

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

DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN FARKLI  
TASARIMLARDAKİ CERRAHİ REHBERLERİN KEMİK ISI  
ARTIŞINA ETKİSİNİN İN VİTRO ORTAMDA İNCELENMESİ

Dt. Uğur Baran GÖZ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
UZMANLIK TEZİ

ANKARA  
2023

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

DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN FARKLI  
TASARIMLARDAKİ CERRAHİ REHBERLERİN KEMİK ISI  
ARTIŞINA ETKİSİNİN İN VİTRO ORTAMDA İNCELENMESİ

Dt. Uğur Baran GÖZ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı  
UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL

ANKARA  
2023

## KABUL VE ONAY

07/11/2023

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Uğur Baran GÖZ' ün 07.11.2023 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında " DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN FARKLI TASARIMLARDAKİ CERRAHİ REHBERLERİN KEMİK ISI ARTIŞINA ETKİSİNİN İN VİTRO ORTAMDA İNCELENMESİ " başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nur MOLLAOĞLU

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL

Üye : Doç. Dr. Emre TOSUN

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Tülin TANER  
Dekan

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. <sup>(3)</sup>

..... / ..... / 2023

Uğur Baran GÖZ

i

<sup>i</sup>“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir \*. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.  
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

\* Tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**

## ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, Doç. Dr. Mustafa Yiğit SAYSEL danışmanlığında tarafımdan retilindiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

**Dt. Uğur Baran GZ**

## TEŞEKKÜR

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki eğitim hayatım süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, tezimin başından sonuna kadar her aşamasında desteklerini esirgemeyen, her zaman ve her konuda arkamda desteğini hissettiğim fakültedeki babam olarak gördüğüm değerli danışman hocam Sayın Doç. Dr. Mustafa Yiğit Saysel'e,

Araştırma Görevlisi olarak geçirdiğim süre zarfında, engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki çok değerli hocalarıma, uzmanlarıma, birlikte çalışmaktan zevk duyduğum sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Bölümde geçirdiğim süre boyunca bana akıl hocası olmuş yaptığım ve yapacağım her vakamda emeği olan Dr. Dt. Serkan Kiriş'e, bölümdeki kardeşim olarak gördüğüm Dt. Berke Karaer'e, beraber çalışmaktan ve dostluğundan her zaman zevk aldığım eş kıdemlim Dt. Görkem Taşkiran'a, fakülteye başladığım ilk günden beri staj arkadaşım, yakın dostum, bölüme başladığım andan itibaren de eş kıdemlim olan Dt. Aydın Onur Gerçek'e,

Tez dönemimde ellerinden gelen her desteği benden esirgemeyen Uzm. Dt. Senem Ünver'e, Nobel Biocare firma temsilcisi yakın arkadaşım olan Baran Yardımcıel'e, vakit geçirmekten çok keyif aldığım dostum Batuhan Kırgil'e,

Staja başladığım günden asistanlık yıllarıma kadar bilgi, deneyimi ve dostluğunu benimle paylaşan Uzm. Dt. Sarper Tan ve gerek bölümde gerek özel hayatımda en büyük destekçilerimden olan her zaman yanımda olduğu için kendimi şanslı hissettiğim Uzm. Dt. Gözde Keleş'e,

Yaşamımın her döneminde karşılıksız sevgi ve emeklerini esirgemeyen, desteklerini hep hissettiğim sevgili annem Prof. Dr. Fügen Özcanarlan, babam Prof. Dr. Mustafa Göz, kardeşim Sude Göz ve kuzenim Ecz. Arda Aşıcı'ya,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle, teşekkür ederim.

**Dt. Uğur Baran GÖZ**

## ÖZET

**Göz U.B. Dental İmplant Cerrahisinde Kullanılan Farklı Tasarımlardaki Cerrahi Rehberlerin Kemik Isı Artışına Etkisinin İn-Vitro Ortamda İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Ankara, 2023.** Diş kaybı insanları hem psikolojik hem de fizyolojik olarak etkileyen bir durumdur, bu nedenle tarih boyunca diş eksikliklerine çözüm yolları bulunmaya çalışılmıştır. Günümüzde diş eksikliklerinin giderilmesi için altın standart tedavi yöntemi dental implantlardır.

Son zamanlarda teknolojinin gelişmesiyle birlikte dental implant uygulamalarının cerrahi rehberler kullanılarak yapılması yaygınlaşmıştır. Bu işlemlerde öncelikle hastalardan alınan kayıtlar bilgisayar ortamına aktarılır ve bu veriler kullanılarak hastaların dental implant cerrahisi planlanır. Oluşturulan planlamanın yapılacak olan cerrahiye doğru şekilde aktarılması için cerrahi rehberler üretilir. Böylece dental implantlar hasta için oluşturulmuş planlamaya uygun şekilde yerleştirilebilmektedir. Ancak cerrahi rehberlerin dezavantajları da bulunmaktadır. Bunların başında kemikte meydana gelen sıcaklık artışı gelmektedir.

İmplant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışı alveol kemiğine zarar vermekte, kemik nekrozuna, implant kayıplarına ve kemik rezorpsiyonlarına neden olabilmektedir. Bu sıcaklık artışı birçok faktörden etkilenmektedir.

Dental implant uygulamalarında cerrahi rehber kullanımının implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını arttırdığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışmamız farklı tasarımlardaki cerrahi rehberlerin dental implant yuvaları açılırken meydana gelen sıcaklık artışına etkilerinin incelenmesini amaçlamaktadır.

Çalışmamızda bilgisayar ortamında geleneksel ve pencereci olmak üzere iki farklı cerrahi rehber ayrıca implant yuvalarının açılacağı yapay kemik modelleri tasarlanmıştır. Bu cerrahi rehberler 3 boyutlu yazıcı kullanılarak polimer rezin ile üretilmiştir. Yapay kemik modelleri ise iç kısmı süngerimsi, dış kısmı kortikal

kemik özelliklerini gösterecek şekilde poliüretandan üretilmiştir. Çalışmamızda aynı zamanda flepli ve flepsiz gruplar da değişken olarak kullanılmıştır.

Tüm değişkenlerle birlikte 6 adet çalışma grubu oluşturulmuş ve her grup için 10 adet implant yuvası 1200rpm hız, 50Ncm tork ile serum fizyolojik soğutması altında açılmıştır. Her implant yuvası için termokupl cihazı kullanılarak hem apikalden hem de boyun bölgesinden elde edilen sıcaklık ölçümleri ile istatistiksel analiz yapılmıştır.

Analiz sonuçlarına göre boyun bölgesinde her iki cerrahi rehber kullanımı da sıcaklığı arttırırken, pencereci cerrahi rehber geleneksel cerrahi rehberle kıyasla daha az sıcaklık artışına neden olmuştur. Apikal bölgede iki tasarım arasında sıcaklık artışı yönünden anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Sonuç olarak dental implant uygulamalarında cerrahi rehber kullanımı serum irrigasyonunun etkinliğini azaltarak sıcaklık artışına neden olmaktadır. Cerrahi rehber kullanarak açılan implant yuvalarına serum irrigasyonunun daha etkili bir şekilde ulaşmasını amaçlayarak tasarladığımız pencereci cerrahi rehber, özellikle boyun bölgesine serum irrigasyonunun ulaşmasını sağlayarak geleneksel cerrahi rehberle kıyasla daha düşük sıcaklık artışına neden olmuştur. Çalışmamız in-vitro olarak yapıldığından konuyla ilgili klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** kemik ısı artışı, kemik sıcaklık artışı, dental implant, oral cerrahi, cerrahi rehber, cerrahi rehber tasarımı, flepsiz implant cerrahisi



## ABSTRACT

**Göz. U.B. Examination of the Effect of Surgical Guides of Different Designs Used in Dental Implant Surgery on Bone Heat Increase in In-Vitro Environment, Hacettepe University Faculty of Dentistry Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Specialty Thesis, Ankara, 2023.** Tooth loss is a condition that affects people both psychologically and physiologically, so throughout history, attempts have been made to find solutions to tooth deficiencies. Today, the gold standard treatment method to compensate for missing teeth is dental implants.

Recently, with the development of technology, it has become common for dental implant surgeries to be performed using guides. In these procedures, first of all, the records taken from the patients are transferred to the computer environment and the dental implant surgery of the patients is planned using these data. Surgical guides are produced to ensure that the planning is correctly transferred to the surgery to be performed. Thus, dental implants can be placed in accordance with the plan created for the patient. However, surgical guides also have disadvantages. The most important of these is the increase of temperature in the bone.

The temperature increase that occurs when opening the implant socket damages the alveolar bone and may cause bone necrosis, implant loss and bone resorption. This temperature increase is affected by many factors.

There are many studies showing that the use of surgical guides in dental implant surgeries increases the temperature rise that occurs during implant slot opening. Our study aims to investigate the effects of surgical guides of different designs on the temperature rise during the opening of dental implant sockets.

In our study, two different surgical guides, traditional and windowed, as well as artificial bone models in which the implant slots will be drilled, were designed in the computer environment. These surgical guides were produced with polymer resin using a 3D printer. The artificial bone models were made of

polyurethane with a spongy interior and cortical bone characteristics on the exterior. In our study, flap and non-flap groups were also used as variables.

Six study groups were formed with all variables and 10 implant slots for each group were opened with 1200rpm speed and 50Ncm torque under saline physiological cooling. For each implant slot, statistical analysis was performed with the temperature measurements obtained from both the apical and neck region using a thermocouple device.

According to the results of the analysis, while both surgical guides increased the temperature in the neck region, the windowed surgical guide caused less temperature increase compared to the traditional surgical guide. In the apical region, there was no significant difference between the two designs in terms of temperature increase.

As a result, the use of a surgical guide in dental implant surgeries reduces the effectiveness of irrigation and causes an increase in temperature. The windowed surgical guide, which we designed with the aim of reaching irrigation more effectively to the implant sockets created using a surgical guide, caused a lower temperature increase compared to the traditional surgical guide, especially by allowing irrigation to reach the neck region. Since our study was performed in-vitro, clinical studies on the subject are needed.

**Key Words:** bone temperature rise, bone heat generation, dental implant, oral surgery, surgical guide, surgical guide design, flapless implant surgery

## İÇİNDEKİLER

<b>KABUL VE ONAY</b>	<b>iii</b>
<b>YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI</b>	<b>iv</b>
<b>ETİK BEYAN</b>	<b>v</b>
<b>TEŞEKKÜR</b>	<b>vi</b>
<b>ÖZET</b>	<b>vii</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>ix</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b>	<b>xi</b>
<b>RESİMLER</b>	<b>xiv</b>
<b>ŞEKİLLER</b>	<b>xv</b>
<b>TABLolar</b>	<b>xvi</b>
<b>1. GİRİŞ</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	<b>3</b>
2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi	3
2.2. Dental İmplant Tipleri	6
2.2.1. Kemik İçi (Endosseoz) İmplantlar	6
2.2.2. Subperiosteal İmplantlar	9
2.2.3. Transosteal İmplantlar	9
2.2.4. Ekstraoral İmplantlar	10
2.4. Osseointegrasyon Kavramı	12
2.5. Kemik Tipleri ve Sınıflandırılması	14
2.6. İmplantasyon Zamanlaması	16
2.6.1. Tip 1 İmplantasyon (İmmediat İmplantasyon)	16
2.6.2. Tip 2 İmplantasyon (Erken İmplantasyon)	17
2.6.3. Tip 3 İmplantasyon (Gecikmiş İmplantasyon)	17
2.6.4. Tip 4 İmplantasyon (İyileşmiş İmplantasyon)	17
2.7. Dental İmplant Uygulamalarında Kullanılan Cerrahi Teknikler	18
2.7.1. Tek ve İki Aşamalı Cerrahi	18
2.7.2. Flepsiz İmplant Cerrahisi	19
2.8. İmplant Yuvası Açılırken Isı Oluşumunu Etkileyen Faktörler	20
2.8.1. Cerraha Bağlı Faktörler	21
2.8.2. Üreticiye Bağlı Faktörler	23

2.8.3. Yuva Açılan Bölgeye Bağlı Faktörler	24
2.8.4. Hastayla İlgili Faktörler	25
2.9. Radyolojik ve Cerrahi Rehberler	25
2.9.1. Radyolojik Rehberler	25
2.9.2. Cerrahi Rehberler	26
2.9.2.1. Geleneksel Cerrahi Rehberler	27
2.9.2.2. Bilgisayar Destekli Dizayn ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD- CAM) Cerrahi Rehberler (Stereolithografik Cerrahi Rehberler)	28
2.9.2.3. Navigasyon Metoduyla Kullanılan Rehberler	30
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	<b>32</b>
3.1. Modellerin Hazırlanması	33
3.2. Cerrahi Rehberlerin Hazırlanması	35
3.3. Ölçümlerin Yapılması	37
3.4. İstatistiksel Analiz	40
<b>4. BULGULAR</b>	<b>42</b>
<b>5. TARTIŞMA</b>	<b>50</b>
<b>6. SONUÇLAR</b>	<b>61</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b>	<b>63</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>M.Ö.</b>	Milattan önce
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Titanyum dioksit
<b>ZrO<sub>2</sub></b>	Zirkonyum dioksit
<b>°C</b>	Santigrat derece
<b>rpm</b>	Rotation per minute
<b>Ncm</b>	Newton santimetre
<b>kg</b>	Kilogram
<b>BT</b>	Bilgisayarlı tomografi
<b>mm</b>	Milimetre
<b>Ark.</b>	Arkadaşları
<b>N</b>	Newton
<b>sn</b>	Saniye
<b>&lt;</b>	Küçüktür
<b>&gt;</b>	Büyüktür
<b>=</b>	Eşittir

## RESİMLER

<b>Şekil</b>		<b>Sayfa</b>
2.1.	Bilinen ilk başarılı implant	4
2.2.	1938 yılında yivli dizayna sahip insanda uygulanan ilk implant	5
2.3.	Kemik içi (endoosseoz) implantlar	6
2.4.	Düz/silindirik ve yivli implantlar	7
2.5.	Paralel duvarlı ve konik duvarlı implantlar	7
2.6.	Tek parçalı ve iki parçalı implantlar	8
2.7.	Kemik ve doku seviyeli implantlar	8
2.8.	Subperiosteal İmplant	9
2.9.	Transosteal implant	10
2.10.	Zigomatik implantlar	10
2.11.	Lekholm ve Zarb sınıflaması	15
2.12.	Misch'in kemik yoğunluk sınıflaması	16
2.13	Tek aşamalı (sol) ve iki aşamalı (sağ) cerrahi prosedürler	18
2.15.	Geleneksel cerrahi rehber örneği	28
2.14.	Stereolithografik cerrahi rehber örneği	30
2.15.	Navigasyon metoduyla kullanılan rehber (X-Guide)	31
3.1.	Solidworks 2020 programında termokupl yuvaları ve implant referans çentikleri ile modelin tasarlanması	34
3.2.	İçi süngerimsi, dış yüzeyleri kortikal olan yapay kemik modeli	34
3.3.	Yapay kemik modeli üzerinde termokupl yuvaları	35
3.4.	Solidworks 2020 programında model ve cerrahi rehberlerin tasarlanması	36
3.5.	“Formlabs Form 2” 3 boyutlu yazıcı cihazı	36
3.6.	Rehber (A) (Sol) ve Rehber (B) (Sağ)	37
3.7.	Nobel Pureset, ölçüm yapılacak model ve cerrahi rehberler, 6 adet kullanılmamış 3.6mm çapında frezler	38
3.8.	Flepsiz Rehber (B) (Sol) ve Flepli Rehber (A) (Sağ) çalışma grupları	39
3.9.	İmplant yuvalarının açılması sırasında termometreye bağlı K tipi termokupl uçları ile 2 farklı noktadan sıcaklık ölçümü	40

## ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
4.1. Gruplara ait T1 noktasındaki maksimum sıcaklıklar	48
4.2. Gruplara ait T2 noktasındaki maksimum sıcaklıklar	49

**TABLolar**

<b>Tablo</b>	<b>Sayfa</b>
4.1. Grup1 maksimum sıcaklık değerleri	44
4.2. Grup2 maksimum sıcaklık değerleri	44
4.3. Grup 3 maksimum sıcaklık değerleri	45
4.4. Grup4 maksimum sıcaklık değerleri	45
4.5. Grup 5 maksimum sıcaklık değerleri	46
4.6. Grup 6 maksimum sıcaklık değerleri	46
4.7. Veriler ortalama±standart sapma ve medyan (minimum- maksimum) olarak verilmiştir	47



## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde modern implantoloji uygulamaları 1960' lı yıllarda başlamış ve günümüzde diş eksikliklerinin giderilmesinde oldukça popüler bir tedavi haline gelmiştir [1]. Dental implant uygulamalarında birçok farklı implant çeşidi ve cerrahi teknik kullanılmaktadır [2].

Günümüzde teknolojinin gelişmesi ile hastalardan alınan tomografi görüntüleri kullanılarak bilgisayar ortamında implant planlaması yapılması ve bu planlamanın hastaya doğru şekilde aktarılması için cerrahi rehberlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır. Rehberli cerrahi uygulamaları hasta başında geçen sürenin azaltılması, implant konumlarının yapılan planlamaya uygun ayarlanabilmesi ve flepsiz implant cerrahine olanak sağlaması gibi avantajlara sahiptir. Ancak serum irrigasyonunun cerraha alana ulaşımını kısıtlaması ve buna bağlı kemikte ısı artışına neden olması gibi dezavantajı da bulunmaktadır [3].

Dental implant uygulamalarında implant yuvaları açılırken meydana gelen sıcaklık artışı alveol kemiğine zarar vererek iyileşme bozukluklarına ve implant kayıplarına neden olabilmektedir. Kemikte meydana gelen sıcaklık artışı frezin çalışma hızı, freze uygulanan kuvvet, çalışma süresi ve şekli gibi birçok faktöre bağlıdır. Cerrahi sırasında bu faktörler göz önünde bulundurulmalı ve yeterli bir serum irrigasyonu ile sıcaklık artışı kontrol altında tutulmalıdır [4].

Literatürde cerrahi rehberlerin serum irrigasyonunun cerrahi alanı ulaşımını kısıtlayarak kemikte sıcaklık artışına neden olduğunu gösteren birçok in-vitro çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda çoğunlukla sığır femural kemiği ve rezin materyaller kullanılmıştır. Kemikte sıcaklık artışını ölçmek için ise çoğunlukla kızılötesi termografi ya da K tipi termokupl kullanılmaktadır [3, 5, 6]. Cerrahi rehber kullanılarak sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda birçok değişken incelenmiştir ancak literatürde farklı

cerrahi rehber tasarımlarının sıcaklık artışına etkisinin incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızın amacı farklı tasarımlardaki cerrahi rehberlerin implant yuvası açılırken kemikte meydana gelen sıcaklık artışına etkisinin in-vitro ortamda incelenmesidir. Bu amaç doğrultusunda bilgisayar ortamında tasarlanarak üretilmiş iki farklı cerrahi rehber kullanılarak, dıştan soğutma sistemleri eşliğinde, özel olarak tasarlanmış poliüretan yapay kemik modelleri üzerinde implant yuvaları açılırken meydana gelen sıcaklık artışı K tipi termokupl kullanılarak ölçülmüştür.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantolojinin Tanımı ve Tarihi

Tarih boyunca diş kaybı insanları hem psikolojik hem de fizyolojik olarak etkileyen bir durum olmuştur. Bu nedenle geçmişten günümüze kadar diş eksikliklerini çözüm yolları bulunmaya çalışılmıştır [7].

Canlı dokulara alloplastik malzemelerin yerleştirilmesi implantasyon olarak tanımlanmıştır [8]. Kelime anlamı olarak implant; Latince 'in=içerisinde' ve 'planto=ekme, dikme, yerleştirme' sözcüklerinin birleşiminden oluşmaktadır. Dental implantlar, diş eksikliği bulunan hastalarda estetik ve fonksiyonel kaybı telafi etmek amacıyla çene kemiklerine cerrahi olarak yerleştirilerek genellikle diş kökünü taklit eden ve titanyumdan üretilen materyallerdir. Diş kayıplarının dental implantlar ile restorasyonu, günümüzde diğer protetik tedavi seçeneklerine iyi bir alternatif olarak görülmekte ve kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır [9].

Günümüzde kullanılan implantların şimdiki hallerini alması uzun bir sürece yayılmaktadır. Bu süreçte diş eksikliklerini restore etmek için tarih boyunca farklı yöntemler kullanılmıştır. Arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde tahta, deniz kabuğu, taş ve hayvan dişleri kullanılarak diş eksikliklerinin giderilmeye çalışıldığı anlaşılmıştır. Bu uygulamaların ilki M.Ö. 4000 yıllarında Çin'de bambu çubuklarına çivi şekli verilerek kemik içine yerleştirilmesidir [8]. Mısırlılar şekillendirilmiş deniz kabuklarını kullanmış, Maya toplumu da mandibular dişlerin yerine kabuk yerleştirmişlerdir [10]. İlk başarılı dental implantın kanıtı M.Ö. 600 yıllarına ait olduğu düşünülen mandibular anterior bölgeye 3 adet kama şeklinde kabuk yerleştirilmesidir [7].



**Resim 2.1.** Bilinen ilk başarılı implant [10]

19. Yüzyılda Avrupa'da implant materyali olarak farklı elementler kullanılmıştır. Maggiolo 1809 yılında altından kök şeklinde implant geliştirmiştir. Lambotte 1900'lerin başlarında alüminyum, pirinç, gümüş, bakır, altın, magnezyum ve altın ya da nikel ile kaplanmış çeliği implant materyali olarak üretmiş ancak elektrolitik etki sonucu bu materyallerde korozyon oluştuğunu gözlemlemiştir [11].

Greenfield 1913 yılında iridyoplatinium kullanarak kök şeklinde olmayan silindirik bir implant dizayn etmiştir. Bu implant sağlam kemik dokusu içerisine bir yuva hazırlanarak sıkı bir temas halinde kemik içerisine yerleştirilmiştir. Ayrıca bu implant üstüne yapılan protez diş, implanttan bağımsız olarak hazırlandığı için aynı zamanda ilk iki parçalı implant olarak da kabul edilmektedir [7, 11].

Alvin ve Moses Strock krom-kobalt-molibden alaşımından oluşan vitalyum ile çalışmıştır. Köpekler ve insanlarda bu materyalle eksik dişleri tedavi etmeyi amaçlamışlar ve insan dokusuna en uygun olan materyali bulmaya çalışmışlardır. Yivli bir tasarıma sahip bir implant üretmişler ve bu implantı taze çekim soketine yerleştirmişlerdir. Yerleştirdikleri implantın etrafının otojen kemik ile iyileştiği izlenmiştir. Bu tasarıma sahip ilk implant 1938 yılında insan üzerinde kullanılmış ve hasta 1955 yılında ölene kadar bu implantla yapılan restorasyonu kullanmaya devam etmiştir [7, 12].



**Resim 2.2.** 1938 yılında yivli dizayna sahip insanda uygulanan ilk implant [13]

Modern implantolojinin temeli 1960'lı yıllarda İsveçli anatomi profesörü Per-Ingvar Brånemark tarafından atılmıştır. Titanyumun, kemik dokusuna gösterdiği uyumu ve osteointegrasyon kavramını ortaya atan Branemark, günümüz implantoloji kavramının öncüsü olarak kabul edilmektedir [1]. Tavşan fibulasında kan akımını izlemek için yaptığı bir çalışmada kemiğin titanyum yüzeyine bağlandığını görmüştür ve bunu diş hekimliği pratiğine taşımıştır [9, 14]. Branemark osseointegrasyonu "canlı kemik ile yük taşıyan implantın yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bağlantıdır." şeklinde tanımlamıştır [1]. 1965 yılında mandibulada defekti olan hastaya 4 adet intraosseöz titanyum implant yerleştirmiş ve üzerine sabit bir restorasyon yapmıştır. 10 yıllık takibin ardından Brånemark, "osseointegrated" adı verilen implantların sunumunu yapmıştır [2].

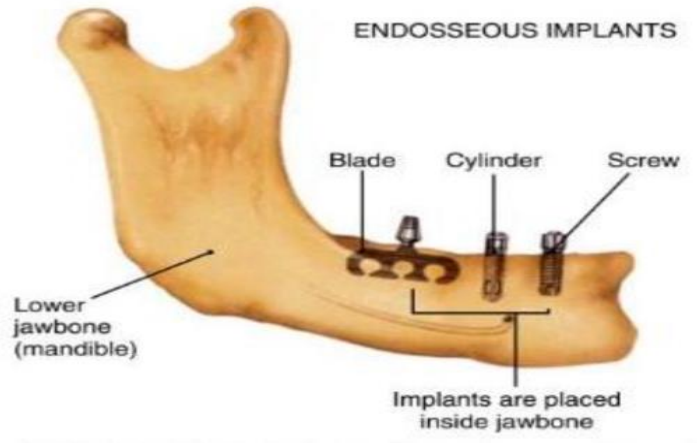
Teknolojinin gelişmesiyle beraber çeşitli materyal ve tasarımlarda implantlar üzerine çalışmalar devam etmektedir. Günümüz modern implantların piyasaya sunulduğu 1982 yılından itibaren tam ve kısmi dişsiz hastalarda farklı tasarım, çeşit ve boyutlarda implant sistemleri başarıyla uygulanmaktadır [2].

## 2.2. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar implantasyonun yapıldığı yere göre 4 ana gruba ayrılabilir. Bunlar kemik içi (endoosseoz), subperiosteal, transosseoz ve ekstraoral implantlardır [15].

### 2.2.1. Kemik İçi (Endosseoz) İmplantlar

İmplant gövdesinin bir bütün olarak alveol kemiğinin içine yerleştirildiği implantlar kemik içi implantlar olarak isimlendirilir. Kemik içi implantlar; kök formu ve blade implantlar olarak ikiye ayrılabilir [15].



**Resim 2.3.** Kemik içi (endoosseoz) implantlar [15]

Kök formu implantlar düz/silindirik ya da yivli tasarıma sahip olabilir. Kök formu yivli tasarıma sahip olan kemik içi implantlar günümüzde en sık kullanılan çeşitleridir [15].



**Resim 2.4.** Düz/silindirik ve yivli implantlar [15]

İmplant duvarları implantın apeksine doğru daralan konik formda ya da birbirine paralel olabileceği gibi ikisinin kombinasyonu şeklinde de olabilmektedir [15].



**Resim 2.5.** Paralel duvarlı ve konik duvarlı implantlar [15]

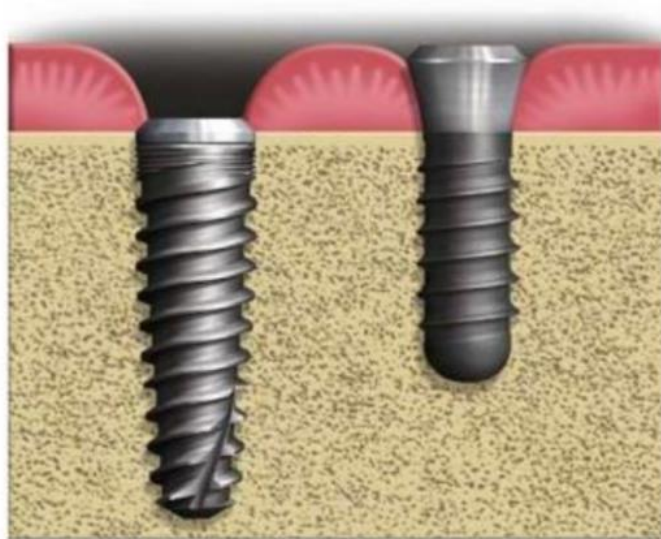
Kemik içi implantlar, implant gövdesi ve buna bağlı üst yapısıyla tek parçalı ya da implant gövdesi ve gövdeye ayrı olarak bağlanan dayanağıyla iki parçalı olabilir. Günümüzde iki parçalı olan implantlar sıklıkla kullanılmaktadır. Tek parçalı implantlar genellikle geçici implant olarak tercih edilmektedir [15].



**Resim 2.6.** Tek parçalı ve iki parçalı implantlar [15]

Kemik içi implantlar implant boyununun sonlandığı yere göre de 2 çeşittir:

- Kemik kreti seviyesinde sonlanan (bone level) implantlar
- Diş eti seviyesinde sonlanan (tissue level) implantlar

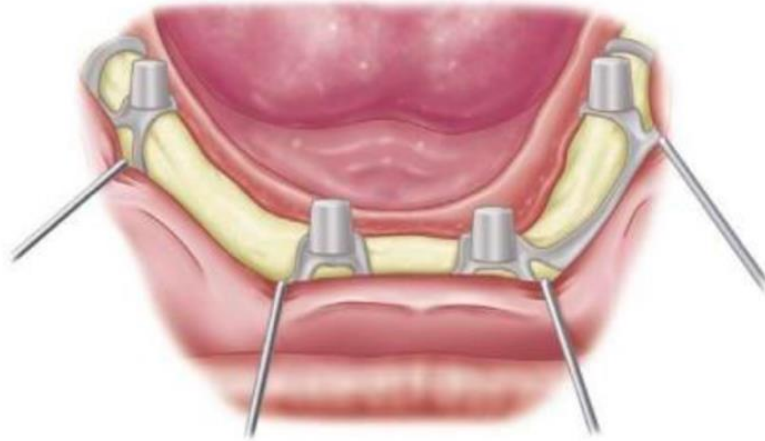


**Resim 2.7.** Kemik ve doku seviyeli implantlar [15]



### 2.2.2. Subperiosteal İmplantlar

Subperiosteal implantlar desteğini kemiği bir çerçeve gibi sararak alan implantlardır. Dişsiz alveol kemik ile periostun arasına yerleştirilir ve bu metal çerçeve üzerine dental protetik üst yapı yapılır. Subperiosteal implantların çene kemiğine osseointegre olduğu düşünülmez. Bu yüzden okluzal yükleri taşıma kapasiteleri sınırlıdır [15].



**Resim 2.8.** Subperiosteal İmplant [12]

### 2.2.3. Transosteal İmplantlar

Transmandibular implant olarak da adlandırılan bu implantlar kemiği boyu boyunca geçen bir tasarıma sahiptir. Bu tasarım aşırı atrofiye uğramış mandibulalarda kullanılmaktadır. Mandibula bazisine yerleştirilen bir metal plak ve bu plaktan çıkıp mandibula içinden ilerleyerek oral mukozaya çıkan barlardan oluşur [15].



**Resim 2.9.** Transosteal implant [12].

#### **2.2.4. Ekstraoral İmplantlar**

İleride derecede atrofiye uğramış maxillada kullanılan implantlardır. Zigomatik ya da pterigoid kemiğe uygulanabilirler. Bu nedenle zigomatik ya da pterigoid implantlar olarak adlandırılırlar. Geleneksel kemik içi implantlardan daha uzun olup görüşün kısıtlı olduğu alanlara uygulandığından cerrahisi teknik hassasiyet gerektirir [15].



**Resim 2.10.** Zigomatik implantlar [15].

#### **2.3. Dental İmplant Yapımında Kullanılan Materyaller**

Biyolojik sistemlerle etkileşimde olan biyomedikal cihazlarda kullanılan materyaller biyomateryal olarak tanımlanabilir. İnert metal ve alaşım

biyomateryaller ortopedi ve diş hekimliği gibi biyomedikal uygulamaların sıklıkla yapıldığı branşlarda kendine yer edinmiştir. Fiziksel ve kimyasal özellikleri ayrıca etrafındaki biyolojik dokularla uyumlulukları sebebiyle kullanımları gittikçe yaygınlaşmaktadır. Osseointegrasyon mekanizması da kullanılan biyomateryallerle yakından ilişkilidir. Kullanılan biyomateryaller beş ana başlık altında sınıflandırılabilir [16]:

- Polimerler
- Metaller
- Seramikler
- Doğal biyomateryaller
- Kompozit biyomateryaller

Ticari olarak saf titanyum, titanyum alaşımları ve zirkonyum günümüzde tercih edilen dental implant materyalleridir [17].

Titanyum, biyolojik olarak inert ve korozyona yüksek dayanıklılık gösteren bir materyaldir. Havayla temas ettiğinde titanyum 3-10 nanometre kalınlığında oksit tabakası oluşturur. Titanyum dioksit ( $TiO_2$ ) kimyasal olarak stabil ve korozyona dirençli bir tabakadır ve metali temasta bulunduğu çevreden ayırır. Bu sayede titanyum, içinde bulunduğu dokuların zarar verici etkilerinden korunur [17].

Ticari olarak saf titanyumun dört derecesi vardır. Dereceler arasındaki farklılık titanyumun saflığına dayanır ve derece arttıkça titanyumun dayanıklılığı artar. Bu yüzden dental implantların çoğu 4. derece ticari saflıkta titanyum kullanılarak üretilir [17].

Zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) dental implantlarda kullanılan, biyoyumluluğu titanyum ile benzer olan bir seramik çeşididir. Seramiğin dental implant materyali olarak en büyük avantajı, beyaz renkte olmasıdır. Böylece kemik rezorpsiyonuna bağlı özellikle estetik bölgelerde dişeti altından koyu renk metal yansımasının önüne geçilmiş olur. Kemiğe titanyum kadar iyi

osseointegre olup olmadığı tartışma konusu olsa da titanyuma yakın biyouyumluluğa ve osseointegrasyona sahip olduğu düşünülmektedir. Materyal sertliği ve korozyon direnci yüksektir. Zirkonyum implantlar tek parçalı olarak üretilmektedir. Bu yüzden implant açılmasındaki hataları tolere etmek güçtür ve implant ağız ortamına açık bir şekilde iyileşmek zorundadır. Zirkonyum implantların rutin kullanımları için uzun dönemli klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır [16, 17].

## 2.4. Osseointegrasyon Kavramı

1969 yılında Branemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon terimi; Latince, os 'kemik' ve integrate 'birleşmek' kelimelerinin bir araya gelmesiyle oluşturulmuştur ve 'sağlıklı, canlı kemik ile yükü karşılayan implant yüzeyi arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı' olarak tanımlanmaktadır [18, 19].

Schroeder ve arkadaşları ise 1976 yılında implant ile kemik arasındaki rijit fiksasyonu 'fonksiyonel ankiloz' olarak adlandırmışlar ve 'atravmatik implant yerleştirme kurallarına uygun olarak yerleştirilen implantın primer stabilite göstermesi şartıyla doğrudan kemik yüzeyine teması' olarak fonksiyonel ankilozun tanımını yapmışlardır [20, 21].

Osseointegrasyon üzerine yapılan tanımlamalar genelde klinik bir durumu ifade etmektedir ancak bu süreç aslında histolojik bir olgudur. İmplantın çevresindeki kemiğin iyileşme süreci, kemik implant arayüzü tamamen yeni kemikle dolana kadar bir dizi hücrel ve hücre dışı biyolojik olayları içerir. İmplant yüzeyi ile kemik arasında direkt bir temas mikroskopik olarak görülene kadar devam eden bir süreçtir [22].

Osseointegrasyon süreci 3 fazdan oluşmaktadır [23];

- Osteofilik faz: ilk 1 aylık bir süreçtir
- Osteokondüktif faz: 4. aya kadar geçen süreçtir

- Osteoadaptif faz: 4. aydan itibaren başlar ve implant fonksiyonel yük altında olduğu sürece devam eder.

İmplant kemik içine yerleştirildikten sonra başlayan süreçte ilk görülen aşama hematoma oluşumudur. Kan ile birlikte ortama gelen alyuvarlar, plateletler ve inflamatuvar hücreler implant ve kemik arasında çeşitli sitokin, büyüme faktörleri ve farklılaşma faktörleri salgırlar. İmplant yerleşimini takiben oluşan pıhtı, çeşitli hücrelerin göçü ve farklılaşması için bir iskelet görevi görür. Osteojenik hücreler, osteoid dokuyu ve lameller kemiğe dönüşecek olan trabeküler kemiği oluşturmakla görevlidirler [24]. Yeni oluşan bu trabeküler ağ, implantın biyolojik olarak sabitlenmesini sağlar. İmplant yerleşiminden birkaç gün sonra osteoblastlar direkt temas ettikleri yüzeye kolajen matriks depolamaya başlarlar. Kalsifiye matriksin birikmeye başlamasıyla örgü kemik, kemik-implant arayüzünü doldurmaya başlar. Cerrahiden sonra 10. gün ile 14. gün arasında erken trabeküler kemik oluşumu başlar. Bunu takiben oluşan örgü kemik aşamalı olarak yeniden düzenlenir ve lameller kemiğe dönüşür. 3. ayın sonunda ise örgü ve lameller kemik titanyum implantın etrafında bir arada bulunmaktadır. Yükleme yapılan implantın yüzeyine temas eden kemik, okluzal strese maruz kaldıkça uyum sağlamak için sürekli remodasyona uğrar.

Osseointegrasyon başarısı bazı faktörlere bağlıdır. Bunlar [25];

- İmplant materyeli
- İmplant tasarımı ve kimyasal içeriği
- İmplant yüzeyinin topografisi
- İmplantın uzunluğu ve çapı
- İmplant yüzey işlemleri
- Konak kemiğin durumu ve iyileşme potansiyeli
- İmplantın yükleme koşulları
- Uygulanan cerrahi teknik

## 2.5. Kemik Tipleri ve Sınıflandırılması

İmplantolojide klinik başarı için en önemli faktörlerden birisi de implant yapılacak bölgenin kemik yoğunluğudur. Kemiğin dayanıklılığı ve kuvveti, kemik- implant temas oranı, implanttan kemiğe iletilen kuvvetler kemik yoğunluğuyla doğrudan ilişkilidir. Diğer değişkenler sabit tutulduğunda, yumuşak tip kemikte implant sağ kalım oranlarının daha düşük olduğu gösterilmiştir [26]. Tedavi planı oluşturulurken; implant sayısı, çapı, pozisyonu ve dizaynı gibi değişkenler bu durum göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir [11].

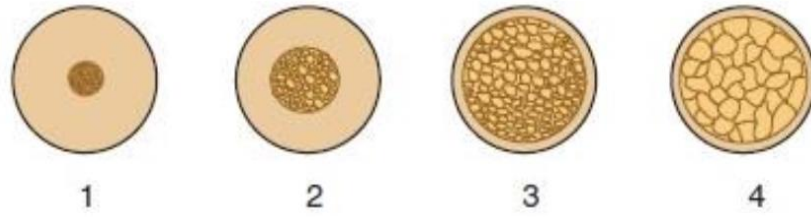
Kemiğin implant başarısı üzerine etkisi uzun zamandır bilinmekte olup, Linkow 1970 yılında kemik yoğunluğunu üç sınıfta incelemiştir:

- Sınıf 1 Kemik Yapısı: İdeal kemik tipi. Küçük boşluklar içeren kansellöz kemik ve eşit aralıklı trabeküllerden oluşur.
- Sınıf 2 Kemik Yapısı: Osseoz paternin benzer olmadığı daha geniş kansellöz kemik ve boşluklar içeren kemik yapısıdır.
- Sınıf 3 Kemik Yapısı: Kemik trabekülleri arasında geniş boşluklar içeren kemik yapısıdır.

Linkow, sınıf 3 kemik yapısının implantın kemik içerisinde stabil kalamayacağını bu yüzden sınıf 2 ve sınıf 1 kemik yapısında implant başarısının daha tatmin edici sonuçlara ulaşılacağını belirtmiştir [27].

1985 yılında Lekholm ve Zarb çenelerin anteriorunda bulunan kemik kalitesini dört sınıfa ayırmıştır [28]:

- Q1: Homojen kompakt kemik
- Q2: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında kalın kortikal kemik
- Q3: Yoğun trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik
- Q4: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik ve etrafında ince kortikal kemik

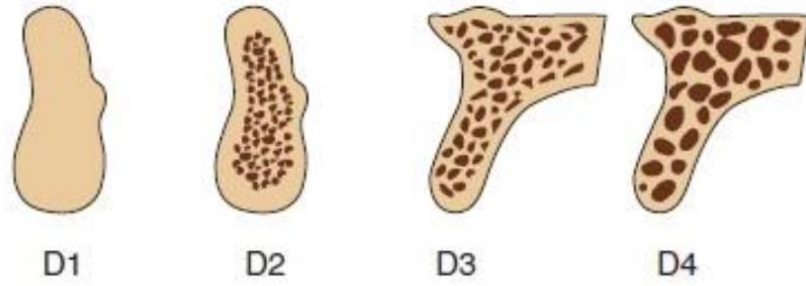


**Resim 2.11.** Lekholm ve Zarb sınıflaması [11]

1988 yılında Misch, çenenin bölgelerinden bağımsız olarak, kemiğin makroskobik kortikal ve trabeküler karakteristiğine göre 4 farklı yoğunlukta kemik tarif etmiştir. Bu sınıflamaya göre farklı yoğunluktaki kemikler için ayrı ayrı tedavi protokolleri oluşturmuştur. Böylece farklı yoğunluktaki her kemik tipi için benzer implant sağ kalım oranlarına ulaşılabileceğini savunmuştur [29].

Misch'in kemik sınıflaması şu şekildedir:

- D1: Neredeyse tamamen yoğun kortikal kemikten oluşur. Çoğunlukla mandibula anterior bölgede izlenir.
- D2: Kret tepesinde dıştan içe azalan şekilde yoğun bir kortikal kemik ve içinde trabeküler kemikten oluşur. En sık mandibula anterior bölgede izlenmekte olup maksilla anterior ve mandibula posterior bölgede de izlenebilir.
- D3: Kret tepesinde daha ince ve pöröz kortikal kemik ve trabeküller arasında daha fazla boşluğun olduğu kemiktir. En sık maksilla anterior bölgede izlenmekte olup çenelerin tüm bölgelerinde izlenebilmektedir.
- D4: Neredeyse krestal kortikal kemiğin izlenmediği geniş trabeküler boşlukların olduğu kemiktir. En sık maksilla posteriorda izlenir [11].



**Resim 2.12.** Misch'in kemik yoğunluk sınıflaması [11]

## 2.6. İmplantasyon Zamanlaması

Alveolar krette boyutsal değişimler genellikle diş çekimini takiben ilk 3 ay içerisinde meydana gelmektedir [30, 31]. Kretin hem yüksekliğinde hem de genişliğinde oluşan bu değişimler ilerleyen dönemlerde bu bölgeye yerleştirilecek implantı etkileyebilmektedir. Klinisyenler, dental implantların uygulanmaya başlandığı ilk dönemlerde dişsiz sahaya implant yapmak için çekimin üzerinden 6 ay beklenmesi gerektiğini savunmaktaydılar. Ancak bu durum tedavi sürecini uzatmakta ve zamanla atrofiye uğrayan kretlerde ek cerrahi gereksinimi doğurabilmektedir. Bu sebeplerle dişin çekildiği seans implantın çekim soketine yerleştirilmesi (immediat implantasyon) prosedürü popülerlik kazanmaya başlamıştır [30]. Yara yeri iyileşme sürecinin farklı aşamalarında, istenen klinik sonuçlar esas alınarak 4 tip implantasyon zamanlaması tanımlanmıştır [32].

### 2.6.1. Tip 1 İmplantasyon (İmmediat İmplantasyon)

Dişin çekimi ile aynı seansta implantın yerleştirilmesinin, tek cerrahi prosedürde tamamlanmasıdır. Bu prosedür sayesinde cerrahi işlem sayısı azalır ve tedavi süreci kısalır. İmplantın yerleştirilip kalan boşlukların greftlenmesi çekim soketinin korunması sağlayabilir. Ancak çekim soketinin morfolojisi implantın uygun pozisyonda yerleştirilememesine ve yeterli stabilite alınamamasına neden olabilir. Yetersiz keratinize diş eti olduğundan flep adaptasyonu sağlamak zordur. İmplant çekim soketine yerleştirildikten sonra da



soket morfolojisinin değişmeye devam edeceği göz önünde bulundurulmalıdır. İnce yumuşak doku fenotipi estetik problemlere yol açabilir bu nedenle ek cerrahi prosedürler gerekebilir. İmmediat implantasyon teknik hassasiyet gerektiren bir işlem olarak kabul edilmektedir ve yeterli tecrübeye sahip cerrahların bu tip implantasyonu gerçekleştirmeleri önerilmektedir.

### **2.6.2. Tip 2 İmplantasyon (Erken İmplantasyon)**

Çekim soketinin yumuşak doku iyileşmesi tamamlanıp, kemik ile dolumu tamamlanmadan implantın yerleştirilme işlemidir. İyileşme için 4-8 hafta sürer ve bu iyileşme sürecinde bölgedeki mevcut patolojilerin çözülümü de sağlanmış olur. Yumuşak doku iyileşmesinin tamamlanmış olması flep yönetimini kolaylaştırır ancak yumuşak doku iyileşmesinin beklendiği süre zarfında çekim bölgesinde sert doku rezopsiyonu meydana gelebilir. Bu yüzden implantasyon sırasında sert doku greftlemesi yapmak gerekebilir. Soket morfoljisi implantın uygun konumda yerleştirilmesine ve yeterli stabilite alınmasına engel olabilir. Ek cerrahi prosedürler gerekebilir ve toplam tedavi süresi uzayabilir. Tip 1 implantasyon gibi bu teknik de hassasiyet gerektiren bir prosedürdür.

### **2.6.3. Tip 3 İmplantasyon (Gecikmiş İmplantasyon)**

Çekim soketinin klinik veya radyolojik olarak önemli miktarda kemikle iyileştiğinin gözleendiği zaman gerçekleştirilen implantasyondur. Bu iyileşme süreci genellikle 12-16 hafta sürer. Yumuşak dokuların maturasyonu tamamlanmıştır ve çekim soketi kemik ile dolduğundan implantın yerleştirilmesi daha kolaydır. Ancak tedavi süresi uzar ve iyileşme süreci boyunca soket duvarları rezorbe olur.

### **2.6.4. Tip 4 İmplantasyon (İyileşmiş İmplantasyon)**

Diş çekiminin üzerinden 16 haftadan fazla süre geçmiş, klinik ve radyolojik olarak tamamen iyileşmenin izlendiği çekim soketine yapılan implantasyondur. Tüm sert ve yumuşak dokularda iyileşme tamamladığı için

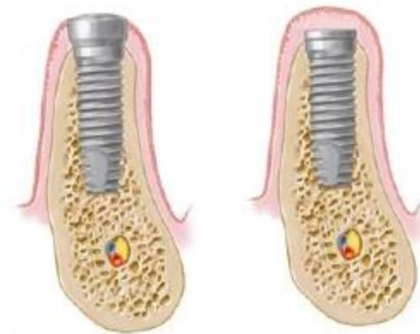
daha kolay bir cerrahiye olanak sağlar. Ancak tedavi süreci uzamıştır. Mevcut kemik hacminde değişiklikler oluşabilir bu yüzden ek cerrahi gereksinimi oluşabilir.

## 2.7. Dental İmplant Uygulamalarında Kullanılan Cerrahi Teknikler

Başarılı bir osseointegrasyon için cerrahi teknik de oldukça önemli bir değişkendir. İmplant uygulamaları çift aşamalı, tek aşamalı ve flepsiz cerrahi olmak üzere gerçekleştirilebilir.

### 2.7.1. Tek ve İki Aşamalı Cerrahi

İmplantın iyileşmesi sırasında, ağız ortamına açılarak (tek aşamalı cerrahi prosedür) ya da ağız ortamından uzak tutularak (iki aşamalı cerrahi prosedür) osseointegrasyon sürecini geçirmek mümkündür. İki aşamalı cerrahi prosedür uygulanacağı zaman implantın üzerine kapama vidası yerleştirilir. Kapama vidası, implant üst yapısının implant gövdesine bağlanacağı bölgeye yumuşak dokuların ve kemiğin ilerlemesine engel olur. İmplantın osseointegrasyonu tamamlandıktan sonra ikinci aşama cerrahisi gerçekleştirilir. Bu aşamada diş eti altında kalan kapama vidasına ulaşılarak bu parça iyileşme başlığıyla değiştirilir. Böylece implant ağız ortamına açılmış olur. İyileşme başlığının etrafında diş eti iyileşmesi tamamlandıktan sonra protez aşamasına geçilir [11, 33].



**Resim 2.13** Tek aşamalı (sol) ve iki aşamalı (sağ) cerrahi prosedürler [34]

Branemark geleneksel olarak, implant başarısızlığını minimize etmek ve başarılı bir osseointegrasyon sağlamak için iki aşamalı cerrahi protokolü önermiştir. Yumuşak dokuların altında iyileşmeye devam eden implantların üzerinin açılması için mandibulada 3-4, maksillada ise 6-8 ay beklenmesini savunmuştur. Böylece iyileşme sırasında implant üzerine gelebilecek istenmeyen yüklerden implant korunmuş ve implantın osseointegrasyon sırasında hareketsizliği sağlanmış olacaktır [35].

Yeterli primer stabilitenin sağlanamadığı durumlarda, yönlendirilmiş doku rejenerasyonlarında ve hastanın dişsiz bölgede hareketli geçici protez kullanacağı durumlarda iki aşamalı cerrahi prosedürün tercih edilmesi önerilmektedir [36].

Tek aşamalı cerrahi prosedürde implant kemiğe yerleştirildiği anda üzerine iyileşme başlığı takılır ve osseointegrasyon süresince implant ağız ortamına açık bırakılır. Tek aşamalı cerrahi prosedürün en büyük avantajı ikinci cerrahi gereksinimi ortadan kaldırmasıdır. Ayrıca iyileşme sürecinde implantı klinik olarak değerlendirmek de mümkündür [37].

### **2.7.2. Flepsiz İmplant Cerrahisi**

Dental implant uygulamalarında cerrahi rehber kullanımı son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir [38]. Flepsiz implant cerrahisinin kemik iyileşmesinde ve osseointegrasyonda olumsuz etkili olduğu düşünülmekte iken son yıllarda yapılan çalışmalarda en az girişimsel olan bu tekniğin gerek osseointegrasyonda gerek ise kemik iyileşmesinde olumsuz bir etkiye yol açmadığı görülmüştür [39].

İmplant tek aşamalı cerrahideki gibi osseointegrasyon döneminde iyileşme başlığı ile ağız ortamına açık halde bırakılır ancak flep kaldırılmadığı için kemik beslenmesi daha az bozulur. Dolayısıyla iyileşme daha hızlı ve kaliteli olarak gerçekleşir. Flepsiz implant cerrahisinin avantajları şu şekilde sıralanabilir;

- İnsizyon miktarının sınırlı olmasından dolayı skar ve iyileşmesi beklenen doku miktarı daha azdır.
- Daha hızlı yara iyileşmesine sahiptir.
- Daha az travmatiktir.
- Operasyon süresi kısadır.
- Erken yükleme vakalarında tercih edilebilir.
- Hasta daha konforlu bir operasyon sonrası dönem geçirir.

Tüm bu avantajlarına rağmen başarılı bir flepsiz cerrahi uygulaması teknik hassasiyet gerektirir. Başarılı bir flepsiz implant cerrahisi gerçekleştirebilmek için bazı dikkat edilmesi gereken koşullar vardır. Bunlar;

- Kemik perforasyonlarından kaçınmak için kemik genişliği yeterli olmalı,
- Diş eti kalınlığı yeterli olmalı,
- Kemik ve yumuşak doku arttırımına ihtiyaç duyulmamalı.

Flepsiz implant cerrahisinin dezavantajları ise şunlardır;

- Hekimin deneyimli olması gerekliliği,
- Kemik frezleme sırasında ısı artışı olmaması için irrigasyona azami özen gösterilmesi gerekliliği,
- Kemikte perforasyon riskinin yüksekliği [40].

## **2.8. İmplant Yuvası Açılırken Isı Oluşumunu Etkileyen Faktörler**

Cerrahi işlem sırasında kemikte aşırı ısı oluşumu başarıyı olumsuz etkilemektedir. Ericcson ve arkadaşları, kemikte işlem sırasında oluşan ısının kemik hücreleri için eşik değer olan 47 °C geçmemesi gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek ısı sonucu implant - kemik ara yüzeyinde fibröz doku ortaya çıkmakta ve bu durum osseointegrasyonu başarısızlığı uğratmaktadır [41]. İmplant yuvası açılması sırasında ısı oluşumunu etkileyen faktörler; üreticiye, cerraha, bölgeye ve hastaya bağlı olmak üzere 4 grupta incelenebilir.

## **2.8.1. Cerraha Bağlı Faktörler**

### **Freze Uygulanan Kuvvet**

İmplant yuvası hazırlanması sırasında uygulanan kuvvet konusundaki tartışmalar hala devam etmektedir. Bazı araştırmacılar uygulanan kuvvetin artırılmasıyla oluşan ısının artacağı yönünde görüş bildirmişlerdir [42, 43]. Buna karşın frezleme sırasında oluşan sıcaklığın, kuvvetin artırılmasıyla azalacağını belirten araştırmalar da mevcuttur [44].

### **Aşamalı ve Tek Seferde Frezleme**

İmplant yuvasının genişletilmesi, aşamalı olarak veya tek seferde yapılabilir. Tek seferde yuva açılması 20000 rpm hızda, fiksasyon vida ve plakları için uygundur [45]. Buna karşın aşamalı şekilde kortikal kemikten kısım kısım kemik kaldırarak yuva hazırlanması, İskandinav Osseointegrasyon Grubu tarafından önerilen bir yöntemdir [45, 46]. Eriksson ve Adell'in 1986'da insan ve hayvan kemik modellerinde in vivo olarak yaptığı çalışma da bunu desteklemektedir [4].

### **Aralıklı ve Devamlı Frezleme**

Frezleme sırasında içten veya dıştan yapılan soğutma ile oluşan ısı azaltılır. Aralıklı olarak yapılan frezleme, yuva açılan bölgeden çıkan kemik parçacıklarının frezin etrafından uzaklaşabilmesini ve soğutma solüsyonunun freze ve kemiğe temas edebilmesini sağlar. Devamlı olarak frezleme yapıldığında frez etrafında biriken kemik artıklarının tıkayıcı etkisiyle soğutma solüsyonu freze ve kemiğe temas edemeyeceği gibi frezin kesen kenarları da tıkanır. Böylece implant yuvasının açım süresi uzayacağından oluşan ısı da artacaktır [4, 33].

## **Frezleme Hızı**

Literatürde frez hızının değerlendirildiği birçok klinik ve deneysel çalışma bulunmasına rağmen, bu konu üzerindeki tartışmalar hala devam etmektedir. Bazı çalışmalarda kemik onarımının ve iyileşmesinin değişik hızlarda frez kullanılmasıyla ilişkili olmadığı bildirilirken [47], bazı çalışmalarda düşük hızda frezleme yapıldığında sürtünme nedeniyle oluşan ısının da azaldığı yönünde sonuçlar bildirilmiştir [48, 49]. Frez hızının ısı oluşumuna etkisinin değerlendirilmesinde; çalışma yöntemi, frez kullanılan bölge, frez çeşidi gibi değişkenler göz önünde bulundurulmalıdır [50]. Bu faktörlerin yanında döner aletin serbest olarak çalıştığı sırada ekranda okunan frez hızı ile klinik veya deneysel olarak kullanıldığı sırada ölçülen frez hızında %50'ye kadar azalma olabilmektedir [43]. İmplant cerrahisinde, yüksek torklu ve 1500-2000 rpm arasındaki hızda çalışan döner aletlerin en düşük ısı artışına neden olduğu gösterilmiştir [4].

## **Süre**

Eriksson ve Albrektsson frezleme süresi ile sürtünmeyle oluşan ısı arasında çok ciddi bir ilişki olduğunu göstermişlerdir. Yaptıkları çalışmada kemiğin 5 dakika boyunca 47 °C 'ye kadar ısıtılmasıyla, 30 günlük sürede yaklaşık %20 oranında kemik rezorpsiyonu olacağını belirtmişlerdir [46]. Cordioli ve Majzoub, implant yuvası açılırken ortalama ağırlığın 2 kg ve frez hızının da 2000 rpm'i geçmeyecek oranda olması gerektiğini ve implant yuvası açılırken meydana gelen maksimum ısının normale dönmesi için gerekli olan süreye etkili olan faktörlerin; kavite derinliği, kavite çapı ve frezin geometrisi olduğu belirtilmiştir [51].

## 2.8.2. Üreticiye Bağlı Faktörler

### Frez Tasarımı ve Geometrisi

Günümüzde, piyasada birçok farklı frez sistemi bulunmaktadır ve bunların tek tek birbirleriyle karşılaştırılması zordur. Mathews ve Hirsch'in insan kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada, frez dizaynı ve geometrisinin ısıya etkisi olduğu gösterilmiştir [44].

### Soğutma Sistemleri

Soğutma sistemlerine göre implant frezleri, içten ve dıştan soğutmalı olmak üzere ikiye ayrılır. İçten soğutma sistemiyle sağlanan soğutmanın, kemikte açılan yuvanın derinliğinden etkilenmediği rapor edilmiştir [50]. İmplant yuvası açılırken içten ve dıştan soğutmalı sistemlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, iki grup arasında ısı artışı yönünden istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür [52]. Haider ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada ise içten soğutmalı sistemin ek olarak dıştan soğutma desteği de sağlanmasıyla, özellikle kortikal kemikler için avantajlı olacağı belirtilmiştir [53].

### Frez Keskinliği

Frez keskinliği, implant yuvasının açılması sırasında oluşacak ısı artışında etkilidir [49]. Frez keskinliğinin azalmasının daha fazla ısı artışına neden olacağı bildirilmiştir [44]. Frezin keskinliğini azaltan faktörler; kullanım sayısı, uygulanan kuvvet, sterilizasyon tekniği, kullanıldığı kemiğin yoğunluğu, yapıldığı materyal ve yüzey özelliği olarak belirtilmiştir [33]. Bazı üreticiler tarafından frezin kullanım sayısı belirlenmiştir. Genelde olarak klinik kullanım sırasında frezin istenen yuvayı hızlı bir şekilde açamadığı gözlemlendiğinde, o frezin değiştirilmesi önerilmektedir [50].

## **Frezin Çapı**

Literatürde frezin çapı arttıkça oluşan ısının azaldığı bildiren çalışmalar mevcuttur [51] ancak oluşan ısıyı, kullanılan frezin çapından çok, yuva açımı sırasında kaldırılan kemik miktarının etkilediği bildirilmiştir [33].

### **2.8.3. Yuva Açılan Bölgeye Bağlı Faktörler**

#### **Kortikal Kalınlık**

İmplantın stabil olabilmesi için, implantın kortikal kemikten destek alması gereklidir [54]. Damarlanma, iyileşme kapasitesi ve termal iletim faktörleri açısından kansellöz kemik avantajlı iken erken dönemde stabilite açısından kortikal kemik önem taşımaktadır [55]. Frezleme aşamasında kortikal kemiğin kansellöz kemiğe oranla ısınma miktarının daha fazla olduğu bilinmektedir [46].

#### **İyileşmiş ile İyileşmekte Olan Bölge**

Son yıllarda diş çekimini takiben çekim soketine implant yerleştirip, soketteki iyileşme sürecinden faydalanılarak hastalara daha hızlı bir tedavi sunma fikri giderek yaygınlaşmaktadır [56]. Bazı çalışmalar implant yuvası açılırken yeni çekim yapılmış olan bölgede, iyileşmiş olan bölgeye oranla daha az ısı oluştuğu yönünde sonuçlar göstermiştir [57, 58]. Diş çekimine bağlı oluşan sokete implant yuvası açılırken geniş bir soket içerisinde ve sadece apikal bölgede frezle genişletme yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Dolayısıyla yuva açılması sırasında oluşan ısı da az olmaktadır [50].

#### **Açılan Yuvanın Derinliği**

Açılan yuvanın derinliği arttıkça frezleme sırasında oluşan ısının da arttığı raporlanmıştır [51]. Bununla birlikte içten soğutmalı frezlerle



çalışıldığında oluşan ısının derinlikten etkilenmediğini raporlayan çalışmalar da mevcuttur [50].

#### **2.8.4. Hastayla İlgili Faktörler**

##### **Yaş**

İlerleyen yaşla birlikte kemikte bazı fizyolojik değişiklikler olmaktadır. Bu değişiklikler içerisinde; kemiğin daha yoğun ve daha kırılabilir olması, medüller kavitenin genişlemesi sonucu kortikal kalınlığın azalması ve iyileşme kapasitesinin azalması sayılabilir. Kemikteki ısı artışını etkileyen faktörlerden bir çoğu incelenmiş olmasına karşın, ısının yaşla olan ilişkisi üzerine yapılan herhangi bir çalışma bulunmamaktadır [50].

##### **Kemik Yoğunluğu ve Yapısı**

Kemik, yoğunluk açısından kişiden kişiye, kemikten kemiğe hatta kemiğin farklı bölgelerine göre değişiklik gösterebilir. Yacker ve Klein, implant yuvası açılması sırasında oluşan ısıda, kemik yoğunluğunun yuvanın derinliğinden daha etkili olduğunu ve kemik yoğunluğu arttıkça oluşan ısının da arttığını göstermişlerdir [33].

#### **2.9. Radyolojik ve Cerrahi Rehberler**

##### **2.9.1. Radyolojik Rehberler**

İmplant cerrahisi ile ilgilenen birçok hekim özellikle tam dişsiz ağızlarda implant uygulanacak bölgeleri BT üzerinde belirlemede zorlanmaktadır. Bitmiş protezdeki dişlerin geleceği olası yerleri belirlemek bu gibi durumlar için oldukça önemlidir. Bu problemi çözmek için akrilik rezinden veya termoplastik materyallerden radyolojik rehber hazırlama yoluna gidilmiştir. Bunun için protezin oturma sahalarının ölçüleri alınarak hazırlanan akrilik rehberler üzerine BT 'de görülecek radyoopak işaretleyiciler yerleştirilmektedir [59, 60].

Geleneksel BT tetkikleri için radyopak işaretleyici olarak; metal toplar, metal teller, baryum sülfat içeren dişler ve guta-perkadır kullanılabilir. Orta derecede radyopak olması, kullanımının kolay olması ve her klinikte sıklıkla bulunması nedeniyle guta-perka bu seçenekler arasından en çok tercih edilen materyaldir [61-63].

Guta-perka BT' de rahatlıkla görülebilirken herhangi bir saçılma artifaktına da sebep olmamaktadır. Radyopak işaretleyici olarak guta-perka kullanımı tercih edildiği zaman implant planlanan bölgeye 1,0–2,0 mm'lik kanallar açılmalıdır. Dikkat edilmesi gereken bir diğer konu da guta-perka konularının olabildiğince dişetine yakın yerleştirilmesidir. Aksi takdirde kesitlerde görülmeyebilir. Açılan kanallar tam olarak guta-perka ile doldurulmalıdır ancak arada boşluklar kalsa bile akrilik yapıya göre daha radyolüsent bir görüntü oluşacağından planlamaya devam edilebilir [11].

### **2.9.2. Cerrahi Rehberler**

İmplantların doğru yere, uygun pozisyonda yerleştirilmesi dental implant tedavisinin en önemli aşamasıdır. Gelişen cerrahi metotlar ve artan protetik beklentiler planlama aşamasının hassasiyetle yapılmasını gerektirmektedir. Bu artmış beklentiler öncelikle detaylı bir radyolojik inceleme gerekmektedir [64]. Son zamanlarda 3 boyutlu planlama programları ve navigasyon sistemleri de son dönemlerde oldukça popüler hale gelmiştir.

Cerrahi rehberler üretim tiplerine göre üç grupta incelenebilir:

- Geleneksel cerrahi rehberler
- Bilgisayar Destekli Dizayn ve Bilgisayar Destekli Üretilen (CAD-CAM) cerrahi rehberler (Stereolithografik cerrahi rehberler)
- Navigasyon metoduyla kullanılan cerrahi rehberler

Kullanım tipine göre ise cerrahi rehberler ikiye ayrılırlar:

- Mukoza üstü cerrahi rehberler
- Kemik üstü cerrahi rehberler

Planlanan cerrahinin doğru olarak uygulanabilmesi için hangi cerrahi rehber tekniği kullanılırsa kullanılsın, rehberler yerleştirildikleri pozisyonda stabil olmalıdırlar. Eğer rehber dişli arkta kullanılacaksa, stabil olmalarına yetecek şekilde dişin üstüne ya da etrafına ideal şekilde oturtulmalıdırlar. Eğer dişler mevcut değilse rehber stabil olmasına yetecek kadar bazal oturma sahasına sahip olmalı ya da stabilizasyon vidalarıyla sabitlenmelidir [65].

### **2.9.2.1. Geleneksel Cerrahi Rehberler**

Bu cerrahi rehberler planlanan implantların açılarını, boyutlarını, pozisyonlandırılmasını cerrahiye aktarmaktan çok, yerleştirilecek olan bölgenin tespiti için kullanılmaktadır. Bu şekilde, implantların eksik olan dişlerin boyutlarına göre birbirlerine olan uzaklıkları ve konumları istenilen şekilde ayarlanabilmektedir [66]. Bununla birlikte BT tetkiklerinde kullanılan radyolojik planlama rehberlerinin cerrahi rehberlere çevrilmesi de yaygınlaşmaktadır. Böylece implant açılarının da istenildiği gibi olması amaçlanmaktadır [67, 68].

Geleneksel bir cerrahi rehber hazırlığı cerrahisi yapılacak alanın ölçüsünün alınıp alçı modelinin elde edilmesiyle başlar. Daha sonra elde edilen alçı model üzerine diş dizimi yapılır. Diş dizimi yapılmış modelin yeniden ölçüsü alınır ve tekrar alçı model üretilir. Oluşturulan model üzerine ısıyla şekillenen vakum plak uygulanır. Bu aşamada rehberin şeffaf bir materyalden hazırlanması cerrahi sırasında operasyon sahasının görülmesini sağlar. Plak üzerinde implant uygulaması yapılacak bölgelerdeki dişlerin oklüzal yüzeylerinin tercihen tam merkezlerine oyuklar açılarak ya da bukkal yüzeylerini tamamen kaldırarak üretim tamamlanır [11].



**Resim 2.15.** Geleneksel cerrahi rehber örneği

### **2.9.2.2. Bilgisayar Destekli Dizayn ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD- CAM) Cerrahi Rehberler (Stereolithografik Cerrahi Rehberler)**

Bu cerrahi rehberlerin üretim aşamasında gelişmiş bilgisayar programları ile implant planlaması yapılır ve bu planlama değişik endüstriyel tekniklerle üretime geçirilir. Bu planlama ve üretim için yeterli çözünürlüğe sahip BT tetkikleri kullanılmaktadır.

Elde edilen BT kesitleri uygun implant planlama yazılımına aktarılır daha sonra kesitsel hesaplamalar yapılır. Bu bilgisayar programlarının kullanılması tekniğine interaktif bilgisayarlı tomografi denilmektedir. Dijital Volumetrik Dental Tomografi (DVDT) tekniği ile tüm kesitlerde ve 3 boyutlu çene modeli üzerinde implant planlaması; yerleştirilecek implantların konumları, boyları, çapları ve açları dahil olmak üzere yapılabilir [69]. Bu program sayesinde elde edilen bilgisayar verileri çene kemiğinin modelini üretmek amacıyla uygun endüstriyel üretim cihazına aktarılmaktadır. Üretim için sıklıkla lazer sinterizasyon cihazı kullanılmakla birlikte endüstriyel freze cihazları da bu tarz bir üretim için kullanılabilir [65, 70].

Bu tür programlar, sadece planlama yönünden değil, yapılan planlamaya uygun cerrahi rehber ve çene kemiğinin modelinin üretimine imkân vermesi açısından da avantajlıdır. Böylelikle bilgisayarda yapılan planlama, cerrahiye minimum sapma ile aktarılabilmekte ve çene kemiği ameliyat öncesi birebir modeli vasıtasıyla incelenebilmektedir [71, 72]. Cerrahi rehberler kemik üstü ve mukoza üstü olmak üzere 2 farklı cerrahi prosedüre uygun olarak üretilebilir. Konvansiyonel BT' lerde yumuşak doku sınırları istenilen ölçüde detaylı izlenemediği için konvansiyonel kemik verileriyle üretilcek cerrahi rehberler kemik üstü olacaktır. Mukoza üstü cerrahi rehber için hastaya hazırlanan radyopak (baryum sülfat) materyal içeren bir protez ile BT tetkiği yapılır. Bu tarz bir protezin hazırlanması ile geleneksel hareketli protezin hazırlanma aşamaları arasındaki tek fark kaide materyalinin % 10 baryum sülfat, % 90 akrilik içermesidir. Radyolojik protezin hazırlanması için hastanın eski protezlerinin duplikatları da kullanılabilir. Bu aşamada kaide materyali içerisindeki baryum sülfat oranı, BT tetkikinde radyopak artefaktlara neden olmaması için dikkatlice ayarlanmalıdır. Hazırlanmış olan radyopak protezin BT görüntülerinde iç sınırları mukozanın üst sınırını gösterecektir ve böylece mukoza verilerinin de programa aktarılması sağlanacaktır. Böylelikle elde edilen bu verilere göre mukoza üstü cerrahi rehber üretilmiş olacaktır [70, 71].

Bu yöntemle üretilmiş cerrahi rehberler operasyon sahasına olabilecek maksimum hassaslıkta oturmalıdır. İdeal uyum sağlanamazsa planlamanın cerrahiye aktarılmasında uyumsuzluklar yaşanabileceğinin bu aşamanın çok dikkatli yapılması gerekmektedir. Hazırlanan cerrahi rehberlerin stabilizasyonunu sağlamak için birçok yöntem önerilse de sıklıkla tercih edilen metod, rehberlerin daha önce hazırlanan vida deliklerinden mini vidalarla veya sabitleme pinleriyle stabilize edilmeleridir. Bu şekilde maksimum adaptasyon sağlanmış olur [71].



**Resim 2.14.** Stereolithografik cerrahi rehber örneği

### **2.9.2.3. Navigasyon Metoduyla Kullanılan Rehberler**

Stereolithografik cerrahi rehberler gibi cerrahi navigasyon sistemleri de implant planlamasının cerrahi aşamaya hassas bir şekilde aktarılmasını amaçlamaktadır. Bu nedenle diğer tekniklerde anlatıldığı gibi bu teknik kullanılırken de BT verileri en önemli adımı oluşturmaktadır [73, 74].

Bu yöntem genellikle hekimin elindeki anguldruvaya bağlanan bir sensör sistemiyle oral bölgeye takılan diğer bir sensör sisteminin uzayda birbirleriyle olan ilişkilerini monitörde göstererek doğru konumlandırmanın sağlanmasıyla çalışır [75, 76].

Değişik navigasyon sistemleri arasında bazı farklılıklar olsa da en çok tercih edilen navigasyon sistemleri şu aşamaları içermektedir:

- Yazılımda kullanılacak referans noktalarını içeren hastaya uygun bir radyolojik rehber hazırlanır.
- Bu radyolojik rehberle birlikte hastanın BT kayıtları elde edilir.

- Elde edilen BT verileri uygun bilgisayar yazılımına implant planlaması yapılmak üzere aktarılır.
- Bilgisayar programında radyolojik aşamada oluşturulmuş referans noktaları tespit edilir ve çenenin 3 boyutlu modeli hazırlanır. İmplant cerrahisi yapılacak alandaki önemli anatomik noktalar belirlenir.
- Planlamayı yapacak olan hekim programda işlem yapmak istediği bölgeye uygun implant planlamasını oluşturur. Bu planlamada hekim bölgenin anatomik oluşumlarını ve implantlardan destek alacak protezinde tasarımını görebilir böylece istediği boyda, çapta, markada, çeşitte implantı istediği açı ve pozisyonda yerleştirebilir.
- Masa başı işlemleri tamamlandıktan sonra cerrahi aşamaya geçilir. Bu iş için çoğu sistem stereoskopik kameralı navigasyon sistemini kullanmaktadır. Bu sistemin bir referans sensörü anguldruvada bulunurken diğeri ise hastanın ağzında konumlandırılır ve birbirleriyle olan kalibrasyonları sağlanır.
- Kalibrasyon işi tamamlanınca sistem bu iki parçanın birbirlerine göre olan hareketlerini algılayarak gerçek zamanlı olarak monitörde hareketleri BT kesitleri üzerinde takip edilmesine olanak sağlar [77].



**Resim 2.15.** Navigasyon metoduyla kullanılan rehber (X-Guide)

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada farklı tasarımlarda üretilmiş cerrahi rehberler kullanılarak yapılan implant yuvası oluşturma işlemleri sırasında oluşan ısı artışının incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaç doğrultusunda cerrahi rehber tasarımının yanı sıra “flepli ve flepsiz” ayrıca “cerrahi rehberli ve rehbersiz” grupları da değişken olarak kullanılmıştır. Tüm bu değişkenler ile birlikte çalışma 6 farklı grup üzerinden yapılan ölçümler ile yürütülmüştür. Bu gruplar şunlardır;

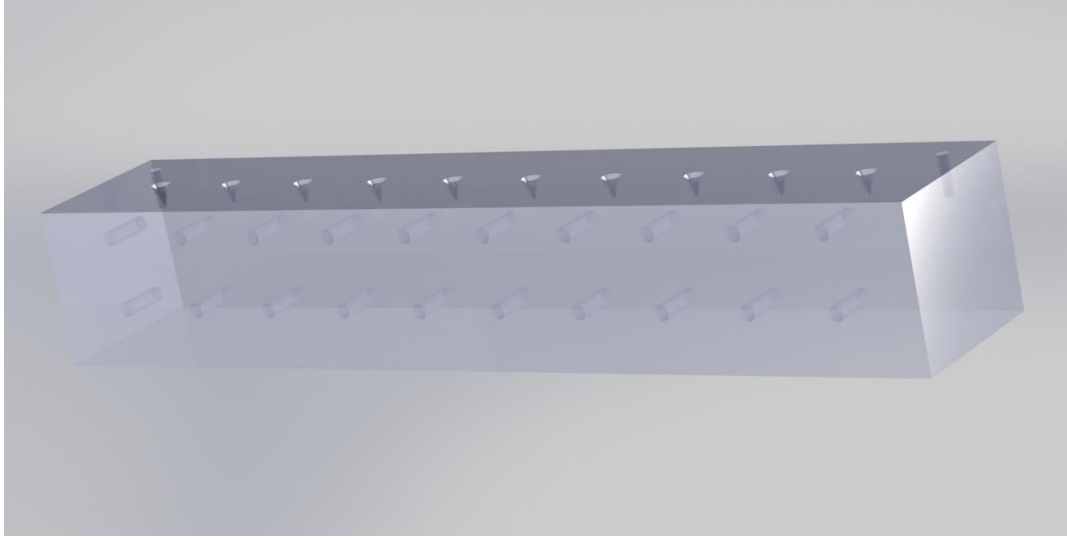
- Grup1 Flepli / Rehbersiz
- Grup2 Flepsiz / Rehbersiz
- Grup3 Flepli / Rehber (A)
- Grup4 Flepli / Rehber (B)
- Grup5 Flepsiz / Rehber (A)
- Grup6 Flepsiz / Rehber (B)

Çalışmada ihtiyaç duyulan örneklem genişliğini hesaplayabilmek için önsel güç analizi yapılmıştır. Hesaplamalarda referans olması için Migliorati ve ark.nın çalışması [78] kaynak çalışma olarak kullanılmış olup, yazarların çalışma grupları için raporladıkları temperature differences (Co) ölçümleri güç analizi için ihtiyaç duyulan etki büyüklüğünü hesaplamak amacıyla dikkate alınmıştır. Önsel güç analizi sonucunda hesaplanan etki büyüklüğü değeri ( $g=0.65$ ) kullanılarak, tip I hata %5 ve hedeflenen güç düzeyi %90 olarak kabul edildiğinde olası kayıplarda dikkate alınarak [79] 6 grup üzerinden yürütülmesi planlanan çalışmaya her bir grupta  $n=10$  birim olacak şekilde toplamda  $nT=60$  birimin dâhil edilmesi gerektiği hesaplanmıştır. Önsel güç analizi, G\*Power [80] programı kullanılarak yapılmıştır.



### 3.1. Modellerin Hazırlanması

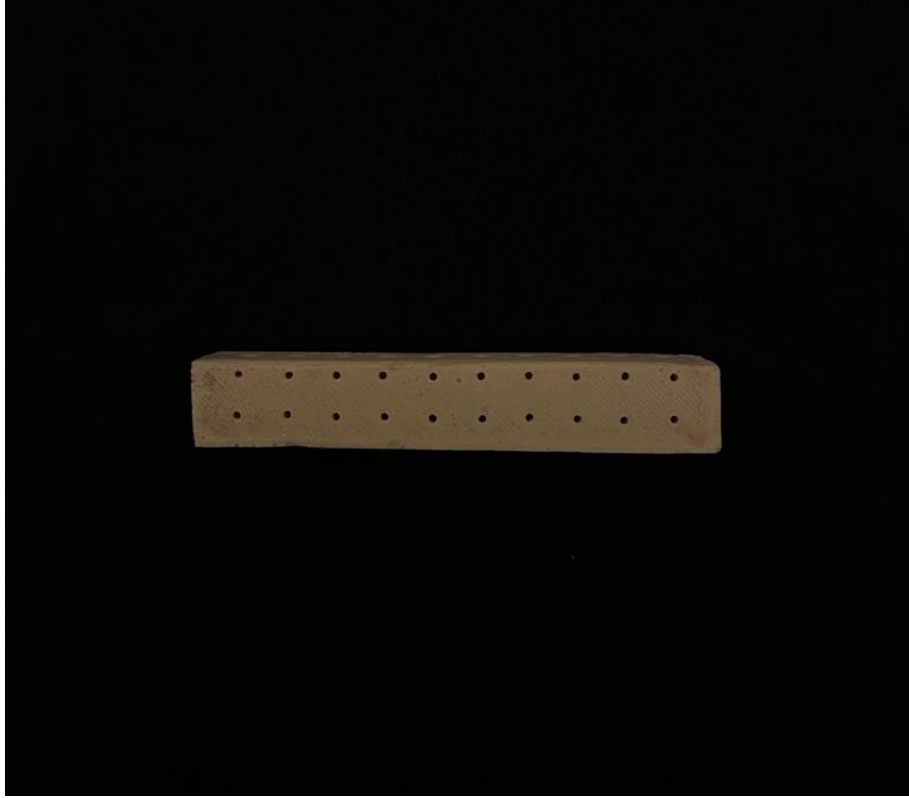
“Solidworks 2020” 3 boyutlu tasarım programı kullanılarak implant yuvalarının oluşturulacağı ve sıcaklık ölçümlerinin yapılacağı model tasarımı yapıldı. Genel hatlarıyla 100mm x 20mm x 20mm boyutlarında olan tasarımın bir yüzeyinde açılacak olan 10 adet implant yuvasının konumlarının tam olarak saptanabilmesi için eş sayıda referans çentikler oluşturuldu. Açılacak olan implant yuvalarının olduğu yüzeye komşu olan uzun yüzeylerinden birine K tipi termokupl uçlarının yerleşip sıcaklık ölçümü yapabileceği 2 adet 1mm genişliğinde ve her bir implant yuvasının final çapına 1mm mesafede sonlanacak uzunlukta oluklar tasarlandı. Bu oluklardan biri açılacak olan implant yuvasının koronalinden 1mm daha derinde diğeri ise yuvanın apikalinden 1mm daha yüzeyinde konumlandırıldı. Ardından tamamlanan tasarım “Ultimaker Cura” yazılımı ile “Creality Ender 3 Pro” markalı 3 boyutlu yazıcıya aktarıldı ve termoplastik bir malzeme olan PLA ile üretildi. Daha sonra elde edilen demo modeller insan kemiğine benzer özelliklerde bir materyalden üretilmesi için “Selbones” firmasına gönderildi. “Selbones” firması tarafından demo modellerin silikon kalıplarla ölçüsü oluşturuldu ve bu ölçüler kullanılarak poliüretandan gerçek modeller üretildi. Bu poliüretan model %15 oranında kalsiyum karbonat, %40 oranında çift komponentli yüksek densisite ve %35 oranında titanyum dioksit içermektedir. Dış yüzeyi 2mm kortikal kemik kalan iç kısmı ise süngerimsi kemik yoğunluğundadır. Yapılan ölçümler sonucunda bu materyalle üretilen modellerin kemik ile benzer fiziksel özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Bilgisayar ortamında 3 boyutlu ve özel üretim olarak tasarlanan modeller ile ölçüm sırasında standardizasyonun sağlanması amaçlanmıştır.



**Resim 3.1.** Solidworks 2020 programında termokupl yuvaları ve implant referans çentikleri ile modelin tasarlanması



**Resim 3.2.** İçi süngerimsi, dış yüzeyleri kortikal olan yapay kemik modeli



**Resim 3.3.** Yapay kemik modeli üzerinde termokupl yuvaları

### **3.2. Cerrahi Rehberlerin Hazırlanması**

“Solidworks 2020” 3 boyutlu tasarım programı kullanılarak implant yuvalarının açılacağı modellerin üstüne yerleştirilecek olan cerrahi rehber tasarımları yapıldı. Bu cerrahi rehberler uzunluk ve genişlik olarak model tasarımıyla anahtar kilit uyumuna sahip olacak şekilde tasarlandı. Yandan bakıldığından “L” şekline sahip rehberler modelin implant yuvalarının açılacağını yüzeyini tamamen kaplarken bu yüzeye komşu olan ancak termokupl yuvalarının olmadığı yüzeyin de bir kısmını kaplayacak şekilde tasarlandı. 2mm kalınlığı sahip ve “Nobel Biocare” firmasının 4.2mm çapında implantı için önerdiği son frez olan 3.6mm çapındaki frezinin sığabileceği 10 adet yuvaya sahip olacak şekilde tasarlandı. Hem flepli hem flepsiz ölçüm gruplarına uyumlu olması için modele kıyasla yan yüzeyden 2mm daha geniş olacak şekilde planlandı. (A) olarak harflendirilen tasarım, modelin bahsedilen kısımlarını tamamen örterken (B)

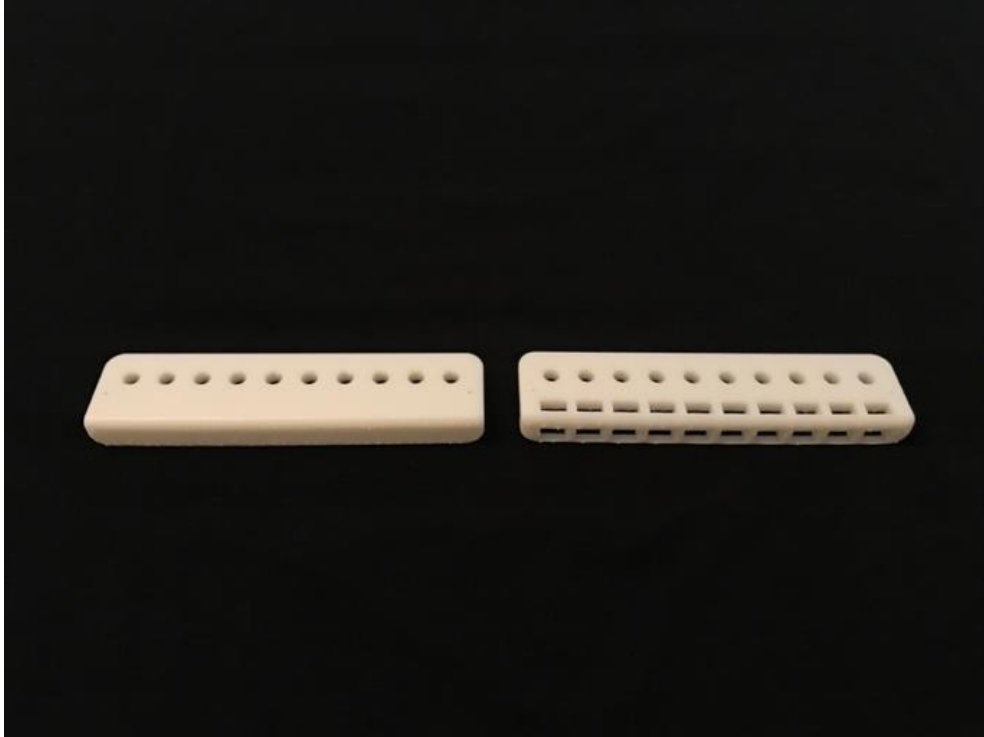
olarak harflendirilen tasarım, modelin bir kısmını açıkta bırakacak şekilde pencereleli olarak tasarlandı. Bu pencerelerden implant yuvası açılması sırasında modele serum soğutmasının ulaşabilmesi amaçlandı. Oluşturulan tasarım "Preform" yazılımı kullanılarak "Formlabs Form 2" markalı 3 boyutlu yazıcıya aktarılarak beyaz renkte "Formlabs" marka polimer rezin ile üretildi.



**Resim 3.4.** Solidworks 2020 programında model ve cerrahi rehberlerin tasarlanması



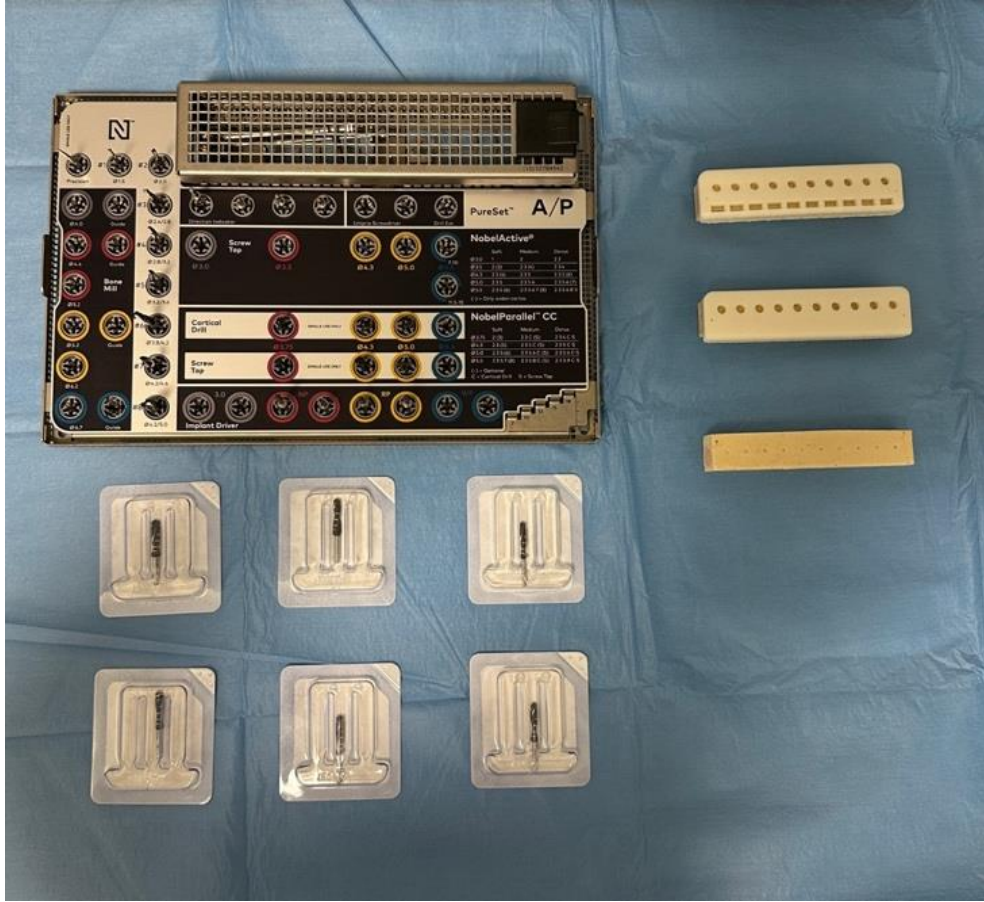
**Resim 3.5.** "Formlabs Form 2" 3 boyutlu yazıcı cihazı



**Resim 3.6.** Rehber (A) (Sol) ve Rehber (B) (Sağ)

### 3.3. Ölçümlerin Yapılması

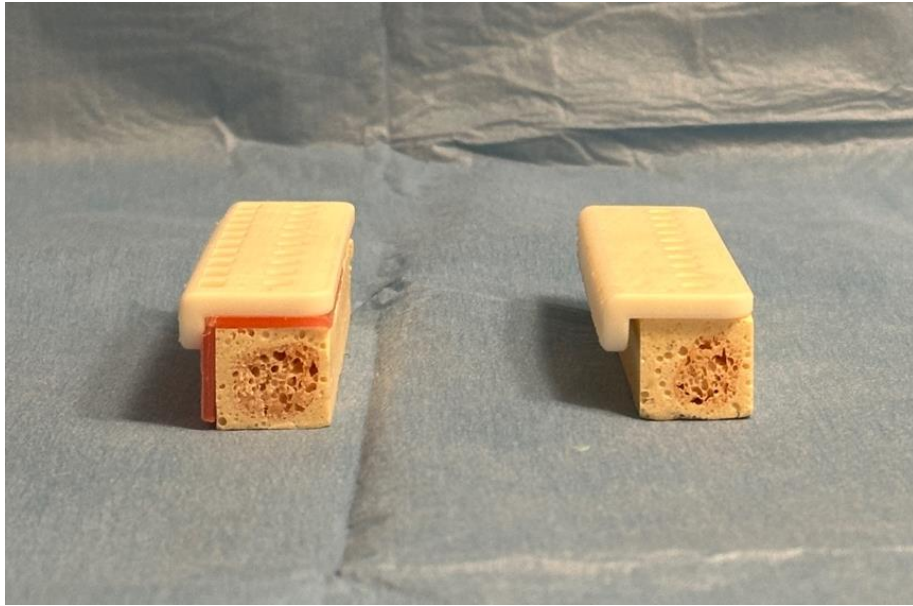
Çalışmanın yapılacağı ortamın sıcaklığı oda tipi termostat ile 25 °C sabitlenmiş olup tüm modeller, rehberler, frezler, serum fizyolojik ve K tipi termokupl uçları oda ile aynı sıcaklıkta kullanılmaya başlanmıştır. Uygun sıcaklık şartları sağlandıktan sonra “Nobel Biocare” firmasının “Pureset” cerrahi frez seti kullanılarak sıcaklık ölçümü yapılmadan tüm grupların implant yuvaları 3.6mm çapından bir önceki frez çapı olan 3.2mm çapına kadar genişletilmiştir. Standardizasyonun sağlanması için 3.6mm çapındaki frezden her grup için 1 adet olacak şekilde toplam 6 adet daha önce kullanılmamış frezler hazırlanmıştır.



**Resim 3.7.** Nobel Pureset, ölçüm yapılacak model ve cerrahi rehberler, 6 adet kullanılmamış 3.6mm çapında frezler

Flepsiz gruplar için 2 adet modelin üstü diş etini taklit edecek şekilde 2mm lik “Polywax Toughened Dental Modeling Wax” ile örtülmüştür. Her bir ölçüm için K tipi termokupl uçlarından biri koronaldeki yuvaya diğeri apikaldeki yuvaya yerleştirilmiş son frez çapına 1mm mesafe kala hem konumundan sapmaması hem de dışarıdan serum soğutmasına maruz kalmaması için modele giriş yaptıkları kısımlar “Polywax Toughened Dental Modeling Wax” ile örtülüp stabilizasyon ve izolasyon sağlanmıştır. Koronaldeki termokupl ucu ile yapılan ölçümler “T1” apikalde termokupl ucu ile yapılan ölçümler “T2” olarak isimlendirilmiştir. Bu termokupl uçları sıcaklık ölçümü için çift kanallı “Benetech” markasının “GM1312” model kodlu termometresine bağlanmıştır. Bu termometre aynı anda 2 farklı noktanın 0,1 °C hassasiyetle ölçümlerini yapabilmekte, çalışma aşamasında en yüksek, en düşük ve ortalama sıcaklıkları gösterebilmekte ve K tipi termokupl ile -200 °C ile 1372 °C

arasındaki sıcaklıkları ölçebilmektedir. İmplant yuvaları “NSK Surgic Pro” fizyodispersısına bağlı “NSK Tİ-MAX X-SG20L” cerrahi anguldruva ile oluşturulmuştur. Her grup için frez derinliği 12mm olarak belirlenmiş olup flepsiz gruplarda 2mm mum kalınlığından dolayı frez 14mm, rehberli gruplarda 2mm rehber kalınlığından dolayı 14mm, hem flepsiz hem de rehberli gruplarda ikisinin toplam kalınlığı olan 4mm yükseklikten dolayı 16mm lik frez ilerlemesi sağlanmıştır.



**Resim 3.8.** Flepsiz Rehber (B) (Sol) ve Flepli Rehber (A) (Sağ) çalışma grupları

3,6 mm çapındaki ölçümlerin yapıldığı frez her bir implant yuvasında 10sn boyunca, serum fizyolojik soğutması altında, 1200rpm ve 50 Ncm tork ile tek bir çalışmacı tarafından kullanılmıştır ve bu kullanım sırasında elde edilen maksimum sıcaklık değerleri kayıt altına alınmıştır. Her bir ölçüm aşamasından önce her yuvanın başlangıç sıcaklığının 25 °C 'ye sabitlenmesi beklenmiştir. Bir gruptaki ölçümler tamamlandıktan sonra sırasıyla diğer grupların ölçümleri yapılmıştır. Örneğin “flepli ve rehbersiz” grubun toplam 10 adet implant yuvasının ölçümleri tamamlanmadan bir sonraki gruba geçilmemiştir.



**Resim 3.9.** İmplant yuvalarının açılması sırasında termometreye bağlı K tipi termokupl uçları ile 2 farklı noktadan sıcaklık ölçümü

Tüm ölçümler tamamlandığında her grup için 10 adet ölçüm ve T1, T2 sıcaklıkları ayrı ayrı hesaplandığında 20 adet, çalışmanın tamamından toplam 120 adet veri elde edilmiştir.

### 3.4. İstatistiksel Analiz

T1 ve T2 noktasında ölçülen sıcaklık değerlerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. T1 noktasında ölçülen sıcaklık değerlerinin normal dağılıma uygunluk göstermesi nedeni ile ortalama ve standart sapma değerleri ile, T2 noktasındaki sıcaklık değerleri ise normal dağılıma uygunluk göstermemesi nedeni ile medyan, minimum ve maksimum değerleri ile raporlanmıştır. T1 noktasındaki ölçümlerin çalışma grupları arasında karşılaştırması ANOVA testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. ANOVA testi sonrasında genel anlamlılık elde edilmesi durumunda ise alt grup analizler Tukey testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Gruplar arasında T2 noktası



üzerinden elde edilen sıcaklık değerleri Kruskal-Wallis testi kullanılarak karşılaştırılmış olup alt grup analizler ise Dunn-Bonferroni testi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın analizleri SPSS (IBM Corp. Released 2015. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 23.0. Armonk, NY: IBM Corp.) programı kullanılarak yapılmış olup, istatistiksel karşılaştırmalarda tip I hata oranı %5 olarak kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

Çalışma sırasında her grup içerisindeki 10 adet ve T1, T2 ile birlikte toplam 20 adet ölçüm için ayrı ayrı ulaşılan maksimum sıcaklık değerleri kaydedilmiştir ve değerler Tablo 4.1 - 4.6'da gösterilmiştir. Tablo 4.7'de T1 ve T2 noktasında ölçülen maksimum sıcaklık değerlerinin her bir çalışma grubu için belirtici istatistiklerine ve gruplar arasında yapılan karşılaştırma sonuçlarına yer verilmiştir.

T1 noktasında ölçülen maksimum sıcaklık değerleri incelendiğinde çalışma grupları arasında farklılık olduğu saptanmıştır ( $p < 0,001$ ). Flepli / Rehbersiz grubuna ait ortalama sıcaklık değeri  $26,63\text{ }^{\circ}\text{C}$ , Flepsiz / Rehbersiz grubuna ait ortalama sıcaklık değeri  $27,66\text{ }^{\circ}\text{C}$ , Flepli / Rehber (A) grubuna ait ortalama sıcaklık değeri  $29,26\text{ }^{\circ}\text{C}$ , Flepli / Rehber (B) grubuna ait ortalama sıcaklık değeri  $28,14\text{ }^{\circ}\text{C}$ , Flepsiz / Rehber (A) grubuna ait ortalama sıcaklık değeri  $30,62\text{ }^{\circ}\text{C}$  ve Flepsiz / Rehber (B) grubuna ait ortalama sıcaklık değeri ise  $29,42\text{ }^{\circ}\text{C}$  olarak hesaplanmıştır. Gruplar arasındaki farklılığı meydana getiren grup ya da grupları belirlemek için gerçekleştirilen alt grup analizler kapsamında Flepli / Rehbersiz grubu için elde edilen ortalama sıcaklık değerlerinin diğer çalışma gruplarına göre daha düşük olduğu saptanmıştır ( $p < 0,05$ ). Flepsiz / Rehbersiz grubu için hesaplanan ortalama sıcaklık değerinin ise Flepli / Rehber (A), Flepsiz / Rehber (A) ve Flepsiz / Rehber (B) gruplarına göre daha düşük olduğu saptanmış olup ( $p < 0,05$ ), Flepli / Rehber (B) grubu ile arasında ise ortalama sıcaklık değerine göre farklılık olmadığı belirlenmiştir ( $p = 0,718$ ). Flepli / Rehber (A) grubu ile Flepsiz / Rehber (B) grubu arasında T1 noktasında ölçülen maksimum sıcaklık değerine göre farklılık bulunmazken ( $p = 0,997$ ), Flepli / Rehber (A) grubuna ait ortalama sıcaklık değerinin Flepli / Rehber (B) grubuna göre daha yüksek ( $p = 0,020$ ); buna karşın Flepsiz Rehber (A) grubuna göre ise daha düşük olduğu saptanmıştır ( $p = 0,002$ ). Flepsiz / Rehber (A) ve Flepsiz / Rehber (B) grubu için ölçülen ortalama sıcaklık değerlerinin Flepli / Rehber (B) grubuna göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ( $p < 0,001$  ve  $p = 0,005$ ). Ek olarak Flepsiz / Rehber (A)

grubuna ait ortalama sıcaklık değeri Flepsiz / Rehber (B) grubuna göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir ( $p=0,010$ ).

T2 noktası üzerinde ölçülen maksimum sıcaklık değerlerine göre gerçekleştirilen karşılaştırmalara ait analiz sonuçları incelendiğinde ise yine çalışma grupları arasında sıcaklık değerlerinin farklılık gösterdiği görülmektedir ( $p<0,001$ ). Flepli / Rehbersiz grubuna ait medyan sıcaklık değeri 28,60 °C, Flepsiz / Rehbersiz grubuna ait medyan sıcaklık değeri 29,30 °C, Flepli / Rehber (A) grubuna ait medyan sıcaklık değeri 31,40 °C, Flepli / Rehber (B) grubuna ait medyan sıcaklık değeri 30 °C, Flepsiz / Rehber (A) grubuna ait medyan sıcaklık değeri 34 °C ve Flepsiz / Rehber (B) grubuna ait medyan sıcaklık değeri ise 31,95 °C olarak hesaplanmıştır. Alt grup analizler kapsamında gerçekleştirilen analiz sonuçları incelendiğinde Flepli / Rehbersiz grubu ile Flepsiz / Rehbersiz ve Flepli / Rehber (B) grupları arasında T2 noktası üzerinde ölçülen medyan sıcaklık değerlerinin farklılık göstermediği saptanmıştır (sırasıyla  $p>0,999$  ve  $p=0,570$ ). Buna karşın Flepli / Rehbersiz grubu için hesaplanan medyan sıcaklık değerinin ise Flepli / Rehber (A), Flepsiz / Rehber (A) ve Flepsiz / Rehber (B) gruplarına göre daha düşük olduğu belirlenmiştir. Flepsiz / Rehbersiz grubu için hesaplanan medyan sıcaklık değerinin ise Flepli / Rehber (A), Flepsiz / Rehber (A) ve Flepsiz / Rehber (B) gruplarına göre daha düşük olduğu saptanmış olup ( $p<0,05$ ), Flepli / Rehber (B) grubu ile arasında ise medyan sıcaklık değerine göre farklılık olmadığı belirlenmiştir ( $p>0,999$ ). Flepli / Rehber (A) grubu ile Flepli / Rehber (B), Flepsiz / Rehber (A) ve Flepsiz / Rehber (B) grupları arasında T2 noktasında ölçülen sıcaklık değerlerinin farklılık göstermediği saptanmıştır ( $p>0,05$ ). Flepli / Rehber (B) grubu ile Flepsiz/ Rehber (B) grubu arasında sıcaklık değerlerine göre farklılık bulunmazken ( $p=0,707$ ), Flepsiz / Rehber (A) grubuna ait medyan sıcaklık ölçümünün Flepli / Rehber (B) grubuna göre daha yüksek olduğu saptandı ( $p=0,004$ ). Flepsiz / Rehber (A) grubu ile Flepsiz / Rehber (B) grupları arasında T2 noktasında ölçülen sıcaklık değerlerine göre farklılık bulunmamıştır ( $p>0,999$ ).

**Tablo 4.1.** Grup1 maksimum sıcaklık değerleri

Grup1 Flepli / Rehbersiz	T1	T2
1	26.5 °C	28.9 °C
2	26.4 °C	27.5 °C
3	26.1 °C	25.3 °C
4	26.1 °C	28.2 °C
5	26.5 °C	28.6 °C
6	27.5 °C	28.7 °C
7	26.9 °C	28.4 °C
8	26.8 °C	28.8 °C
9	28.4 °C	28.6 °C
10	25.1 °C	29.5 °C

**Tablo 4.2.** Grup2 maksimum sıcaklık değerleri

Grup2 Flepsiz / Rehbersiz	T1	T2
1	26.4 °C	30.1 °C
2	27.1 °C	28.3 °C
3	27.3 °C	26.9 °C
4	27.9 °C	29.2 °C
5	28.0 °C	30.2 °C
6	27.5 °C	27.4 °C
7	26.3 °C	26.7 °C
8	29.5 °C	30.1 °C
9	28.7 °C	29.4 °C
10	27.9 °C	30.4 °C

**Tablo 4.3.** Grup 3 maksimum sıcaklık değerleri

Grup3 Flepli / Rehber (A)	T1	T2
1	29.0 °C	35.4 °C
2	30.0 °C	31.3 °C
3	28.7 °C	31.4 °C
4	29.0 °C	30.9 °C
5	29.4 °C	31.2 °C
6	29.4 °C	32.1 °C
7	28.5 °C	30.9 °C
8	30.4 °C	32.2 °C
9	29.3 °C	31.5 °C
10	28.9 °C	31.4 °C

**Tablo 4.4.** Grup4 maksimum sıcaklık değerleri

Grup4 Flepli / Rehber (B)	T1	T2
1	28.8 °C	29.7 °C
2	27.3 °C	31.6 °C
3	28.4 °C	30.0 °C
4	27.7 °C	29.5 °C
5	28.2 °C	29.9 °C
6	28.5 °C	29.7 °C
7	27.6 °C	31.4 °C
8	27.2 °C	30.8 °C
9	29.0 °C	30.0 °C
10	28.7 °C	31.0 °C

**Tablo 4.5.** Grup 5 maksimum sıcaklık değerleri

Grup5 Flepsiz / Rehber (A)	T1	T2
1	31.6 °C	35.3 °C
2	31.2 °C	34.1 °C
3	29.7 °C	33.6 °C
4	31.5 °C	33.9 °C
5	30.4 °C	32.8 °C
6	29.9 °C	34.6 °C
7	30.9 °C	33.3 °C
8	30.3 °C	32.1 °C
9	30.6 °C	34.1 °C
10	30.1 °C	34.2 °C

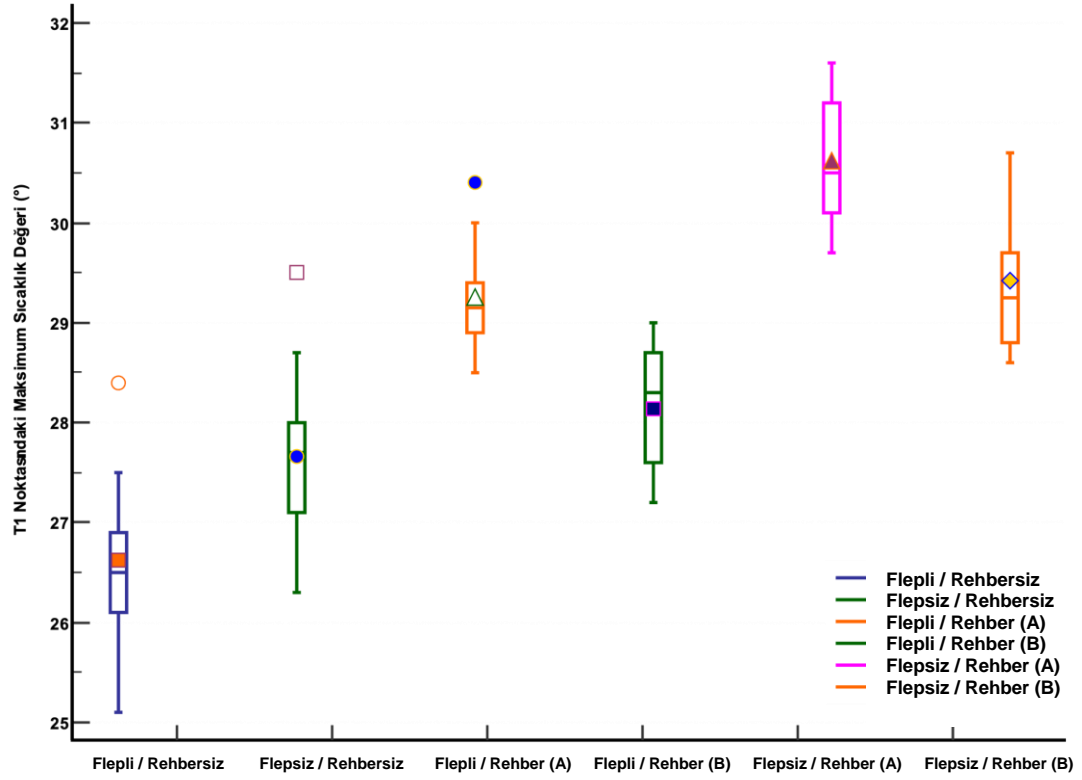
**Tablo 4.6.** Grup 6 maksimum sıcaklık değerleri

Grup6 Flepsiz / Rehber (B)	T1	T2
1	29.7 °C	32.2 °C
2	30.7 °C	32.1 °C
3	28.8 °C	30.2 °C
4	28.9 °C	31.5 °C
5	29.7 °C	32.5 °C
6	28.8 °C	31.2 °C
7	28.6 °C	31.9 °C
8	29.2 °C	32.0 °C
9	29.3 °C	31.3 °C
10	30.5 °C	32.4 °C

**Tablo 4.7.** Veriler ortalama±standart sapma ve medyan (minimum-maksimum) olarak verilmiştir.

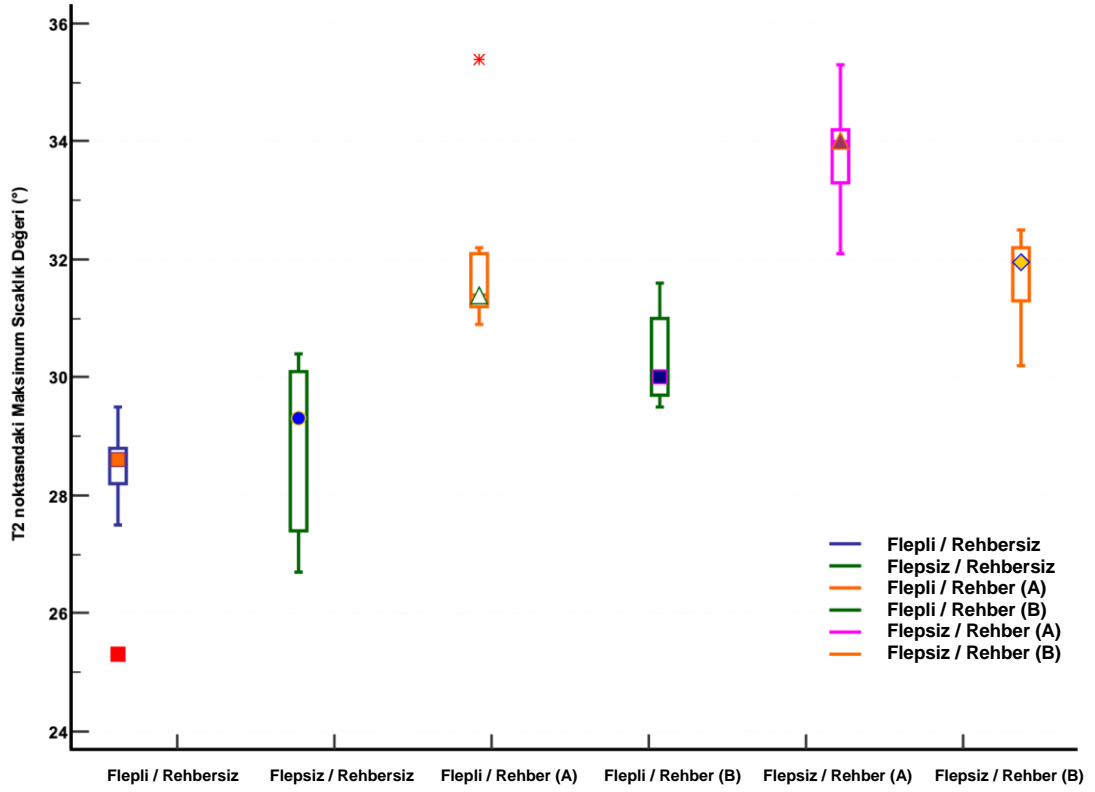
Grup	T1	T2
<b>Flepli / Rehbersiz (n=10)</b>	26,63±0,88 °C	28,60(25,30-29,50) °C
<b>Flepsiz / Rehbersiz (n=10)</b>	27,66±0,98 °C	29,30(26,70-30,40) °C
<b>Flepli / Rehber (A) (n=10)</b>	29,26±0,58 °C	31,40(30,90-35,40) °C
<b>Flepli / Rehber (B) (n=10)</b>	28,14±0,65 °C	30(29,50-31,60) °C
<b>Flepsiz / Rehber (A) (n=10)</b>	30,62±0,66 °C	34(32,10-35,30) °C
<b>Flepsiz / Rehber (B) (n=10)</b>	29,42±0,73 °C	31,95(30,20-32,50) °C
<b>p-değeri</b>	<b>&lt;0,001<sup>a</sup></b>	<b>&lt;0,001<sup>b</sup></b>
<b>Alt Grup Analizler</b>		
<b>p Flepli / Rehbersiz v.s. Flepsiz / Rehbersiz</b>	<b>0,041</b>	>0,999
<b>p Flepli / Rehbersiz v.s. Flepli / Rehber (A)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,002</b>
<b>p Flepli / Rehbersiz v.s. Flepli / Rehber (B)</b>	<b>&lt;0,001</b>	0,570
<b>p Flepli / Rehbersiz v.s. Flepsiz / Rehber (A)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>p Flepli / Rehbersiz v.s. Flepsiz / Rehber (B)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,001</b>
<b>p Flepsiz / Rehbersiz v.s. Flepli / Rehber (A)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,023</b>
<b>p Flepsiz / Rehbersiz v.s. Flepli / Rehber (B)</b>	0,718	>0,999
<b>p Flepsiz / Rehbersiz v.s. Flepsiz / Rehber (A)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>p Flepsiz / Rehbersiz v.s. Flepsiz / Rehber (B)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,011</b>
<b>p Flepli / Rehber (A) v.s. Flepli / Rehber (B)</b>	<b>0,020</b>	>0,999
<b>p Flepli / Rehber (A) v.s. Flepsiz / Rehber (A)</b>	<b>0,002</b>	0,870
<b>p Flepli / Rehber (A) v.s. Flepsiz / Rehber (B)</b>	0,997	>0,999
<b>p Flepli / Rehber (B) v.s. Flepsiz / Rehber (A)</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,004</b>
<b>p Flepli / Rehber (B) v.s. Flepsiz / Rehber (B)</b>	<b>0,005</b>	0,707
<b>p Flepsiz / Rehber (A) v.s. Flepsiz / Rehber (B)</b>	<b>0,010</b>	>0,999

a: ANOVA Testi, b: Kruskal Wallis Testi



**Şekil 4.1.** Gruplara ait T1 noktasındaki maksimum sıcaklıklar (grafikler üzerindeki işaretçiler her bir grubun ortalama ölçüm değerini göstermektedir)





**Şekil 4.2.** Gruplara ait T2 noktasındaki maksimum sıcaklıklar (grafikler üzerindeki işaretçiler her bir grubun medyan ölçüm değerini göstermektedir)

## 5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, in-vitro koşullarda poliüretan yapay kemik modelleri üzerinde dıştan soğutmalı frez sistemi kullanılarak 2 farklı cerrahi rehber tasarımıyla flepli ve flepsiz olarak implant yuvaları açılması sırasında sıcaklık değerleri 2 farklı derinlikte ölçülerek karşılaştırılmıştır.

Döner alet sistemleri ya da testereler ile kemik kesisi yapılırken meydana gelen sıcaklık artışı periodontal kemik kaybına neden olabilir ve diş köklerine zarar verebilir. Sıcaklık artışını olabildiğince engellemek için kullanılan aletler keskinliğini kaybetmemiş olmalı ve çalışma sırasında irrigasyon uygulanmalıdır [81]. Kemik kesisi sırasında sıcaklığın 300 °C 'ye kadar çıkabildiği ve buna bağlı canlı dokularda nekroz olabileceği bilinmektedir [44, 45, 81, 82]. Lekholm ve Zarb'ın tanımladığı tip I kemikte implant başarısızlığındaki en etkili faktörün, frezleme sırasında sürtünme nedeniyle meydana gelen sıcaklık artışı olduğu düşünülmektedir [83]. Kemiğin ısı iletiminin düşük olması kemik yuvası açılan bölgede oluşan ısının hızlı bir şekilde yayılamamasına bağlı lokal doku nekrozlarına ve iyileşme bozukluklarına neden olmaktadır [81].

Literatürde implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını ve kemik nekrozunun gerçekleştiği kritik sıcaklık değerini belirlemek amacıyla yapılmış çalışmalar bulunmaktadır [45, 46, 84, 85]. Kemiğin aşırı ısınması hiperemi, nekroz, fibrozis, osteositik dejenerasyon ve artmış osteoklastik aktivite nedeniyle kemik dokusunun tamir metabolizmasını bozmaktadır [82]. Berman ve ark. alkalın fosfataz'ın 56-70 °C sıcaklıklarda denatüre olmasından dolayı, bu sıcaklık değerlerinin kemik dokusuna zarar verdiğini bildirmişlerdir [86]. 1984 yılında Eriksson ve ark.'ların yaptıkları çalışmada, 50 °C sıcaklıkta, 1 dakikalık süre içerisinde, yağ dokusu hücrelerinin yıkıma uğradığını ve yavaşlayan kan akımı nedeniyle kemik iyileşmesinin bozulduğunu belirtmişlerdir [84]. 47 °C sıcaklığın kemik nekrozu için kritik sıcaklığın olduğu bildirilmiştir [45, 46].

Literatürde implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarda, canlı hayvan kemikleri [45, 46, 84], insan kemikleri [4, 84], cansız kemik [3, 33, 82, 87, 88] ve polimerik materyaller [5, 6, 89] gibi çeşitli çalışma modelleri kullanılmıştır. Yapılan klinik çalışmalarda [4, 46, 84] kemikte implant yuvası açılması esnasında meydana gelen sıcaklık artışının kemik iyileşmesi üzerine olumsuz etkileri ve kemikte nekroz meydana gelmeden, kemiğin dayanabildiği maksimum sıcaklık değerleri incelenmiştir. Yapılan in-vitro çalışmalarda ise [3, 5] implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını etkileyen faktörler değerlendirilmiştir.

İnsan kemiği ısı iletimini bakımından anizotropiktir, ancak kemiğin anizotrop yapısının ısı iletimine olan etkisi hakkında çok fazla bilgi bulunmamaktadır. Abozgia ve James çalışmalarında kemiğin transvers yöndeki ısı iletiminin, longitudinal yöne göre daha yavaş olduğunu tespit etmişlerdir [81].

Davidson ve James yaptıkları ısı iletimi deneylerinden elde ettiklere verilere göre sığır kortikal kemiğini ısı iletimi açısından izotropik olarak değerlendirmiş ayrıca sığır kortikal kemiğinin insan kortikal kemiği ile termal iletkenlik değeri açısından da benzer olduğunu göstermişlerdir [90].

Yacker ve Klein çalışmalarında, sığır kortikal kemiğin yoğunluğunun 1400 Hounsfield Birimi değerinde olduğunu ve insan mandibulası ile benzer yoğunlukta olduğunu göstermişlerdir [33].

Jeong ve ark.nın cerrahi rehber kullanımının sıcaklık artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında 1200rpm hızda ve sabit ağırlık sistemleri kullanılmadan aralıklı frezleme protokolüyle rezin modeller üzerinde implant yuvası açılırken 3mm ve 6mm derinliklerde sıcaklık ölçümü yapmışlardır [5]. Frösch ve ark.nın cerrahi rehber kullanımının sıcaklık artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında kızılötesi termografi ile sıcaklık ölçümü yapılırken poliüretan modeller üzerinde implant yuvası oluşturmuşlardır [6]. Çalışmamızda ilk olarak sığır femur kemiği ile çalışmak planlanmıştı ancak

sığır femur kemiğinin tamamen kortikal yapıda olması, insan kemiğinin aksine izotropik olması ve en önemlisi kemiğin şeklinin homojen olmamasından dolayı termokupl uçlarının implant yuvasına olan mesafelerinin standardizasyonu bozacağı düşünülmesi nedenleri ile çalışmamız için poliüretan modellerin kullanımı tercih edilmiştir. Poliüretan yapay kemik modelleri insan kemiğiyle yoğunluk, anizotropi ve buna bağlı termal iletkenlik değerleri açısından benzer özelliklerde olması için bilgisayar ortamında her bölgede eşit kortikal / süngerimsi kemik özelliklerine sahip olacak şekilde tasarlanmıştır. Tasarımda bulunan her implant yuvasına eşit 1mm mesafede sonlanan 2mm ve 10mm derinliklerde açılan 2 adet termokupl yuvası sayesinde sıcaklık ölçümleri sırasında standardizasyonun sağlanması amaçlanmıştır.

İmplant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını ölçmek için kullanılan yöntemler arasında; termokupl [3, 4, 33, 91], kızılötesi termografi [6, 92, 93], matematiksel hesaplama [50] ve frez üzerine bağlanan elektriksel güç kaynağı [43] bulunmaktadır. Kızılötesi termografi, termokupl yöntemine göre, sıcaklık ölçümü yapılan tüm alanın sıcaklık değerlerini göstermesi, kemik içinde herhangi bir yuva açılmasını gerektirmemesi ve hata payının daha düşük olması gibi avantajlara sahiptir. Bununla birlikte, yüksek maliyetli olması, kullanımı için teknik tecrübe gerektirmesi, literatürde termokupla kıyasla daha az çalışmada kullanılmış olması ve en önemlisi irrigasyon sırasında ölçüm yaparken hata payının yüksek olması gibi dezavantajları da vardır [93].

Kemikte yuva açımı sırasında meydana gelen sıcaklık artışını ölçmek amacıyla birçok çalışmada K tipi termokupl kullanılmıştır [3-5, 81, 94]. Bu nedenle çalışmamızda da literatüre uyumlu olarak K tipi termokupl tercih edilmiştir.

Literatürde, termokupl uçlarının sayıları ve açılacak olan implant yuvasına olan uzaklıkları oldukça değişiklik göstermektedir. Eriksson ve Adell'in insan mandibulasında in-vivo olarak yaptığı çalışmada, tek bir termokupl uç, 8 mm derinlikte ve açılan implant yuvasına 0.5 mm uzaklıkla olacak şekilde yerleştirilmiştir [4]. Cordioli ve Majzoub'un çalışmasında termokupl uçlar

frezlerin çapına göre ortalama 0.5 mm uzaklığa, 4 ve 8 mm derinliğe yerleştirilmiştir [51]. Reingewirtz ve ark.'larının yaptıkları çalışmada, termokupl uç ile son frez arasındaki mesafe 0.8 mm'dir [94]. Sharawy ve ark. ise implant yuvası açılacak bölgeden yaklaşık 1 mm uzaklıkta, mezial, distal, bukkal ve lingual yönlerde 4 ayrı termokupl ucu, 8 mm derinliğe, implant yuvasına paralel olarak yerleştirmişlerdir [95]. Ercoli ve ark.'larının 2004 yılında yaptıkları çalışmalarında, ayrıca Mısır ve ark. ile Jeong ve ark.'larının cerrahi rehberlerin kemik ısı artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında termokupl uçları implant yuvasına 1 mm mesafede yerleştirmişlerdir [3, 5, 87].

Jochum ve Reichart, termokupl uçlarının implant yuvası açılan bölgenin 0.3 mm' den 0.7 mm' ye çekilmesiyle ölçülen sıcaklık değerlerinde 2 derecelik fark olduğunu ancak 0.55 mm ile 0.7 mm arasında ise anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir [96].

Literatürde termokupl uçlarının yuva açılan bölgeye yerleşim şekli de değişiklik göstermektedir. Bazı çalışmalarda termokupl uçları yuva açılan bölgeye paralel (longitudinal) olarak [4, 81, 88, 95], bazı çalışmalarda ise dik olarak yerleştirilmiştir [3, 5].

İmplant yuvası açılan bölgede meydana gelen sıcaklık artışını tam olarak ölçmek için yuvanın içinden ölçüm yapmak gerekse de bu pratik olarak pek mümkün olmamaktadır. Çünkü frezleme esnasında termokupl uçları zarar görecektir. Frezleme işleminden hemen sonra frez yuvadan çıkarılır çıkarılmaz yuvanın iç duvarlarından ölçüm yapılması fikri yuvanın açılması sırasında değil yalnızca yuvanın açılmasının bitiminde sıcaklık ölçümüne izin vermektedir. Ayrıca frezleme ile sıcaklık ölçümü arasındaki sürenin değişkenlik göstermesi ve soketlerin serumla dolu olması çalışmanın standardizasyonu bozacağından dolayı pratik uygulamada hata payı yüksek bir teknik olarak düşünülmüştür. Çalışmamızda termokupl uçları implant yuvasına 1mm uzaklıkla, yuvanın hem apikalinden hem de koronalinden ölçüm yapılabilmesi için 2 ayrı derinlikte (2 mm ve 10 mm) ve hem serum soğutmasından etkilenmemesi hem de cerrahi

rehberlerin kemik modeline yerleşimini engellememesi için yuva açılan bölgeye dik olarak yerleştirilmiştir.

Termokupl uçlarının ısı ölçümü yapılırken yuvanın gerçek sıcaklık değerini hatasız ölçebilmesi için, dış ortam koşullarından izole edilmesi gerekmektedir [50]. Bu amaçla izolasyon materyali olarak ortodontik mum [88], pembe mum [95], silikon [96], silikon tüpler [4], ısı iletken macun [97] ve özel cilalar [98] kullanılmıştır. Çalışmamızda termokupl uçlarının kemik modele giriş yaptığı kısımlar izolasyonun sağlanması için pembe mum ile kapatılmıştır.

Farklı çalışmalarda deneylerin yapılacağı ortamın sıcaklığı ile ilgili çeşitli görüşler bulunmaktadır. Eriksson ve Adell, in-vivo olarak insan mandibulasında yaptıkları çalışmada, başlangıç sıcaklık değerinin 27.6 ila 31 °C arasında olduğu belirtmişlerdir [4]. Yapılan bazı in-vitro çalışmalarda başlangıç sıcaklığı olarak 22-25 °C [51], 31.1-31.3 °C [98], 29±2 °C [87] belirtilmiştir. Mısır ve ark. ağız içi ortam sıcaklığını doğru şekilde yansıtmak amacıyla ısı kontrollü su banyosu içerisinde yaptıkları çalışmada ortam sıcaklığını 28.5-32.6 °C arasında tutmuşlardır [3]. Sedlin ve Hirsch'in yapmış olduğu çalışmaya göre 21-37 °C arasında, klinik koşulların sağlanması açısından belirgin bir farkın olmadığı bulunmuştur [99]. In-vitro çalışmalarda klinik koşulların sağlanması için uygun ortam sıcaklık aralığının 21-37 °C arasında olması gerektiği kabul edilmiştir [81]. Çalışmamızda ölçümlerin yapıldığı ortamın sıcaklığı oda tipi termostat kullanılarak 25 °C a sabitlenmiştir böylelikle frezler, modeller, termokupl uçları ve serum fizyolojik sıcaklığı çalışmanın başlangıcında birbirleriyle aynı sıcaklıkta bulunmaktaydı. Frezleme yapılırken modellerin, termokupl uçların ve frezlerin sıcaklığı arttığı için her yuva açılması işleminin sonunda yeni ölçüme geçmeden önce tüm sistemin tekrardan 25 °C sıcaklığa dönmesi beklenmiştir. Böylece her ölçümün başlangıç sıcaklık değeri 25 °C olarak ölçülmüştür. Çalışmanın amacı farklı gruplar arasındaki sıcaklık artış oranlarının incelemesi olduğu için ağız ortamının sıcaklık değeri ile oda sıcaklığı arasındaki fark önemsenmemiştir.

İmplant yuvası açılırken kemikte meydana gelen sıcaklık artışını etkileyen faktörler, uygulanan kuvvetin büyüklüğü (basınç), frezin şekli ve boyutları, drilleme hızı, soğutma sistemi ve frezleme süresidir.

İmplant yuvası açılırken uygulanan kuvvetin artırılmasıyla kemik kesisinin daha hızlı yapılacağını böylece azalan frezleme süresiyle sürtünmeye bağlı kemikte meydana gelen sıcaklık artışının azalacağını bildiren çalışmalar bulunmaktadır [44, 83]. Brisman'ın yaptığı çalışmada 1.2 – 2.4 kg arasındaki ağırlıklar ile 1800- 2400 rpm arası frez hızlarının kemikte meydana gelen sıcaklık artışına etkisi incelenmiş ve uygulanan kuvvetin frez hızına göre daha etkili olduğunu tespit edilmiştir. Abouzgia ve Symington yaptıkları çalışmada fazla kuvvet ve yüksek hızda frezlemenin, az kuvvet ve düşük hızda frezleme yapılmasından daha az sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir [97]. Abouzgia ve James, literatürde uygulanan kuvvetin artırılmasıyla oluşan sıcaklık artışının da artacağı yönünde çalışmalar olduğunu ancak bu çalışmalarda uygulanan kuvvetin 30 N.'dan daha az olduğunu belirtmişlerdir [81].

Cordioli ve Majzoub, klinik pratiğinde implant yuvası açılırken uygulanan kuvvete karşılık gelen ortalama ağırlığın 2 kg. olduğunu ve frez hızının da 2000 rpm'i geçmemesi gerektiğini savunmuşlardır [51]. Mısır ve ark. sığır femoral kemik modellerinde implant yuvası açılırken sıcaklık ölçümü yaptıkları çalışmalarında 2 kg.'lık ağırlık kullanmışlardır [3]. Themar, ortalama 2 kg. civarında kuvvet uygulanmasının sıcaklık artışını azaltacağını belirtmişlerdir [50]. Literatürde implant yuvası açılırken sabit basınç değerinde kalabilmek için ağırlıklar kullanılarak frezleme yapılan çalışmalar mevcut olsa da klinik pratiğinde böyle bir durumun mümkün olmadığı düşünüldüğü için çalışmamızda sabit ağırlık sistemi kullanılmamıştır. Çalışmamız tek bir uygulayıcı tarafından rutin implant yuvası açılırken uygulanan kuvvet altında yürütülmüştür.

Literatürde frez hızının sıcaklık artışına etkisinin incelendiği birçok çalışma bulunmaktadır ancak bu konu hakkındaki tartışmalar hala devam

etmektedir. Frez hızının değerlendirilmesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. Çalışma yöntemi, frezin kullanıldığı bölge, frez çeşidi ve sıcaklık artışını değerlendirme tekniği bu faktörlerden bazılarıdır [50]. Aynı zamanda frezin aktif olarak kullanıldığında ulaşabildiği gerçek hız serbest olarak çalıştığı esnada ekranda okunan hızdan yarı yarıya kadar daha düşük olabilmektedir [43, 97].

Thompson, serum soğutması olmaksızın 125-2000 rpm arasındaki hızlarda frez kullanırken sıcaklık ölçümü yaptığı çalışmasında, sıcaklığın 38.3 °C 'den 65.5 °C 'ye çıktığını tespit etmişlerdir [48]. Mathews ve Hirsch' in 1972 yılında yapmış oldukları çalışmada, frez hızı ile sıcaklık artışının doğrudan ilişkili olduğunu bildirmişlerdir [44]. Iyer ve ark.nın kullanılan frezin hızına bağlı olarak implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışının incelendiği çalışmalarında, üç farklı hızda (2000 rpm., 30000 rpm. ve 400000 rpm.) elde edilen sıcaklık değerleri sırasıyla 35.7, 33.5 ve 31.4 °C olarak bulunmuş ve frez hızı arttıkça sıcaklığın düştüğünü belirtmişlerdir [98]. Aynı araştırmacılar çalışmalarının 2. bölümü olarak düşük, orta ve yüksek hızlarda frezleme sonrası kemik iyileşmesini karşılaştırmışlar ve en iyi iyileşmenin de yüksek hızda çalışılan grupta sağlandığını bildirmişlerdir [100].

Sharawy ve ark., üç farklı hızda (1225 rpm., 1667 rpm., 2500 rpm.) çalışırken sıcaklık ölçümü yaptıkları çalışmalarında, hem içten soğutmalı hem de dıştan soğutmalı implant sistemlerinde yüksek hızda çalışıldığında daha düşük sıcaklık değerleri elde edildiğini ve 2500 rpm. ile implant yuvasının hazırlanmasında kemik hasar riskinin azaldığını bildirmişlerdir [95]. Chacon ve ark. çalışmalarında 2500 rpm, Yacker ve Klein 2000 rpm, Ercoli ve ark ile Mısır ve ark. ise 1500 rpm. hız ile implant yuvalarını açmışlardır [3, 33, 87, 88]. Jeong ve ark.nın 2013 yılında cerrahi rehber kullanımının kemik sıcaklık artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında 1200 rpm hızda çalışmışlardır [5]. Aynı yıl benzer bir çalışma Migliorati ve ark. tarafından yapılmıştır ve implant yuvaları açılırken frezler 1200 rpm hızda kullanılmıştır [78]. 2017 yılında Frösch ve ark. poliüretan modeller üzerinde cerrahi rehber kullanarak implant yuvası açılımı sırasında sıcaklık artışını kızılötesi termografi ile ölçümledikleri



çalışmalarında Straumann markasının önerdiği 800 rpm hız ile başlayarak frez çapı arttıkça 400 rpm e kadar düştükleri frez hızı protokolünü uygulamışlardır [6]. İmplant yuvası açılırken sıcaklık artışını minimal seviyede tutacak ideal frez hızıyla ilgili hala bir fikir birliği bulunmamaktadır bu konuyla ilgili daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamızda literatürden elde edilen veriler doğrultusunda 1200 rpm hızla çalışılırken sıcaklık ölçümleri yapılmıştır.

İmplant yuvası açılırken dıştan ve hem içten hem de dıştan olmak üzere iki tip irrigasyon sistemi kullanılmaktadır. Benington ve ark. implant yuvası açılırken içten ve dıştan soğutmalı irrigasyon sistemlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, iki grup arasında sıcaklık artışı yönünden istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit etmişlerdir [52]. Lavelle ve Wedgwood içten soğutmalı sistemlerin daha az sıcaklık artışına neden olduğunu belirtirken, Sharawy ve ark. ise dıştan soğutmalı sistemlerin daha az sıcaklık artışına neden olduğunu oluşturduğunu bildirmişlerdir [82, 95]. Sutter ve ark. içten ve dıştan soğutmalı sistemler arasında sıcaklık artışı yönünden anlamlı bir fark olmadığı tespit etmişlerdir. İçten soğutmalı sistemlerde soğutma sıvısının çıkış deliklerinin kemik parçacıklarıyla dolarak tıkanmasının sıcaklık artışına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle frezlemenin aralıklı olarak yapılmasını ve soğutma sıvısının debisinin artırılmasını önermişlerdir [101]. Sharawy ve ark. hem içten soğutmalı hem de dıştan soğutmalı sistemlerde yüksek hızla çalışıldığında, yalnızca dıştan soğutmalı sistemlere kıyasla daha düşük sıcaklık değerler elde etmişlerdir [95]. Mısır ve ark. çalışmalarında cerrahi rehber kullanılmadığında, dıştan soğutmalı sistem ile hem içten hem de dıştan soğutmalı sistem arasında ölçülen sıcaklık değerlerinde istatistiksel olarak bir fark olmamasına rağmen, cerrahi rehber kullanıldığında hem içten hem de dıştan soğutmalı sistemin daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğunu tespit etmişlerdir. Yine aynı çalışmada cerrahi rehber kullanıldığında ölçülen maksimum sıcaklık değeri 70.9 °C olarak ölçülmüştür ve kullanılan cerrahi rehberin soğutma sistemlerinin etkinliği azalttığı için sıcaklık artışına neden olduğunu belirtmişlerdir [3]. Jeong ve ark. cerrahi rehber varlığının sıcaklık artışı üzerine anlamlı bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir [5]. 2013 yılında

Migliorati ve ark.nın, 2014 yılında dos Santos ve ark.nın, 2017 yılında Frösch ve ark.nın yaptıkları çalışmalarda cerrahi rehber kullanımının implant yuvası açılması sırasında meydana gelen sıcaklık artışını arttırdığını belirlemişlerdir [6, 78, 102]. Bu bilgiler ışığında geleneksel cerrahi rehber tasarımlarının soğutma sistemlerinin etkinliğini azalttığı düşünülmüştür ve çalışmamızda dıştan soğutmalı frez sistemlerinin cerrahi alana daha efektif ulaşabilmesi için pencereci cerrahi rehber tasarımı yapılmıştır. Çalışmamızda tüm ölçüm gruplarında yalnızca dıştan soğutmalı frez sistemi kullanılmıştır. 2 farklı cerrahi rehber tasarımı kullanılarak yapılan çalışmamızda ölçülen en yüksek ortalama sıcaklık değeri geleneksel cerrahi rehber tasarımının kullandığı grup olarak belirlenirken, pencereci cerrahi rehber tasarımının kullanılarak implant yuvalarının açıldığı gruplarda boyun bölgesinden elde edilen maksimum ortalama sıcaklık değerleri rehbersiz gruplara kıyasla daha yüksek ölçülmesine rağmen geleneksel cerrahi rehber kullanılan gruplara kıyasla istatistiksel olarak anlamlı daha düşük sıcaklıklar elde edilmiştir.

Literatürde kemikte implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışının incelendiği çalışmalar sonucunda bu sıcaklık artışına döner alet sistemlerinin çalışma hızının, yuva açımı sırasında uygulanan kuvvetin ve çalışma süresinin etkili olduğu gösterilmiştir [44, 50, 83, 97]. Optimal sıcaklık değerleri için bu 3 değişkenin dengesi hala bir tartışma konusudur. Tek bir kriter olarak çalışma hızının artması sıcaklığın daha fazla artmasıyla sonuçlanacaktır ancak yüksek çalışma hızlarında çalışma süresinin kısılanacağından dolayı sıcaklık artışının azalacağı da düşünülmektedir. Bu konuyla ilgili yapılmış birçok çalışmada frez hızları değiştirilirken çalışma süresi de buna bağlı olarak değişmektedir bu nedenle tek başına çalışma hızının sıcaklık artışına etkisi hala bir tartışma konusudur. Çalışmamızda yalnızca cerrahi rehber ve flep değişkenlerinin doğru olarak incelenmesi amaçlandığı için sabit 1200rpm hızda ve 10 sn lik sabit çalışma süresinde çalışılmıştır.

Mısır ve ark. çalışmalarında sabit basınç ve hızda üç farklı derinlikte ölçülen ortalama maksimum sıcaklık değerleri arasında anlamlı bir fark tespit

etmişlerdir. Elde ettikleri veriler implant yuvası açılırken derinlik arttıkça sıcaklığın da arttığını göstermektedir. Bunun nedeni olarak irrigasyon sistemlerinin yuva içerisinde daha derin noktalara ulaşımının daha az olmasını ve frezin daha fazla kemik temasına bağlı sürtünme kuvvetine maruz kalmasını düşünmüşlerdir [3].

Lavelle ve Wedgwood dıştan soğutma sistemlerinin frezleme sırasında meydana gelen sıcaklık artışını engellense de, 15 mm. veya daha derin yuvalar açılacağı durumlarda dıştan soğutmaya ek olarak içten soğutmanın da kullanılmasının, kemikte yuva açımı sırasında oluşan ısı üzerine oldukça etkili olduğu belirtilmiştir [82]. Ancak içten soğutmalı sistemlerde frezin durmaksızın kullanımının irrigasyon sıvısının çıkış noktasını kemik artıkları ile tıkayabileceği de unutulmamalıdır [3]. Çalışmamızda her ne kadar farklı derinliklerdeki sıcaklık farkının araştırılması amaçlanmasa da gruplar arasında farklı derinliklerde yapılan ölçümlerde birbirlerinden farklı sonuçlar elde edilmiştir. Boyun bölgesinden yapılan ölçümlerde flep kaldırılmaması ve cerrahi rehber varlığı sıcaklık artışını artırırken, apikal bölgede değişken sonuçlar elde edilmiştir. Apikal bölgede yapılan ölçümlerde flep kaldırılan ve kaldırılmayan gruplarda anlamlı fark görülmemiştir. Apikal bölgede yapılan ölçümlerde flep kaldırıldığı durumlarda geleneksel cerrahi rehber kullanımı sıcaklık artışını artırırken, pencereci rehber tasarımı anlamlı bir artışa neden olmamıştır. Apikal bölgede yapılan ölçümlerde flep kaldırılmadığı durumlarda hem geleneksel hem de pencereci cerrahi rehber tasarımlarının kullanımının sıcaklığı anlamlı derecede arttırdığı tespit edilmiştir. Boyun bölgesinde yapılan ölçümlerde geleneksel cerrahi rehber tasarımının kullanıldığı ölçümlerde elde edilen sıcaklık artışı pencereci cerrahi rehber tasarımının kullanıldığı ölçümlere kıyasla anlamlı olarak daha yüksek sıcaklık değerlerine neden olmuştur. Apikal ve boyun bölgesinde farklı sonuçlara ulaşılmasının nedenleri olarak boyun bölgesine flep kaldırılmadığında ve cerrahi rehber kullanıldığında dıştan soğutmalı frez sistemlerindeki irrigasyonun standart prosedürlere kıyasla daha zor ulaşması, apikal bölgede implant yuvasının derinliğinin artmasına bağlı

irrigasyon sistemlerinin cerrahi rehber kullanılmamasına ve flep kaldırılmasına rağmen ulaşımının yetersiz olması düşünülmüştür.

Ercoli ve ark., implant yuvası açımında frezlerin birçok kez kullanılabileceğini bildirmişlerdir [87]. Ancak literatürde yapılmış birçok çalışma frezlerin tekrar eden kullanımlarına ve sterilizasyonlarına bağlı keskinliğinin azaldığını ve buna bağlı olarak implant yuvası açılırken kemik sıcaklığının arttığını göstermektedir. Mısır ve ark. in yaptığı çalışmada frezler tekrarlayan sterilizasyon işlemlerine maruz bırakılmış ve 50. kullanıma kadar test edilmiştir. Elde edilen veriler frezlerin özellikle 35. kullanımdan sonra kemikte meydana gelen sıcaklık artışını anlamlı olarak arttırdığını desteklemektedir [3]. Yine başka bir çalışmada frezlerin keskinliği çeşitli temizleme, dezenfeksiyon ve sterilizasyon işlemlerini takiben scanning elektron mikroskopuyla (SEM) incelenmiş, buna göre otoklavda sterilizasyonun keskinliğin azalmasına neden olduğunu ayrıca frezlerin 40. kullanımdan sonra kemik hasarı oluşturacak düzeyde sıcaklık artışına neden olduğunu bildirmişlerdir [96]. Çalışmamızda her grup için 1, toplamda 6 adet Nobel Biocare firmasının 3.6mm çapındaki daha önce kullanılmamış frezleri ile çalışılmıştır. Böylece frezlerin tekrar kullanımına bağlı körelmesinin sıcaklık artışını etkileyerek ölçümlerin standardizasyonunu bozması engellenmiştir.

## 6. SONUÇLAR

Cerrahi rehber kullanımının ve farklı rehber tasarımlarının, poliüretan kemik modelleri üzerinde implant yuvası açılırken sıcaklık artış miktarlarına etkisinin K tipi termokupllar kullanılarak incelendiği çalışmamızda;

1. K tipi termokuplların in-vitro şartlarda implant yuvası açılırken istenilen derinliklerde ve sürede sıcaklık ölçümü yapılabileceği görülmüştür. Bu nedenle K tipi termokupllar, dental implantlarla ilgili çalışmalarda sıcaklık ölçümü için güvenle kullanabilen bir yöntemdir.
2. Özel olarak üretilmiş dışı kortikal için süngerimsi kemik özelliklerinde poliüretan modeller çalışmamız sırasında kemikle benzer özellikler göstermiştir. Ayrıca termokupl yuvalarının implantlar yuvaları ile eşit mesafede sonlanmasına izin vermiştir. Bu yönleriyle poliüretan modeller in-vitro çalışmalarda kemiklere iyi bir alternatif olarak gözükmemektedir.
3. Termokupllar açılan implant yuvalarına 1mm mesafede başarılı bir şekilde ölçüm yapmıştır ancak yuvanın içindeki sıcaklığın daha yüksek olacağı unutulmamalıdır.
4. Frezler tekrarlayan kullanımlara ve sterilizasyon işlemlerine bağlı körelmektedirler ve bu da sıcaklık artışına neden olmaktadır. Bu nedenle dental implant cerrahilerinde kullanılan frezler mutlaka keskin olmalıdır ayrıca yapılacak sıcaklık ölçümü çalışmalarında frez keskinliğinin bir değişken olduğu unutulmamalıdır.
5. İmplant yuvası açılırken yüksek sıcaklıklara ulaşılması kemikte meydana gelebilecek hasarı arttırmaktadır. Kemikte implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını engellemek için irrigasyon sistemlerinin bölgeye ulaşımı oldukça önemlidir.
6. Sıcaklık ölçümü yapılırken termokupl uçlarının seruma teması sonucu ölçülen sıcaklık gerçek sıcaklıktan daha düşük ölçülecektir.

Bu nedenle termokupl uçlara serum ulaşmaması için mutlaka izolasyonu sağlanmalıdır.

7. Klinik uygulamalarda son frezin cerrahi rehber olmaksızın kullanımı oluşacak sıcaklığın kontrolünde etkili olabilir.
8. Frez hızı, uygulanan kuvvet ve çalışma süresi sıcaklık artışına etkili ve birbirlerine bağlı değişkenlerdir. Bu nedenle ideal frez hızıyla ilgili hala bir fikir bildiği bulunmamaktadır. Bu konuyla ilgili diğer değişkenlerin sabit tutulup yalnızca hızın değerlendirildiği daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.
9. Kemikte meydana gelen hasar ve kritik sıcaklığın incelendiği çalışmalarda kemiklerin başlangıç sıcaklığı gerçek canlı kemik sıcaklığında olmalıdır ancak değişkenlerin sıcaklık artışına etkisinin karşılaştırılmasını amaçlayan çalışmalarda başlangıç sıcaklığının tüm gruplarda eşit olması yeterlidir.
10. İmplant yuvası açılırken derinlik arttıkça meydana gelen sıcaklığın da artacağı unutulmamalıdır.
11. En düşük sıcaklık artışının flepsiz ve rehbersiz grupta meydana gelmekte ayrıca cerrahi rehber kullanımı ve flepsiz cerrahi işlemler implant yuvası açılırken meydana gelen sıcaklık artışını arttırmaktadır.
12. Tasarladığımız pencereci cerrahi rehber özellikle boyun bölgesinde meydana gelen sıcaklık artışını geleneksel cerrahi rehber tasarımlarına kıyasla oldukça engellemektedir. Bu nedenle dıştan soğutma sistemleri kullanılarak açılan implant yuvalarında bu tarz tasarımların geliştirilmesi ve kullanımının yaygınlaşması önemlidir.
12. Çalışmamız in-vitro olarak yapılmıştır bu konuyla ilgili klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Nimigean, V., et al., *Experimental model for optimizing dental implant therapy in the posterior maxilla*. Rom Biotech Lett, 2020. **25**(1): p. 1170-7.
2. Stellingsma, C., et al., *Implantology and the severely resorbed edentulous mandible*. Critical reviews in oral biology & medicine, 2004. **15**(4): p. 240-248.
3. Misir, A.F., et al., *Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2009. **67**(12): p. 2663-2668.
4. 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.
5. Jeong, S.-M., et al., *The effect of guided flapless implant procedure on heat generation from implant drilling*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2014. **42**(6): p. 725-729.
6. Frösch, L., et al., *Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols—An in vitro study*. Clinical oral implants research, 2019. **30**(2): p. 121-130.
7. Block, M.S., *Dental implants: The last 100 years*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2018. **76**(1): p. 11-26.
8. Guillaume, B., *Dental implants: A review*. Morphologie, 2016. **100**(331): p. 189-198.
9. Clark, D. and L. Levin, *Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success?* Quintessence International, 2016. **47**(5).
10. Pasqualini, U. and M. Pasqualini, *Treatise of Implant Dentistry*. Carimate Como: AriesDue, 2009.
11. Misch, C.E., *ARABIC-Contemporary Implant Dentistry*. 2007: Elsevier Health Sciences.
12. Garg, A.K., *Implant dentistry-E-Book*. 2009: Elsevier Health Sciences.
13. Block, M.S. and J.S. Kent, *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. (No Title), 1995.
14. Branemark, P.-I., *Tissue-Integrated Prosthesis*. Osseointegration in clinical dentistry, 1985: p. 11-344.

15. Resnik, R., *Misch's contemporary implant dentistry*. 2020: Elsevier Health Sciences.
16. Guglielmotti, M.B., D.G. Olmedo, and R.L. Cabrini, *Research on implants and osseointegration*. *Periodontology* 2000, 2019. **79**(1): p. 178-189.
17. Ogle, O.E., *Implant surface material, design, and osseointegration*. *Dental Clinics*, 2015. **59**(2): p. 505-520.
18. Branemark, P.-I., *Osseointegration and its experimental background*. *The Journal of prosthetic dentistry*, 1983. **50**(3): p. 399-410.
19. Bajoghli, F., et al., *A Brief Review on Contemporary Methods and Equipment Used for Implant Stability Assessments*. *Journal of International Oral Health*, 2015. **7**(10): p. 10.
20. Schroeder, A., et al., *The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces*. *Journal of maxillofacial surgery*, 1981. **9**: p. 15-25.
21. Davies, J., *Mechanisms of endosseous integration*. *International Journal of Prosthodontics*, 1998. **11**(5).
22. Peleg, M., et al., *Use of corticocancellous allogeneic bone blocks for augmentation of alveolar bone defects*. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2010. **25**(1).
23. Meyer, U., et al., *Ultrastructural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants*. *Biomaterials*, 2004. **25**(10): p. 1959-1967.
24. Mavrogenis, A., et al., *Biology of implant osseointegration*. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2009. **9**(2): p. 61-71.
25. Franchi, M., et al., *Biological fixation of endosseous implants*. *Micron*, 2005. **36**(7-8): p. 665-671.
26. Morris, H.F., et al., *AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design*. *Journal of Oral Implantology*, 2004. **30**(3): p. 125-133.
27. Linkow, L.I. and R. Cherchève, *Theories and techniques of oral implantology*. (No Title), 1970.
28. Zarb, G.A. and T. Albrektsson, *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. 1985: Quintessence Publishing (IL).
29. Misch, C.E., et al., *A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading*. *Journal of Oral Implantology*, 1999. **25**(3): p. 185-197.



30. Cardaropoli, G., M. Araujo, and J. Lindhe, *Dynamics of bone tissue formation in tooth extraction sites: an experimental study in dogs*. Journal of clinical periodontology, 2003. **30**(9): p. 809-818.
31. Johnson, K., *A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction*. Australian dental journal, 1969. **14**(4): p. 241-244.
32. Hämmerle, C., S.T. Chen, and T.G. Wilson Jr, *Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. **19**(Suppl): p. 26-28.
33. Yacker, M.J. and M. Klein, *The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1996. **11**(5).
34. Hupp, J.R., M.R. Tucker, and E. Ellis, *Contemporary oral and maxillofacial surgery*. Vol. 262. 2017: Mosby.
35. Albrektsson, T., *Hydroxyapatite-coated implants: a case against their use*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1998. **56**(11): p. 1312-1326.
36. Lee, J.J., L. Rouhfar, and O.R. Beirne, *Survival of hydroxyapatite-coated implants: a meta-analytic review*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2000. **58**(12): p. 1372-1379.
37. Schenk, R.K. and D. Buser, *Osseointegration: a reality*. Periodontology 2000, 1998. **17**(1): p. 22-35.
38. Valentea, A.F. and B.A.S.C.C. Buonic, *Image-guided implantology and bone assessment*. Int J Cars, 2006. **1**: p. 413-426.
39. Azari, A. and S. Nikzad, *Flapless implant surgery: review of the literature and report of 2 cases with computer-guided surgical approach*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2008. **66**(5): p. 1015-1021.
40. Sclar, A.G., *Guidelines for flapless surgery*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2007. **65**(7): p. 20-32.
41. Ericsson, I., et al., *Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog*. Clinical Oral Implants Research, 1996. **7**(1): p. 20-26.
42. Hobkirk, J. and K. Rusiniak, *Investigation of variable factors in drilling bone*. Journal of oral surgery (American Dental Association: 1965), 1977. **35**(12): p. 968-973.

43. Abouzgia, M.B. and D.F. James, *Measurements of shaft speed while drilling through bone*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 1995. **53**(11): p. 1308-1315.
44. Matthews, L.S. and C. Hirsch, *Temperatures measured in human cortical bone when drilling*. JBJS, 1972. **54**(2): p. 297-308.
45. 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.
46. Eriksson, A. and T. Albrektsson, *Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit*. The Journal of prosthetic dentistry, 1983. **50**(1): p. 101-107.
47. Costich, E.R., P.J. Youngblood, and J.M. Walden, *A study of the effects of high-speed rotary instruments on bone repair in dogs*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1964. **17**(5): p. 563-571.
48. Thompson, H., *Effect of drilling into bone*. Journal of oral surgery, 1958. **16**(1): p. 22-30.
49. PETERSON, L.T., *Principles of internal fixation with plates and screws*. AMA Archives of Surgery, 1952. **64**(3): p. 345-354.
50. Tehemar, S.H., *Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1999. **14**(1).
51. Cordioli, G. and Z. Majzoub, *Heat generation during implant site preparation: an in vitro study*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997. **12**(2).
52. 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.
53. Haider, R., G. Watzek, and H. Plenck Jr, *Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1993. **8**(1).
54. Roberts, W.E., et al., *Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants*. American journal of orthodontics, 1984. **86**(2): p. 95-111.
55. Albrektsson, T., *The healing of autologous bone grafts after varying degrees of surgical trauma. A microscopic and histochemical study in the rabbit*. The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume, 1980. **62**(3): p. 403-410.

56. Lazzara, R.J., *Immediate implant placement into extraction sites: surgical and restorative advantages*. Int. J. Periodont. Rest. Dent., 1989. **9**: p. 332-343.
57. Meffert, R.M., *Issues related to single-tooth implants*. The Journal of the American Dental Association, 1997. **128**(10): p. 1383-1390.
58. Gher, M.E., et al., *Bone grafting and guided bone regeneration for immediate dental implants in humans*. Journal of periodontology, 1994. **65**(9): p. 881-891.
59. Rothman, S.L., *Dental applications of computerized tomography: surgical planning for implant placement*. (No Title), 1998.
60. Widmann, G. and R.J. Bale, *Accuracy in computer-aided implant surgery--a review*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2006. **21**(2).
61. Borrow, J.W. and J.P. Smith, *Stent marker materials for computerized tomograph-assisted implant planning*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 1996. **16**(1).
62. Lal, K., et al., *Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept*. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry, 2006. **15**(1): p. 51-58.
63. Tsuchida, F., et al., *A technique for making a diagnostic and surgical template*. The Journal of prosthetic dentistry, 2004. **91**(4): p. 395-397.
64. Wanschitz, F., et al., *Evaluation of accuracy of computer-aided intraoperative positioning of endosseous oral implants in the edentulous mandible*. Clinical Oral Implants Research, 2002. **13**(1): p. 59-64.
65. Soares, M.M., et al., *An in vitro model to evaluate the accuracy of guided surgery systems*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012. **27**(4).
66. Jaber, M. and D.P. Sarment, *Advanced surgical guidance technology: a review*. Implant dentistry, 2006. **15**(2): p. 135-142.
67. Koyanagi, K., *Development and clinical application of a surgical guide for optimal implant placement*. The Journal of prosthetic dentistry, 2002. **88**(5): p. 548-552.
68. Sykaras, N. and R.D. Woody, *Conversion of an implant radiographic template into a surgical template*. Journal of Prosthodontics, 2001. **10**(2): p. 108-112.

69. Parel, S.M. and R.G. Triplett, *Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2004. **62**: p. 41-47.
70. Scarfe, W.C., et al., *Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation*. Australian dental journal, 2012. **57**: p. 46-60.
71. Dreiseidler, T., et al., *Accuracy of a newly developed open-source system for dental implant planning*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2012. **27**(1).
72. Terzioğu, H., M. Akkaya, and O. Ozan, *The Use of a Computerized Tomography--Based Software Program with a Flapless Surgical Technique in Implant Dentistry: A Case Report*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009. **24**(1).
73. Romanos, G.E. and G. Greenstein, *The incisive canal. Considerations during implant placement: case report and literature review*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2009. **24**(4).
74. Chen, X., Y. Wu, and C. Wang, *Application of a surgical navigation system in the rehabilitation of maxillary defects using zygoma implants: report of one case*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011. **26**(5).
75. Elian, N., et al., *Precision of flapless implant placement using real-time surgical navigation: a case series*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2008. **23**(6).
76. Ewers, R., et al., *Basic research and 12 years of clinical experience in computer-assisted navigation technology: a review*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2005. **34**(1): p. 1-8.
77. Brief, J., et al., *Accuracy of image-guided implantology*. Clinical Oral Implants Research, 2005. **16**(4): p. 495-501.
78. Migliorati, M., et al., *Internal bone temperature change during guided surgery preparations for dental implants: an in vitro study*. The International journal of oral & maxillofacial implants, 2013. **28**(6): p. 1464-1469.
79. Cramer, H., et al., *A systematic review and meta-analysis estimating the expected dropout rates in randomized controlled trials on yoga interventions*. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, 2016. **2016**.
80. Faul, F., et al., *G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences*. Behavior research methods, 2007. **39**(2): p. 175-191.

81. Abouzgia, M.B. and D.F. James, *Temperature rise during drilling through bone*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997. **12**(3).
82. 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.
83. 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).
84. 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.
85. Weinlaender, M., *Bone growth around dental implants*. Dental Clinics of North America, 1991. **35**(3): p. 585-601.
86. Berman, A.T., et al., *Thermally induced bone necrosis in rabbits: relation to implant failure in humans*. Clinical Orthopaedics and Related Research®, 1984. **186**: p. 284-292.
87. 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).
88. 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.
89. 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).
90. Davidson, S.R. and D.F. James, *Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone*. Medical engineering & physics, 2000. **22**(10): p. 741-747.
91. 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.
92. Watanabe, F., et al., *Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1992. **7**(2).
93. Benington, I., et al., *Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography*. Journal of dentistry, 1996. **24**(4): p. 263-267.

94. Reingewirtz, Y., S. Szmukler-Moncler, and B. Senger, *Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology*. Clinical oral implants research, 1997. **8**(3): p. 189-197.
95. 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.
96. Jochum, R.M. and P.A. Reichart, *Influence of multiple use of Timedur®-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings*. Clinical oral implants research, 2000. **11**(2): p. 139-143.
97. Abouzgia, M.B. and J. Symington, *Effect of drill speed on bone temperature*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 1996. **25**(5): p. 394-399.
98. 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).
99. Sedlin, E.D. and C. Hirsch, *Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1966. **37**(1): p. 29-48.
100. 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 II: Relationship between drill speed and healing*. International Journal of Prosthodontics, 1997. **10**(6).
101. Sutter, F., et al., *Atraumatic surgical technique and implant bed preparation*. Quintessence international, 1992. **23**(12).
102. 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).

## DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN FARKLI TASARIMLARDAKİ CERRAHİ REHBERLERİN KEMİK ISI ARTIŞINA ETKİSİNİN İN VİTRO ORTAMDA İNCELENMESİ

### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>13</b>	% <b>11</b>	% <b>1</b>	% <b>6</b>
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<a href="https://openaccess.hacettepe.edu.tr">openaccess.hacettepe.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>3</b>
<b>2</b>	<a href="https://acikbilim.yok.gov.tr">acikbilim.yok.gov.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<a href="https://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080">openaccess.hacettepe.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>4</b>	<a href="https://dent.ege.edu.tr">dent.ege.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	<a href="https://dergipark.org.tr">dergipark.org.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>6</b>	<a href="https://acikerisim.uludag.edu.tr">acikerisim.uludag.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>7</b>	<a href="https://nek.istanbul.edu.tr:4444">nek.istanbul.edu.tr:4444</a> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>8</b>	Submitted to Fırat Üniversitesi Öğrenci Ödevi	% <b>1</b>

Submitted to Hacettepe University

9	Öğrenci Ödevi	<% 1
10	Submitted to Ege Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
11	www.insackongre.com İnternet Kaynağı	<% 1
12	Submitted to Ataturk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
13	acikerisim.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
14	Submitted to Sağlık Bilimleri Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
15	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
16	www.halkkitabevi.com İnternet Kaynağı	<% 1
17	Submitted to Gazi University Öğrenci Ödevi	<% 1
18	acikerisim.akdeniz.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
19	Submitted to Ordu Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
20	text-id.123dok.com İnternet Kaynağı	<% 1



21	<a href="http://acikerisim.aksaray.edu.tr">acikerisim.aksaray.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
22	<a href="http://www.uppsatser.se">www.uppsatser.se</a> İnternet Kaynağı	<% 1
23	<a href="http://acikerisim.karabuk.edu.tr:8080">acikerisim.karabuk.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% 1
24	<a href="http://acikerisim.omu.edu.tr">acikerisim.omu.edu.tr</a> İnternet Kaynağı	<% 1
25	<a href="http://acikerisim.dicle.edu.tr:8080">acikerisim.dicle.edu.tr:8080</a> İnternet Kaynağı	<% 1
26	<a href="http://downloads.hindawi.com">downloads.hindawi.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1
27	<a href="http://tod2018.org">tod2018.org</a> İnternet Kaynağı	<% 1
28	<a href="http://www.researchgate.net">www.researchgate.net</a> İnternet Kaynağı	<% 1
29	<a href="http://www.scribd.com">www.scribd.com</a> İnternet Kaynağı	<% 1

---

Alıntılar çıkart

üzerinde

Eşleşmeleri çıkar

< 5 words

Bibliyografyayı Çıkart

üzerinde