



T.C.

GAZİANTEP ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**AYNI TİCARİ MARKA İMPLANT FREZLERİNİN AÇILI VE DÜZ
DRİLLEMELERDE KEMİKTE MEYDANA GETİRDİKLERİ
SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İN VİTRO OLARAK
İNCELENMESİ**

Tolga YILMAZ

UZMANLIK TEZİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Saim YANIK

GAZİANTEP

Şubat 2025

BEYAN

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

Tolga YILMAZ

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tezimin hazırlanması sürecinde desteğini hiç esirgemeyen, her aşamada yönlendiren tez danıŐmanım, değerli hocam Doç. Dr. Saim YANIK' a ;

Eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her zaman yanımda hissettiğim değerli hocalarım; Sn. Prof. Dr. Metin GÜNGÖRMÜŐ' e, Doç. Dr. Betül TAŞ ÖZYURTSEVEN' e ve Dr. Ebru Deniz KARSLI' ya ;

Beraber çalıŐmaktan keyif aldığım değerli eŐ kıdemlilerim Mehmet Őah KAYABAŐI, Kerem BAŐOđLU ve İlker KART' a ;

Bugünlere gelmemde emeği ve sevgisiyle her zaman yanımda olan, desteğini hissettiren annem Nevser YILMAZ' a, babam Orhan YILMAZ' a ve kardeŐim Alper YILMAZ' a;

Her zorlukta yanımda olan, sabrı ve desteğiyle tüm engelleri birlikte aŐmamıza olanak sağlayan sevgili yol arkadaŐım Uzm. Dt. Duygu ÇAPKIN' a en derin teŐekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR ve SİMGELER	v
TABLolar LİSTESİ	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
RESİMLER LİSTESİ	viii
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ ve AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kemik Doku	5
2.1.1. Kemiğin organik yapısı	5
2.1.2 Kemiğin inorganik yapısı	6
2.1.3. Kemik dokunun hücreleri	6
2.1.4. Kemik dokusu çeşitleri	8
2.1.5. Kemikleşme	9
2.1.6. Kemik büyümesi	10
2.1.7. Kemik yoğunluğu	11
2.2. Dental İmplantlar	13
2.2.1 Dental implant kavramı ve tarihsel gelişimi	13
2.2.2. Dental implant endikasyonları	15
2.2.3. Dental implant kontrendikasyonları	16
2.2.4. Açılı implantlar	19
2.3. Osteointegrasyon	20
2.3.1. Osteointegrasyonun biyolojik süreci	21
2.3.2. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler	22

2.4. Sıcaklık Ölçme Yöntemleri.....	24
2.4.1. Kızılötesi (infrared) termografi.....	24
2.4.2. Sonlu elemanlar yöntemi.....	25
2.4.3. Isıl çiftler (termocuple).....	25
3. GEREÇ ve YÖNTEM	27
3.1. Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler	27
3.2. Çalışma Grupları.....	27
3.3. Çalışma Tasarımı.....	28
3.4. Isı Ölçüm Deneyleri.....	31
4. BULGULAR	34
4.1 İstatistik Yöntem	34
4.2 0° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	35
4.3 17° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	36
4.4 30° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri	37
4.5 Isı Ölçüm Deneyleri İle İlgili Bulgular	38
5. TARTIŞMA	47
6. SONUÇ	55
7. KAYNAKÇA	56

KISALTMALAR ve SİMGELER

ark	Arkadaşları
rpm	Round per minute
mm	Milimetre
°C	Santigrat
°	Derece
Dk	Dakika
Kg	Kilogram

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Çalışma grupları	28
Tablo 4.1. Farklı derinlik ve açıların sıcaklık üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi	34
Tablo 4.2. 0° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri.....	35
Tablo 4.3. 17° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri.....	36
Tablo 4.4. 30° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri.....	37
Tablo 4.5. Farklı derinlik ve açıların sıcaklık üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi	38

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb kemik yoğunluğu sınıflandırması	12
Şekil 2.2. Mish kemik yoğunluğu sınıflandırması	13
Şekil 4.1. 0° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması	39
Şekil 4.2. 17° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması	40
Şekil 4.3. 30° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması	41
Şekil 4.4. 0 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması	42
Şekil 4.5. 9 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması	43
Şekil 4.6. 11 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması	44
Şekil 4.7. 13 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması	45
Şekil 4.8. Üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklık değerlerinin karşılaştırılması	45
Şekil 4.9. Dört farklı derinlikte üç açının sıcaklık ölçümleri ortalaması.....	46

RESİMLER LİSTESİ

Resim 3.2. Üzerinden periost ve kas ataçmanları temizlenmiş, çalışma için hazır hale getirilen kemik	29
Resim 3.3. Akrilik aparey ile paralelometreye sabitlenen anguldurva	30
Resim 3.4. Çalışmada kullanılacak ısı ölçer çift	32
Resim 3.5. Genel çalışma düzeneği	31
Resim 3.6. Drilleme yapılan bölgenin 1mm uzağındaki ısı sensörlerinin yerleri.....	32
Resim 3.7. Isı ölçümü yapılırken	33

ÖZET

AYNI TİCARİ MARKA İMPLANT FREZLERİNİN AÇILI VE DÜZ DRİLLEMELERDE KEMİKTE MEYDANA GETİRDİKLERİ SICAKLIK DEĞİŞİMLERİNİN İN VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

Tolga YILMAZ

Uzmanlık Tezi

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Saim YANIK

Şubat 2025

Günümüzde dental implant tedavisi, diş kayıplarının tedavisinde önemli bir yer tutmaktadır ve hem klinik uygulamalarda hem de bilimsel literatürde geniş bir öneme sahiptir. Ancak bu tedavi sürecinde karşılaşılan bazı zorluklar, osseointegrasyon sürecinin olumsuz etkilenmesine neden olabilir. İmplant tedavisinin başarısını artırmak için termal travmanın önlenmesi kritik bir faktördür. Bu noktada, işlem sırasında soğutma uygulamaları, kemik dokusunun korunmasına yardımcı olarak implantın uzun süreli başarısını destekler. Bu çalışmanın amacı, farklı açılarda yapılan implant drilleme işlemlerinin, değişik derinliklerdeki sıcaklık değişimlerine etkisini in vitro olarak incelemektir. Araştırma için taze sığır femur kemiği kullanılmıştır. Frezleme işlemi, bir dakika boyunca sürdürülmüş ve bu süre zarfında kemikteki ısı değişimlerini ölçebilmek amacıyla iki adet 'K tipi termokupl sensör' yerleştirilmiştir. Frez, belirlenen derinliğe ulaştığında, o noktada kaydedilen en yüksek sıcaklık değeri alınmıştır. Çalışmada, üç ana grup oluşturulmuş ve her bir grupta dört farklı derinlik seçilerek toplamda 120 işlem yapılmıştır. Derinlik ve drilleme açısı arttıkça, oluşan sıcaklık artışının daha belirgin hale geldiği gözlemlenmiştir.

Anahtar kelimeler : Dental implant, açılı implant, drilleme, sıcaklık, osseointegrasyon

ABSTRACT

IN VITRO INVESTIGATION OF TEMPERATURE CHANGES IN BONE CAUSED BY THE SAME TRADEMARK DRILLS BY ANGLED AND STRAIGHT DRILLINGS

Tolga YILMAZ

Specialty Thesis

Department of Oral and Maxillofacial Surgery

Supervisor: Doç. Dr. Saim YANIK

February 2025

Today, dental implant therapy plays a significant role in the treatment of tooth loss, holding considerable importance both in clinical practice and scientific literature. However, some challenges encountered during the treatment process can negatively affect the osseointegration process. Preventing thermal trauma is a critical factor in increasing the success of implants. In this regard, cooling applications during the procedure help protect the bone tissue and support the long-term success of the implant. The aim of this study is to investigate the temperature changes at different depths during implant drilling performed at various angles, in vitro. Fresh bovine femur bone was used in the study. The drilling procedure was carried out for one minute, and two 'K-type thermocouple sensors' were placed to measure the temperature changes in the bone during this period. Once the drill reached the specified depth, the highest temperature value at that point was recorded. In the study, three main groups were formed, and four different depths were selected for each group, resulting in a total of 120 procedures. It was observed that as the depth and drilling angle increased, the temperature rise became more pronounced.

Keywords: Dental implant, angled implant, drilling, temperature, osseointegration

1. GİRİŞ ve AMAÇ

İnsanlar özellikle periodontal sebeplere ve diş çürüklerine bağlı olarak hayatlarının çeşitli dönemlerinde diş kayıpları yaşayabilmektedir. Geçmişten günümüze insanlar bu kaybettikleri dişleri fonksiyonel, estetik ve fonetikselsel kaygıları nedeniyle telafi etmek için çeşitli yöntemler denemişlerdir. Dental implantların keşfi bu süreç için bir dönüm noktası olmuştur.

Kaybedilen diş veya dişlerin eksikliğini gidermek için uygulanacak protezlere ve doğal destek dokulara uyumlu materyallerin, kemik doku içerisine cerrahi operasyon ile yerleştirilmesi “implantasyon” olarak tanımlanmaktadır. Kemik doku içerisine yerleştirilen bu materyaller de “implant” olarak adlandırılmaktadır (1).

Eksik dişlerin yerinin diş implantlarıyla telafi edilmesi yıllar geçtikçe popüler bir tedavi haline gelmiştir. Diş implantlarının başarısı Brånemark tarafından 1950’li yıllarda tanımlanan osseointegrasyon sürecine bağlıdır. Osseointegrasyon, canlı kemik dokusu ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında doğrudan bir yapısal ve fonksiyonel bağlantı oluşumunu tanımlar (2).

İmplant cerrahisi havalı motorlu cihazlar yardımıyla yüksek hızlarda çalışılarak yapılır. Yüksek hızlarda yetersiz soğutma ile çalışmak oluşan sıcaklığı arttırmaktadır. Cerrahi işlem sırasında kemiğin aşırı ısınması dokuda nekroza sebep olur. Bunun sonucunda da dental implant başarısızlığa uğrayabilir. Drilleme işlemi sırasında sıcaklık 47 °C’yi aştığında, bu durum implant ile temas halindeki kemik yüzeyinde rezorbsiyon ve yağ hücrelerinde dejenerasyon gibi zararlı etkilere yol açabilmektedir. Bunun sonucunda da osteointegrasyon bozulur ve implant başarısızlığa uğrar (3).

İmplant cerrahisi sırasında oluşan sıcaklığın kontrol altında tutulması ve yerleştirilen implantın başarı şansını artırma konusunda solüsyonun sıcaklığı, uygulanan kuvvet, çalışma devri, frezin kullanım sayısı, şekli ve keskinliği, farklı frez tasarımlarının değerlendirildiği pek çok çalışma fikir birliği göstermektedir (4–9).

Yapılan önceki çalışmalardan hareketle, bu araştırmada günümüzde giderek yaygınlaşan implant tedavisi uygulamalarında yapılan drillemelerin farklı açđ ve derinliklerdeki sıcaklık oluşumuna etkilerinin araştırılması amaçlanmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Doku

Kemik üç ana fizyolojik fonksiyona hizmet eder. Mekanik yapısı hareket için destek sağlar ve hassas iç organlara koruma sağlar, vücutta kalsiyum ve fosfatın depolanması için bir rezervuar oluşturur ve kemik iliği ve hematopoietik hücrelerin gelişimi için bir ortam sağlar (10).

Kemikler ağırlıklı olarak tip I kollajenden ve küçük bir dereceye kadar diğer kollajen olmayan proteinlerden ve proteoglikanlardan oluşan yapıdadırlar (11). Kemik doku organik ve inorganik olmak üzere iki ana yapıdan oluşmaktadır.

2.1.1. Kemikğin organik yapısı

Kemik proteininin %85 ila 90'ı kollajen proteinlerden oluşur. Kemik matriksi çoğunlukla tip I kollajenden oluşur ve eser miktarda tip III ve V ile kollajen fibril içermektedir. Kollajen olmayan proteinler toplam kemik proteininin %10 ila 15'ini oluşturur (12).

Kemik üretimi sırasında osteoblastlar tarafından tip I kollajen sentezlenir (13) Kollajenler insan vücudunda bulunan toplan proteinin %29' unu oluşturmaktadır. Bulunduğu bölgenin ihtiyacına göre çeşitli görev ve formlarda bulunurlar. Diş ve kemik gibi sert dokularda yer alan kollajen proteinlerinin arasına tutunan hidroksiapatit kristalleri bu dokuların sertliğini artırma işlevi görürler (14).

2.1.2 Kemiğin inorganik yapısı

Kemik dokusunun inorganik içeriği, kemik gücü ve sertliği için çok önemlidir (15,16). Kemiğin mineral bileşeni kemik kütlesinin %65' ini temsil eder ve neredeyse tamamına yakını hidroksiapatit kristalleridir (17). Hidroksiapatit kristalleri esas olarak kalsiyum, fosfat ve karbonattan, daha az oranda da magnezyum, sodyum, potasyum ve florürden oluşmaktadır. Yaşlandıkça inorganik yapıdaki kalsiyum ve karbonat miktarı artarken diğer elementlerden magnezyum, flor ve su oranı azalır (17).

Kollajen lifler ile hidroksiapatit kristalleri arasındaki ilişki, kemik dokusunun dayanıklılık ve sertlik oranını belirleyen ana unsurdur. Kemik dokudaki kalsiyum oranı azalırsa kemik görünüm olarak normal kalabilir fakat esneklik kazanır. Kollajen içerikli organik yapının kaybı durumunda da kemiğin orijinal şekli bozulmaz fakat esnekliği kaybolur, kırılğan hale gelir (17).

2.1.3. Kemik dokunun hücreleri

Kemik doku dört tip hücreden oluşan, mineralize bağ dokusudur. Bu hücreler osteoblastlar, osteoprogenitör hücreler, osteositler ve osteoklastlardır (18).

2.1.3.1. Osteoblastlar

Osteoblastlar, yüksek farklılaşma kapasitesine sahip multipotent mezenkimal kök hücrelerden kaynak alırlar. Osteoblastlar kemik matriks bileşenlerinin üretiminden sorumludurlar. Ürettikleri kemik matriksi tabakasını kaplayarak kemik yüzeyi boyunca kümeler halinde bulunurlar. Bir süre sonra ürettikleri matriks içerisine gömülürler ve osteosit olurlar. (19).

2.1.3.2.Osteoprogenitör hücreler

Osteoprogenitör hücreler periostium ve endostium denen kemiği içten ve dıştan saran zar yapıların arasında bulunmaktadır. Farklı hücelere evrilebilme yeteneği olan farklılaşmamış hücrelerdir. İhtiyaç halinde bu hücreler osteoblast, adiposit ve pankreas beta hücrelerine evrilebilirler (20).

2.1.3.3 Osteositler

Görevlerini tamamlamış osteoblastların organellerini kaybederek kemik dokusu içerisinde lakün olarak adlandırılan kemik boşluklarında gömülüp kalması ile oluşan yıldız şeklindeki hücrelerdir (21).

Osteositler yıldız şekli sayesinde birbirleri ile oldukça iyi bir iletişim ağına sahiptir. Kemik dokuya gelen kuvvetleri algılayıp, dokunun ihtiyacına göre osteoblast ve osteoklast hücrelerini uyararak kemik yapım yıkım olaylarını düzenlerler. Mineral alışverişini düzenleyerek kemik ve kan kalsiyumunu denge içerisinde tutarlar (22).”

2.1.3.4 Osteoklastlar

Osteoklast, kemiği rezorbe eden ana hücredir. İşleviyle ilgili çeşitli yapısal özelliklere sahiptir. Aktif rezorpsiyon aşamasında bu çok çekirdekli dev hücre, bazolateral ve apikal membran yüzeyleri ile salgı yapan bir epitelyal hücreye benzerler. Kemik erimesinin hızı, rezorbe eden osteoklastların sayısı veya aktivitesi değiştirilerek düzenlenebilir (23).

Kemik iliğinde yer alan hematopoyetik kökenli monositlerden köken alırlar. Kemik sağlığının korunmasında çok önemli bir role sahiptirler. Homeostazı korumak için

osteoblast, osteosit ve bağımsızlık hücreleriyle karşılıklı çalışırlar. Asidik ortamı salgıları ile sağlayarak kemiği rezorbe ederler (24).

2.1.4. Kemik dokusu çeşitleri

Kemik dokusu oluşum zamanına ve kollajen liflerin dokudaki dağılımına göre temel olarak primer ve sekonder olarak ikiye ayrılır.

Primer kemik, gelişimsel süreçte ve kemik iyileşmesi sırasında oluşan, geçici bir yapıdır ve immatür ya da örgümsü kemik olarak da bilinir. Bu doku, fetüsün gelişimi ve kemik onarımı esnasında şekillenir, ancak nihayetinde sekonder kemik dokusuna dönüşür. Primer kemik dokusunda, kollojen lifleri düzensiz bir şekilde dağılır ve temel madde tam anlamıyla sertleşmemiştir. Osteositlerin sayısı fazla olup, dokunun içinde dağılmış şekilde yer alırlar. (25). Yetişkinlerde primer kemik dokusu, kafatasının düz kemiklerinin birleşim yerlerinde, dişlerin yerleştiği alanlarda ve tendonların kemiklere tutunduğu bölgelerde yer alır (26).

Sekonder kemik, olgun, matür ve lamellar yapıda olan bir kemik türüdür. Genellikle yetişkin bireylerde bulunan bu kemikler, uzun, kısa ve düzensiz şekillerde olabilirler. Lamelli bir yapı sergilediği için bu kemiklere "kemik lamelleri" denir. Her bir lameldeki kollojen lifleri paralel bir şekilde düzenlenirken, komşu lamellerdeki lifler çapraz ya da spiral bir düzen sergiler. Bu düzen, sekonder kemiklere yüksek dayanıklılık kazandırır. Kalsiyum tuzları ve hidroksipatit kristalleri, kollojen lifleri üzerinde birikerek mineralizasyon sürecini tamamlar (25).

Sekonder kemik, morfolojik olarak iki ana şekilde bulunur: Toplam iskeletin %20'sini oluşturan kortikal (kompakt, sıkı) kemik ve %80'ini oluşturan kanselöz (spongiyöz, süngerimsi) kemik. Kortikal kemik, daha yoğun ve sert yapısı ile kemiklerin dış kısmını oluştururken, kanselöz kemik ise iç kısımlarda, daha hafif ve süngerimsi bir yapı sergiler. Bu iki kemik tipi, iskeletin sağlamlığını ve esnekliğini sağlar (27).

Spongiyöz kemik, %50-90 oranında gözenekliliğe sahip olup, genellikle uzun ve kısa kemiklerin epifiz ve metafiz bölgelerinde, ayrıca yassı kemiklerin iç kısmında bulunur. Bu kemik türü, trabeküller arasındaki düzensiz boşluklarla karakterizedir ve bu boşluklar, kemik iliğiyle doludur. Makroskobik olarak süngere benzeyen yapısı nedeniyle "süngerimsi kemik doku" olarak da tanımlanır. Spongiyöz kemikte, beslenme kemik iliğindeki damarlar aracılığıyla, kanaliküller vasıtasıyla hücresel uzantılarla sağlanır. Havers ve Volkman kanalları ise spongiyöz kemikte bulunmaz (25).

Kompakt kemik, çıplak gözle bakıldığında homojen ve boşluksuz bir yapı sergiler. Ancak mikroskop altında incelendiğinde, kemikte özel bir düzenlemeye sahip lameller sistemi ve kanallar sistemi olduğu gözlemlenir. Kemiğin uzun eksenine paralel olarak yerleşen Havers kanalları, bu kanalların birbirine bağlanmasını sağlayan Volkman kanallarıyla bağlantılıdır. Bu kanallar, kompakt kemiğin beslenmesini sağlayan damarlar ve sinirler içerir. Sıkı yapısı sayesinde kompakt kemik, iskeletin dayanıklılığını ve bütünlüğünü sağlayan ana yapıyı oluşturur (25).

2.1.5. Kemikleşme

Kemik yapımı süreci osteogenez veya ossifikasyon olarak bilinir ve iki şekilde gerçekleşir: intramembranöz kemikleşme ve endokondrial kemikleşme. Her iki şekilde de ilk oluşan kemik türü primer kemik olup, zamanla sekonder kemik dokusuna dönüşür (28).

2.1.5.1. İntramembranöz kemikleşme

Bu kemikleşme türünde, kemikler embriyonik mezenşimal bağ dokusundan doğrudan kemik dokusuna dönüşür. Özellikle bazı kafatası ve yüz kemiklerinin gelişimi ile kemik iyileşme süreçlerinde görülür. Mezenşimal hücreler, osteoblastlara dönüşerek kemik matriksi üretmeye başlarlar. Bu aşamada, oluşan primer kemik spikülleri ve trabekülleri

birbirine bağlanarak ağ yapısında bir kemik dokusu oluşturur. Kalsifikasyon tamamlandığında, kemik matriksinde yer alan osteoblastlar osteositlere dönüşür. Kalsifiye olmayan bölgelerde ise mezenşim periosteum ve endosteum olarak farklılaşır (28).

2.1.5.2. Endokondral kemikleşme

Endokondral kemikleşme, memeli iskeletinin büyük bir kısmını, kafatası kemikleri hariç, meydana getiren bir süreçtir. Bu tür kemikleşmede ilk olarak kıkırdak doku oluşur ve zamanla yerini kemik dokuya bırakır. Endokondral kemikleşmenin ilk aşamasında, uzun kemikteki kıkırdak modelinin ortasında (diyafiz) kondrositlerin hipertrofisi ile kemik oluşumunun belirli bir alanda genişleme göstermesi gözlemlenir (29).

2.1.6. Kemik büyümesi

Kemikler, hayat boyu fizyolojik etkilere ve biyomekanik kuvvetlere karşı tepki vererek şekil değiştirebilir. Bu süreç "modelleme" (şekillenme) olarak adlandırılmaktadır (12,30).

Fötal yaşamda iskelet oluşuktan sonra, tüm yetişkinlik boyunca, normal yapının korunması ve eski veya mikro düzeyde hasar gören kemiklerin uzaklaştırılıp yerine yenilerinin yapılması amacıyla kemik dokusunda yıkım ve yapım süreçlerinin dengeli bir şekilde devam etmesi durumu "yeniden şekillenme" (remodeling) olarak adlandırılmaktadır (31).

Yetişkinlerde normal kemik yapısının korunması ve sağlığının devamı için osteoklastik ve osteoblastik aktivitelerin dengede olması gerekmektedir. Gelişim döneminde gerçekleşen şekillenme (modelling) ve erişkinlikte başlayıp yaşam boyunca süren yeniden şekillenme (remodelling) olayları, osteoblastlar ve osteoklastların birlikte çalışmasıyla gerçekleşir (32,33).

Kemik büyüme ve gelişiminde en etkili faktör genetik faktörlerdir. Hormonal faktörler, beslenme ve fiziksel egzersizler de kemik büyüme ve gelişiminde etkilidir.

2.1.7. Kemik yoğunluğu

Dental implant uygulamalarında yerleştirilen implantların üzerine gelen biyomekaniksel kuvvetlere direnç sağlayabilmesi için ilgili kemiğin kalite ve miktarının işlem öncesi değerlendirilmesi önemli bir faktördür (34).

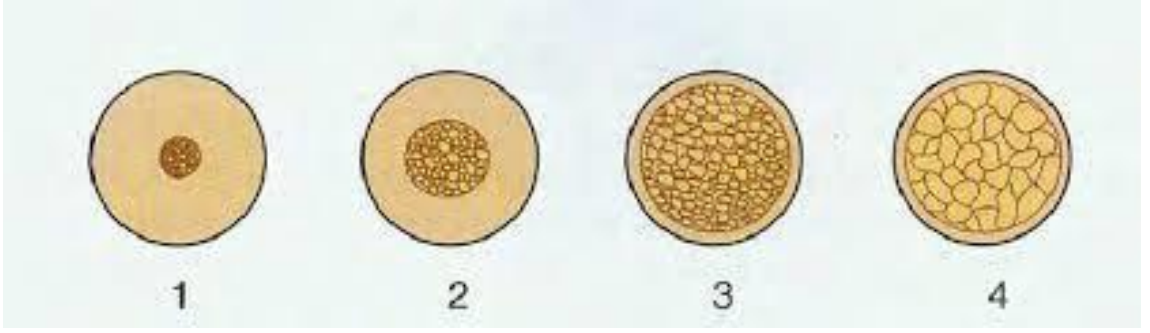
Yapılmış olan kemik yoğunluk sınıflandırmalarından günümüzde iki tanesi yaygın kabul görmüştür. Bunlardan ilki Lekholm ve Zarb'ın 1985'te yaptıkları kemik yapısı sınıflandırmasıdır. (Şekil 2.1)

Sınıf 1: Özellikle dişsiz mandibula ön bölgesinde görülen homojen kortikal kemik dokusu bulunan tipteki kemik.

Sınıf 2: Alt çene ve üst çene palatinal bölgede yaygın olan, etrafında kalın kortikal tabaka ile çevrili, içerisinde yoğun bir spongiöz kemik dokusu bulunan tipteki kemik.

Sınıf 3: Üst çenede anterior ve posterior bölgede bulunan etrafında ince kortikal tabaka içerisinde düşük yoğunlukta süngerimsi kemik dokusu içeren tipteki kemik.

Sınıf 4: Üst çene posterior bölgede görülen etrafında ince kortikal tabaka içerisinde düşük yoğunluklu ve çok fazla kemik boşluğu bulunduran süngerimsi kemik dokusu içeren tipteki kemik (35).



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb kemik yoğunluğu sınıflandırması (36)

Bir diğer kabul gören sınıflandırma da Misch tarafından 1999 yılında yapılan kemik yoğunluğu sınıflandırmasıdır. (Şekil 2.2)

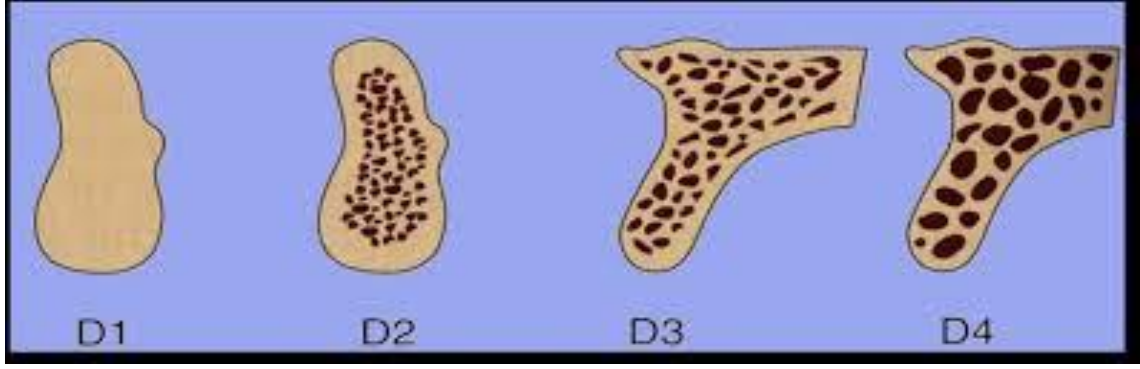
D1 kemik: Yüksek oranda kalsifiye olan yoğun kortikal kemik dokusudur. Genellikle rezorbe olmuş, diş olmayan anterior mandibulada görülür.

D2 kemik: Kalın bir kortikal kemik ile çevrili yoğun süngerimsi kemikten oluşur. Sıklıkla alt çene anterior ve posterioruyla beraber üst çene anteriorunda izlenir.

D3 kemik: İnce bir kortikal tabaka ile çevrili düşük yoğunluklu spongiöz kemik dokusudur. Üst çene önce ve arka bölge ile alt çene arka bölgede izlenir.

D4 kemik: Neredeyse kortikal kemiğin hiç bulunmadığı yoğunluğu düşük olan spongiöz kemik dokusudur. Genellikle üst çene arka bölgede izlenir.

D5 kemik: Kalsifikasyonunu henüz tamamlamamış, olgunlaşmamış çok yumuşak kemik dokusudur (37,38).



Şekil 2.2. Mish kemik yoğunluğu sınıflandırması (39)

Üst çenede D1 sınıfı kemik neredeyse hiç yoktur. Alt çene ön bölgede de görülme oranı alt çene arka bölgeye göre 2 katı daha fazladır. Özellikle alt çene ön bölgede diş kaybına bağlı olarak kemik yüksekliği azaldığında D1 kemik oranı artar. D2 tip kemik alt çenenin ana yapısını oluşturur. Alt çene hacimce üçte iki D2 tip kemikten oluşmaktadır. D3 kemik tipi üst çenenin genel yapısını oluşturmaktadır. D4 tip kemik ise üst çene arka bölgelerde yaygındır (40).

İmplant yerleştirilecek olan bölgedeki kemik yoğunluğu tedavi planını, cerrahi yöntemi, yerleştirilecek implant sayısı ve tasarımını, iyileşme periyodunu, implantın stabilitesini yani implantın başarısını etkileyen en önemli faktörler arasındadır.

2.2. Dental İmplantlar

2.2.1 Dental implant kavramı ve tarihsel gelişimi

İmplant terimi Latince kökenli olup, "in" (içeriye) ve "planto" (yerleştirmek, gömmek, eklemek) kelimelerinden türetilmiştir. Kaybedilen fonksiyon ve estetiğin yeniden kazandırılması amacıyla uygun bir pozisyona yerleştirilen, organik ya da inorganik olabilen herhangi bir maddeye implant denir. Bu süreç ise implantasyon olarak adlandırılır (41).

Kaybedilen dişlerin telafi edilmesi insanlık tarihi kadar geçmişe dayanmaktadır. Antik zamanlarda insanlar kaybettikleri dişlerin yerine tahta, taş, deniz kabuğu ve hayvan dişi gibi maddeleri yontarak insan dişine benzetmeye çalışılıp çenelere yerleştirmeye çalıştıkları bilinmektedir (42).

Geçmişte, konik mandallar, pinler ve plakalar gibi çeşitli endosteal implant tasarımları kullanılmıştır. Kök formu implantların tarihi ise oldukça eski zamanlara dayanmaktadır. Arkeolojik bulgular, 4000 yıl önce Çinlilerin bambu çubuklarını, 2000 yıl önce ise Mısırlıların değerli metallere mandallar yaparak kemik içine yerleştirdiklerini göstermektedir. Avrupa'da ise, diş olarak yerleştirilen kazık şeklinde demir metal bir kafatası bulunmuştur. M.Ö. 600 civarında, Orta Amerika'dan gelen İnkalar, deniz kabuklarını şekillendirerek kayıp dişlerin yerine yerleştirmişlerdir.

İmplantların tarihçesine bakıldığında, 1809 yılında Maggiolo'nun diş kökü şeklinde altının kullanımını tanıttığı, 1887 yılında Harris'in porselen içinde kurşun kaplı platin postlarını önerdiği görülmektedir. 1900'lü yılların başlarında ise Lambotte, çeşitli materyallerden, özellikle alüminyum, altın, magnezyum, pirinç, gümüş, kırmızı bakır gibi malzemelerle ve nikel kaplı yumuşak çelikten implantlar üretmiştir (43).

Çağdaş dental implant tarihinin başlangıcı, 2. Dünya Savaşı sırasında Dr. Norman Goldberg'in vücudun diğer bölgelerinde kullanılan metalleri diş restorasyonlarında kullanmaya başlamasıyla atılmıştır. İlk başarılı subperiostal implant, Dr. Aaron Gershkoff ve Dr. Norman Goldberg tarafından geliştirilmiştir. Bu başarı, modern implant diş hekimliğinin temelini atmıştır (44).

Dental implantolojideki en önemli gelişmelerden biri, 1957 yılında Dr. Branemark'ın kemik iyileşmesi ve rejenerasyonu üzerine yaptığı çalışmalarda, kemiğin titanyum ile yakınlaşabileceğini ve bu metale etkili bir şekilde yapışabileceğini keşfetmesidir. Branemark, "osseointegrasyon" terimini, yük taşıyan implant ile canlı kemik dokusu arasında direkt yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı olarak tanımlamıştır. İlk titanyum dental implantlar 1965 yılında Branemark tarafından yerleştirilmiş ve 34 yaşındaki bir hastanın mandibulasına 4 implant yerleştirilmiştir. Birkaç ay sonra bu implantlar sabit bir protezin altyapısı olarak kullanılmış ve hasta ölene kadar 40 yıldan fazla süreyle fonksiyon görmüştür (44).

Adell ve arkadaşları, 1981 yılında, Branemark'ın dental implantları kullanmaya başlamasından tam 16 yıl sonra, dişsiz hastalar üzerinde uyguladıkları implantların 15 yıllık sonuçlarını paylaşmışlardır. Bu çalışma, modern implantolojinin temel taşlarını atmış ve dünya genelinde implant tedavisinin yaygınlaşmasında önemli bir adım olmuştur (45). Takip eden yıllarda özellikle implant yüzey özelliklerindeki değişikliklere bağlı yenilikler yapılmış ve çalışmalarda osseointegrasyon kavramı üzerinde daha çok durulmuştur (46).

Son yıllarda başarılı bir implant tedavisinde implant cerrahisinin önemli bir yere sahip olduğu görülmüştür. Bu nedenle yapılan araştırmalar implant yerleştirilmesinde uygulanan cerrahi yöntemlerin güvenli ve doğru bir şekilde yapılması üzerine yoğunlaşmıştır (47,48). Kemikte implant yuvası açılımı sırasında sürtünme kuvvetine bağlı olarak sıcaklık artmaktadır. Yapılan çalışmalarda, kemikte implant yuvası açılımı sırasında sıcaklığın 1 dakikalık bir uygulamada 47 °C geçmesi durumunda implantla temasta olacak olan kemik yüzey hücrelerinde rezorbsiyon ve yağ hücrelerinde dejenerasyon olduğu izlenmiştir. Tüm bunlar sonucunda nekroz gelişmektedir. Nekrotik kemik alanlarında da implant başarı şansı azalmaktadır (49).

İmplant yuva açımı sırasında oluşan bu yüksek sıcaklık artışını önlemek için daha keskin frez tasarımları kullanmak, frezleme sırasındaki kuvvet ve hız değerlerini değiştirmek, daha soğuk serum fizyolojik kullanmak gibi değişkenler kullanıldığı görülmektedir (50).

2.2.2. Dental implant endikasyonları

Dental implantların endikasyonları aşağıda görüldüğü gibi yazılabilir (51–53) :

- I. Protetik tedavi yöntemleri ile stabilite ve tutuculuk sağlanamayan tam ya da kısmi dişsizlik durumları
- II. Hareketli protez kullanamayan ve bu sebeple fonksiyonel veya psikolojik zorluk yaşayan tam ya da kısmi dişsizlik durumları

III. Sabit veya hareketli protetik restorasyonlara uygun olmayan, mevcut dayanak sayısı ve dağılımına sahip vakalar

IV. Protetik tedaviye bağı olarak mukoza irritasyonu ve kret rezorpsiyonu gibi komplikasyonları kontrol altına alınamayan vakalar

V. Sadece bir tarafı dişsiz kalan vakalar

VI. Protezlerin stabilitesini olumsuz yönde etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklara sahip vakalar

VII. Endodontik ya da cerrahi tedavi ile iyileştirilemeyen dişlerin yerine uygulanan tedaviler

VIII. Komşu dişlerin sağlıklı olduğu ve tek diş eksikliğinin olduğu vakalar

IX. Ağız içi kaslarda koordinasyon bozukluğu yaşayan hastalar

X. Ortodontik tedavilerde ankraj olarak kullanılan vakalar

2.2.3. Dental implant kontrendikasyonları

2.2.3.1. Kesin kontrendikasyonlar

İmplant tedavisi için kesin kontrendikasyonlar aşağıdaki gibi yazılabilir (54–56) :

I. Kemoterapi tedavisi gören hastalar için dental implant cerrahisi kesinlikle önerilmez.

II. Radyoterapi tedavisi görmüş hastalarda, tedavi sonrasında 6 ay sonrasına kadar bile osteoradyonekroz riski devam edebilir.

III. Gebelik döneminde, doğum sürecine kadar dental implant cerrahisi yapılmamalıdır.

IV. İleri derecede diyaliz tedavisi gören hastalarda bakteriyemi riski nedeniyle cerrahi müdahaleler, hayati olmayan durumlar için uygun değildir.

V. Meme kanseri, multipl myelom, malign hiperkalemi ve kemik metastazı gibi durumlarla birlikte intravenöz bifosfonat tedavisi gören hastalarda dental implant cerrahisi yapılmamalıdır.

VI. Enfektif endokardit riski taşıyan hastalarda implant yerleştirilmesi kontrendikedir.

VII. Büyüme ve gelişimi tamamlamamış hastalarda, gelişim süreci tamamlanana kadar implant uygulamaları ertelenmelidir.

2.2.3.2. Göreceli kontrendikasyonlar

İmplant tedavisi için göreceli kontrendikasyonlar aşağıdaki gibi yazılabilir (57,58) :

I. Kardiyovasküler hastalıkların kesin kontrendikasyon oluşturmadığı durumlarda, kardiyologlarla konsültasyon gerektiren göreceli kontrendikasyonlar söz konusu olabilir.

II. Oral bifosfonat tedavisi gören bireylerde, dental implant cerrahisi uygulamak göreceli bir kontrendikasyon oluşturabilir.

III. Psikiyatrik tedaviye yanıt vermeyen veya tedaviye karşı dirençli olan ağır psikiyatrik hastalarda, implantlar yabancı cisim olarak algılanabilir ve vücut tarafından reddedilebilir.

IV. Şiddetli tip I diyabet ve kontrol altına alınamayan tip II diyabetli hastalarda, periferik kan dolaşımının zayıflaması nedeniyle iyileşme süreci gecikebilir. Ayrıca, kontrol altına alınmayan hipertansiyon durumunda, bu sorunlar yönetilene kadar tedavi ertelenmelidir.

V. İmmün sistemi baskılanmış hastalar, ilaç tedavisi veya viral enfeksiyonlar nedeniyle iyileşme sürecinde zorluk yaşayabilir ve bağışıklık sistemleri zayıflar.

VI. Kronik böbrek hastalığı bulunan hastalarda, tedaviye başlamadan önce konsültasyon yapılması önemlidir.

VII. Sistemik veya oral bölgedeki akut enfeksiyonlar var ise, enfeksiyonlar tedavi edilene kadar implant cerrahisi uygulanmamalıdır.

VIII. Sigara kullanımının, peri-implantitis ve radyografik kemik kaybı gibi durumlar için bir risk faktörü olduğu gösterilmiştir.

2.2.3.3. Lokal kontrendikasyonlar

İmplant tedavisi için lokal kontrendikasyonlar aşağıdaki gibi yazılabilir (54,59) :

I. Primer stabilitenin elde edilemediği bölgelerde osseointegrasyon mümkün olmayacağından, implant uygulaması önerilmez.

II. Alveoler kemik veya yumuşak dokularda tedavi edilmemiş kanseröz veya lokal agresif lezyonların varlığında implant cerrahisi yapılmamalıdır.

III. Başarılı bir implant tedavisi için etkin bir dental plak kontrolü sağlanmalıdır. Yetersiz plak kontrolü olan kısmi dişsizlik hastalarında, bakteriyel kontaminasyon riski nedeniyle erken implant kaybı yaşanabilir.

IV. Anatomik yapılarda farklılık bulunan bölgelerde implant yerleştirmek için gereken mesafe sağlanamayabilir.

V. Kemik kaybını ve buna bağlı olarak interkoronel papil kaybını önlemek adına, implant ile komşu diş arasındaki mesafe en az 3 mm, iki implant arasındaki mesafe ise 1.5 mm olmalıdır. Bu şartlara uymayan durumlarda implant cerrahisi yapılmamalıdır.

VI. İmplant yerleştirilecek alanda akut ya da kronik enfeksiyonlar mevcutsa, bu enfeksiyonlar tedavi edilmeden implant cerrahisi gerçekleştirilmemelidir.

VII. Anormal kapanış ilişkileri, yetersiz dikey boyutlar veya bruksizm durumlarında, implant seçimi, restorasyon tasarımı ve materyal kullanımı konusunda dikkatli olunmalıdır.

VIII. Ağız kuruluğu problemi yaşayan hastalarda, implant yerleştirilmesi süreci daha dikkatli bir şekilde planlanmalıdır.

2.2.4. Açılı implantlar

Kemik dokusu yetersiz olan hastalarda kemik grefti yöntemlerinin alternatifleri arasında zigomatik implantlar ve açılı implantlar bulunmaktadır. Bu alternatif yöntemler greftleme için ekonomik gücü yetersiz hastalarda kullanıma olanak sağlar. Zigomatik implantlar geniş bir cerrahi eğitim ve tecrübe gerektirirken, açılı implantların yerleştirilmesi, geleneksel implant yerleştirme yöntemlerinden biraz daha fazla özel eğitim gerektirir. Açılı implant kemik yüzeyine genellikle 30° açı ile yerleştirilen implantları ifade eder (60).

Açılı implantların kullanılması hem cerrahi hem de protetik açıdan çeşitli avantajlar sağlar (61). Açılı implantların kullanımı daha uzun implantların kullanılmasına imkan tanır. Bu da osseointegrasyon yüzeyini artırır. Ayrıca birden fazla kortikal tabakaya bağlanarak primer stabiliteyi artırır (60,61). Ayrıca implantların daha distal yerleştirilmesine olanak sağlayarak diş arkı üzerinde daha iyi bir yük dağılımı sağlarlar. Kemik grefti ve sinüs kaldırma işlemlerini yapılmadığı için morbiditede azalma da sağlarlar (62).

Açılı implant kullanımı ayrıca rezorbe maksillada kullanıldığında geleneksel kemik grefti ve sinüs lift işlemleriyle kombine implant tedavisine göre maliyet açısından da iyi bir alternatiftir (63).

2.3. Osteointegrasyon

Osteointegrasyon, ışık mikroskobu seviyesinde canlı kemik ile endosseöz implant arasındaki doğrudan birleşmeyi ifade eden bir histolojik terimdir. Bu kavram, Latince "os" (kemik) ve "integrate" (birleşmek) kelimelerinin birleşiminden türetilmiştir. İlk olarak, Dr. Per-Ingvar Brånemark, osteointegrasyonu, "canlı kemik dokusu ile titanyum implant yüzeyi arasında, herhangi bir fibröz doku olmadan gerçekleşen doğrudan temas" olarak tanımlamıştır (45).

İmplantın klinik başarısı, mobilitesinin olmaması ile belirginleşir. Bu durum, kemik desteğiyle yerleştirilen protezlerin uzun süreli işlevsel başarısının temelini oluşturur. Ancak, implantın başarısı sadece kemik yatağına ve cerrahın deneyimine değil, aynı zamanda birçok diğer faktöre de bağlıdır. İmplantın ilk yerleştirildiği andaki stabilitesi, yani primer stabilite, genellikle çene kemiğinin mekanik özelliklerine dayanır (64).

İmplantın uzun süreli başarısı, kemik destekli protezlerin fonksiyonel olarak düzgün çalışabilmesi için önemli bir faktördür. Bu başarı, ilk başta, uygulanan kemik yatağının özelliklerine ve klinisyenin teknik becerisine bağlı olarak farklı faktörlerden etkilenir. İmplantın yerleştirildiği andaki stabilitesi (primer stabilite), büyük ölçüde çene kemiğinin mekanik özellikleriyle ilişkilidir. İmplantın iyileşme süreci sonrasında, ikinci aşamada gelişen stabilite, implant materyali ve yüzey yapısının yanı sıra cerrahi işlem sırasında oluşan travmalar ve iyileşme sürecine verilen biyolojik yanıtlara da bağlıdır. İmplant yüzeyindeki kemik oluşumu ve kemik yeniden yapılanması, kemik ile implant arasındaki teması artırarak daha fazla stabilite sağlar. Ancak, yanlış bir endikasyonla erken yükleme, cerrahi travmalar, enfeksiyonlar veya biyolojik uyumsuzluk gösteren implant materyallerinin kullanımı gibi durumlar, implantın başarısını olumsuz etkileyebilir. Bu durumlar, kemik kaybı, düşük implant stabilitesi, fibröz kapsül oluşumu ve nihayetinde implant başarısızlıklarına yol açabilir (65).

Osseointegrasyon biyolojik bir olaydır ve implantın stabilitesi ile retansiyonunun sağlanabilmesi için gerçekleşmesi vazgeçilmezdir (66).

2.3.1. Osteointegrasyonun biyolojik süreci

İmplantlar yerleştirildikten sonra etrafındaki kemiğin iyileşmesi, kemik ile implant arasında yeni oluşan kemik ile dolmasına kadar süren birtakım hücre içi ve dışı biyolojik olaylardan oluşmaktadır (67).

Bu iyileşme süreci 3 dönemden oluşmaktadır. Bu dönemler (68) ;

- Osteofilik faz
- Osteokonduktif faz
- Osteoadaptif faz.

2.3.1.1. Osteofilik faz

İmplantasyon işlemini takiben cerrahi olarak hazırlanan implant sahasındaki kemik yüzeyi ile implant yüzeyi arasındaki boşluğa kan dolar. Bu kan tabakası içerisinde bulunan plazma proteinleri implant yüzeyini kaplar. Trombosit hücrelerinin implant yüzeyine temasını takiben hücre içi granülleri serbest kalır ve pıhtılaşma süreci başlamış olur (69). Yara iyileşmesinin ilk haftasının sonuna doğru yabancı antijenleri ve oluşan doku artıklarını ortadan kaldırmak için yara bölgesinde nötrofiller görülmeye başlar. Nötrofiller yapılarında bulunan kollajenaz, elastaz gibi enzimler ile dokuların sindirimini gerçekleştirirler. Osteofilik faz iyileşme sürecinin ilk 7-10 günü devam eder (70).

2.3.1.2. Osteokonduktif faz

Bu faz cerrahi sahanın doku artıklarından arındırıldığı 5. günden başlar ve 15-21. günlere kadar devam eder. Bu faza ‘‘yeni damarlanma’’ dönemi de denmektedir. İmplant komşu

kemikten implanta doğru mikrovasküler damar ağı oluşmaya başlar (71). Sonrasında kanda yer alan amino asitlerden kollajen zincirleri oluşur. Oluşan bu kollajen zincirleri birbirine bir örgü gibi sarılarak kollajen lifleri oluştururlar. Sonuçta immatür bağ dokusu oluşumu başlamış olur. Örgü kemik adı verilen fibröz doku fibrokartilajenöz kallusa dönüşür. Bu kallus yapının tamamen kemişleşmesi endokondral kemikleşme gibi bir kemikleşme yoluyla gerçekleşir. Bu kemikleşme implant yerleşimini takiben 3. ayda en yüksek seviyesindedir (72).

2.3.1.3. Osteoadaptif faz

Osteoadaptif safha implantasyondan sonra 3-4. ayda başlar. Bu safhada yük taşımaya başlayan implantların çevresindeki örgü kemiğin lameller kemiğe dönüşmesi gerçekleşmektedir. Yaşam boyu remodelling ile sürekli değişen aktivitelerde gerçekleşen bir süreçtir (72).

2.3.2. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler

Osseointegrasyon biyolojik bir süreçtir. Bu süreç moleküler ve hücresel düzeyde komplike aşamalar içerir (72).

Osseointegrasyonu etkileyen faktörleri genel olarak şu şekilde sayabiliriz:

1) Endojen Faktörler:

- Hastanın genel sistemik durumu
- Hastanın yaşı ve genetik faktörleri
- Sigara kullanım öyküsü

2) Eksojen Faktörler:

Operatöre Bağlı Olan Faktörler:

- Tecrübesizlik
- Uygulanan cerrahi tekniğe bağlı hatalar
- Enfeksiyon riski

İmplant Uygulama Teknikleri:

- İmmediat yerleştirme
- İmmediat yükleme
- Tek ve çift aşamalı cerrahi yöntemler

Biomateryal Seçimleri:

- İmplant tasarımı
- İmplant malzemesi
- İmplant yüzey özellikleri

3) Lokal Faktörler:

- Kemik kalitesi ve miktarı
- İmplantın yerleştirileceği anatomik bölge
- Kemik grefti kullanımı
- Parafonksiyonlar
- Lokal immün yanıt
- Yapışık dişeti bandının varlığı
- Radyasyon tedavisi uygulanmış hastalar

Başarılı bir osseointegrasyon için gerekenler:

- Biyouyumlu materyal kullanımı
- İmplantın doğru şekilde kemikte hazırlanmış yuvaya yerleştirilmesi
- Doku hasarını en aza indirmek için atravmatik cerrahi tekniklerin kullanılması
- Titanyum implantlarda oksidize yüzeyin korunması
- İmplantın hareketsiz ve konforlu bir iyileşme sürecine ihtiyaç duyması

2.4. Sıcaklık Ölçme Yöntemleri

2.4.1. Kızılötesi (infrared) termografi

Termal görüntüleme ya da infrared termografi, ısıyı algılayan termografik kameralar aracılığıyla kızılötesi ışınları görsel hale getiren bir teknolojidir. Bu kameralar, elektromanyetik spektrumun kızılötesi aralığında (900-14,000 nanometre) bulunan ışınları yakalayıp görüntüler oluşturur. Her nesne, sahip olduğu sıcaklık nedeniyle bir miktar kızılötesi ışın yayır. Bu ışınlar gözle görülme de termal video sayesinde ekranda görünür hale gelir. Sıcaklık arttıkça yayılan kızılötesi ışınların yoğunluğu artar; dolayısıyla sıcak nesnelere, soğuk olanlara göre termal kameralarla daha net bir şekilde gözlemlenebilir. Kızılötesi termografi, askeri alanlardan medikal görüntüleme, veterinerlik uygulamaları, kimyasal analizler ve araştırmalara kadar birçok farklı alanda kullanılır (73).

Termal görüntüleme yöntemi tıbbi görüntüleme yöntemi olarak günümüzde oldukça sık başvurulan bir yöntem olmasına karşın sıvı varlığında görüntülenmek istenen alanın gerçek sıcaklığını göstermede yetersiz kalması en büyük dezavantajıdır. Ayrıca pahalı bir görüntüleme yöntemi olması sebebiyle geniş alanları içeren bölgelerdeki sıcaklık değişimlerini incelemek için önerilmektedir.

2.4.2. Sonlu elemanlar yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, karmaşık ve zaman alıcı problemlerin daha basit alt problemlere bölünerek, her bir alt problemin daha hızlı bir şekilde çözülmesini sağlar (74). Pek çok karmaşık problemi çözmeye olanak sağlayan en ileri sayısal yöntemlerden birisi olan sonlu elemanlar yöntemi özellikle fizik ve mühendislik alanlarında tercih edilmektedir. Diş hekimliğinde daha çok implant cerrahisi sırasında açığa çıkan ısıyı ölçmekten çok implant yerleştirildikten sonra implant aracılığıyla kemiğe iletilen sıcaklığın izlenmesi ve oklüzal yüklerin yarattığı stres dağılımını incelemek için tercih edilen bir yöntem olarak görmekteyiz (75).

2.4.3. Isıl çiftler (termocuple)

İletken olan tüm materyaller ısıtıldıklarında eksi yüklü elektronlarında bir hareketlilik oluşur. Her madde farklı bir iletkenliğe sahip olduğundan bu hareketlilik her maddede farklı derece oluşmaktadır. Termocuple iki farklı metal telin birleştirilmesiyle elde edilen düzeneden geçen elektrik akımının termoelektrik etkisi üzerine kurulu olan sıcaklık ölçme yöntemidir. Tellerin iki ucundan birisi sıcak uç diğeri soğuk uç olarak adlandırılır. Sıcak uç ölçümü yapılacak nesneye temas ettirilir. Soğuk uç ise daha soğuk olan bir noktada sabit şekilde tutulur. Bu sistemin çalışma mekanizması bu iki nokta arasındaki sıcaklık farkının oranına dayanır (76).

Yapılan araştırmalarda, dental implant cerrahisinde kemik preparasyonu sırasında meydana gelen sıcaklık değişimlerini ölçmek amacıyla genellikle termokupların kullanıldığı görülmektedir. Kerawala ve çalışma arkadaşlarının gerçekleştirdiği bir araştırmada, implant cerrahisinde kemikte yuva açma işlemi sırasında farklı cerrahi yöntemlerin ve frez tasarımlarının sıcaklık üzerindeki etkilerini incelemek için termokupl kullanılmıştır. Termokupl kullanımının tercih edilme nedenleri ise yer kaplamamaları, basit olmaları ve ısı değişimlerini anında gösterebilmeleridir (77). Yapılan benzer bir

başka çalışmada Bhargava ve arkadaşları dört farklı yöntem ile domuz kaburgasında yapılan drilleme sırasında oluşan sıcaklığı incelemek için ısı çiftleri kullanmıştır (78).



3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışması, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Laboratuvarı'nda taze sığır femur kortikal kemiği kullanılarak in-vitro ortamda gerçekleştirilmiştir. Çalışma için Gaziantep Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu'na başvurularak etik onay alınmıştır.

3.1. Deney Düzenğinde Kullanılan Malzemeler

- Fizyodispenser seti
- İmplant anguldurvası
- 3,8 mm çapında drill
- Paralelometre
- Kemik bloklar (sığır femur kemiği)
- İzotonik serum fizyolojik solüsyon
- Isıl çift (K tipi termocouple)
- Sıcaklık ölçer

3.2. Çalışma Grupları

Çalışmamızda drilleme derinliğinin ve drilleme açısının kemikte oluşturacağı ısı artışını incelemek için 3 farklı açıda çalışma grubu oluşturulmuştur. Bu gruplarda kendi içerisinde 4 farklı derinlikten oluşan alt gruplara ayrılmıştır. Birinci grup 0 derece açı ve 0 mm, 9 mm, 11 mm ve 13 mm derinliklerden, ikinci grup 17 derece açı ve 0mm, 9mm, 11mm ve 13mm derinliklerden ve üçüncü grup ise 30 derece açı ve 0mm, 9mm, 11mm ve 13mm derinliklerden oluşturulmuştur. Her grupta da sırasıyla 0, 9, 11 ve 13 mm

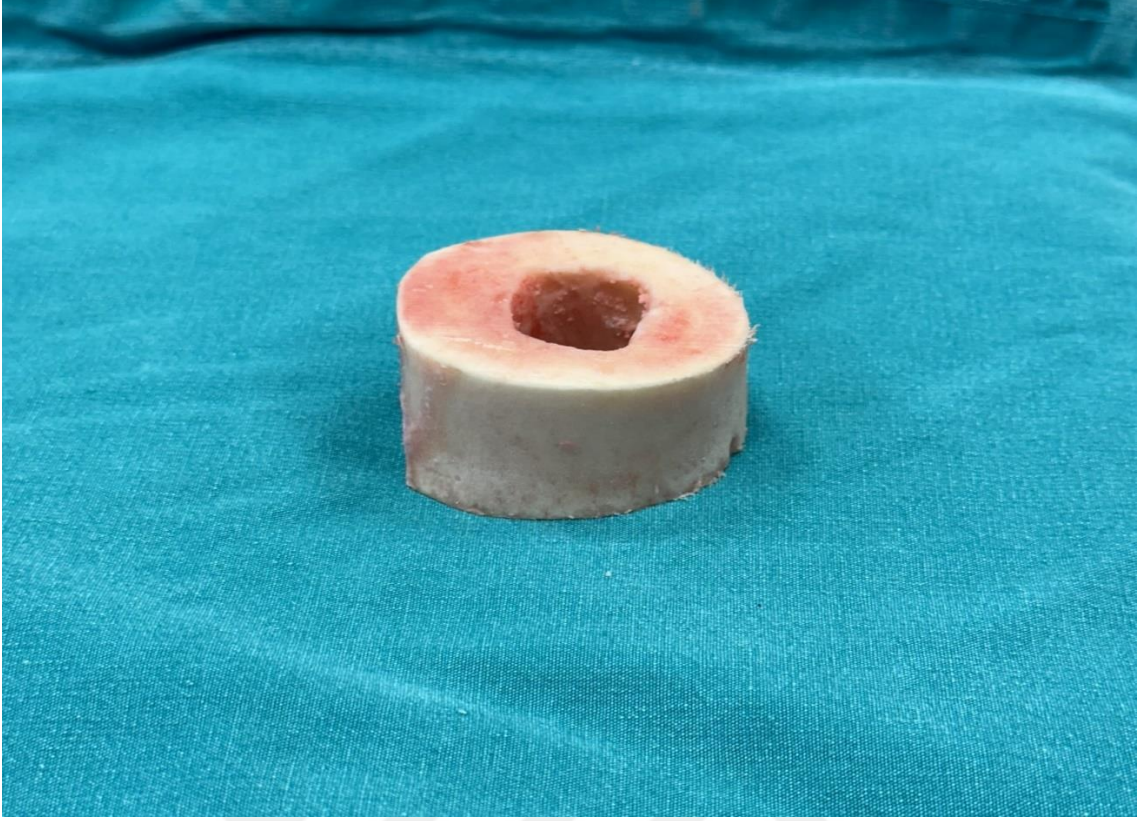
derinliklerde oluşan sıcaklık değerleri ısıl çiftler kullanarak santigrat cinsinden ölçülmüştür. Gruplar tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışma grupları

	Grup I	Grup II	Grup III
	0° Açı	17° Açı	30° Açı
Derinlik	0 mm	0 mm	0 mm
Derinlik	9 mm	9 mm	9 mm
Derinlik	11 mm	11 mm	11 mm
Derinlik	13 mm	13 mm	13 mm

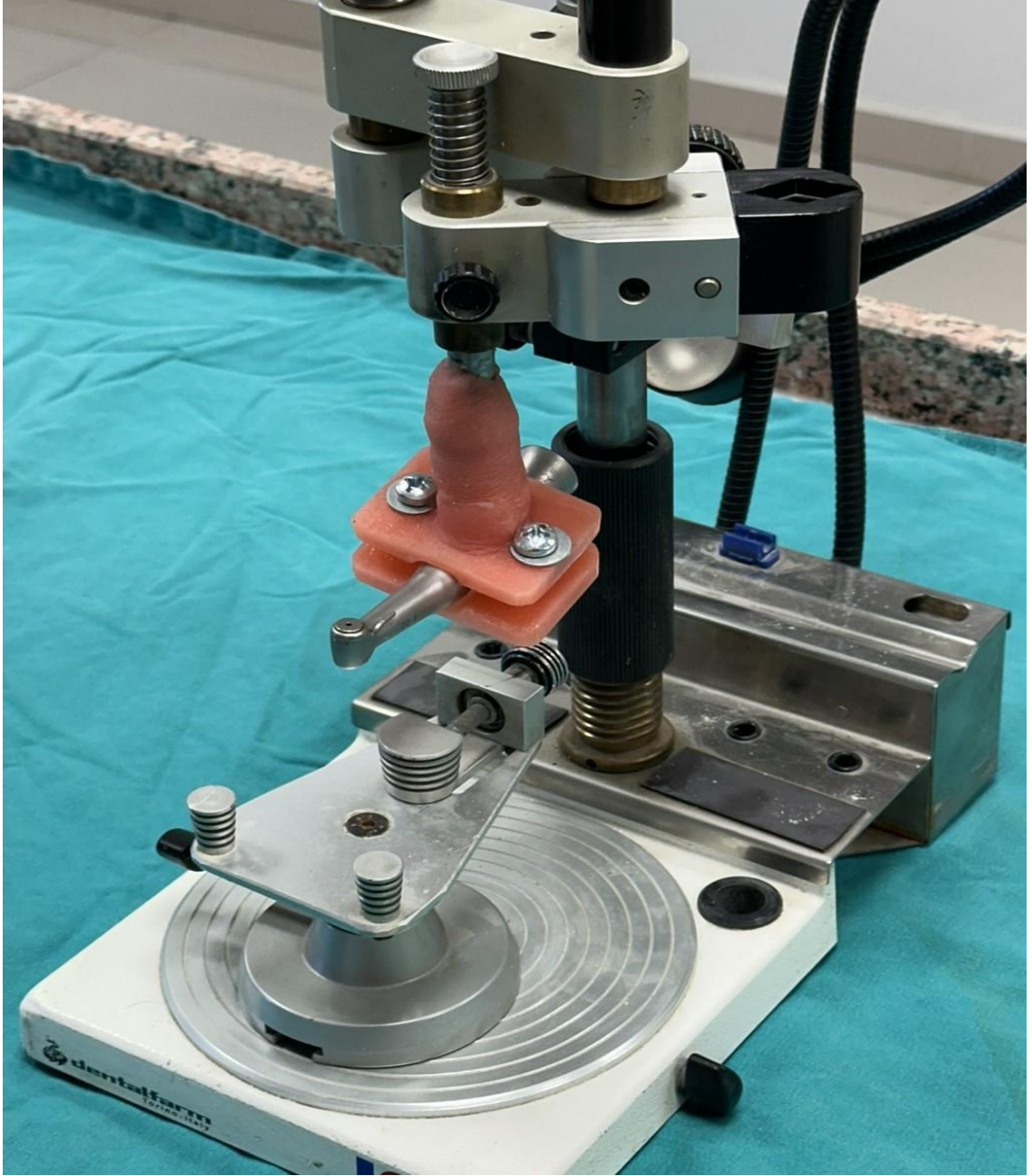
3.3. Çalışma Tasarımı

Çalışmamızda kullandığımız kemik bloklar temin edildikten sonra 10 gün boyunca derin dondurucuda bekletilmiştir. Çalışmanın yapılacağı günden 1 gün önce oda sıcaklığına gelmesi için dondurucudan çıkarılıp çalışmanın yapılacağı ortama alınmıştır. İşlemden önce de vücut ısısına benzer olması için 36°C su banyosunda bekletilmiştir. (Resim 3.2)



Resim 3.1. Üzerinden periost ve kas ataçmanları temizlenmiş, çalışma için hazır hale getirilen kemik

Çalışmamızda drillemenin istenilen açılarda olması için anguldurva paralelometreye akrilikten hazırlanmış olduğumuz özel bir parça ile sabitlenmiştir ve kemiği yerleştirdiğimiz alt parçası 360° hareket edebildiğinden istenen açı (0°,17°,30°) alt parçanın hareket ettirilmesiyle sağlanmıştır. (Resim 3.3)



Resim 3.2. Akriklik aparey ile paralelometreye sabitlenen anguldurva



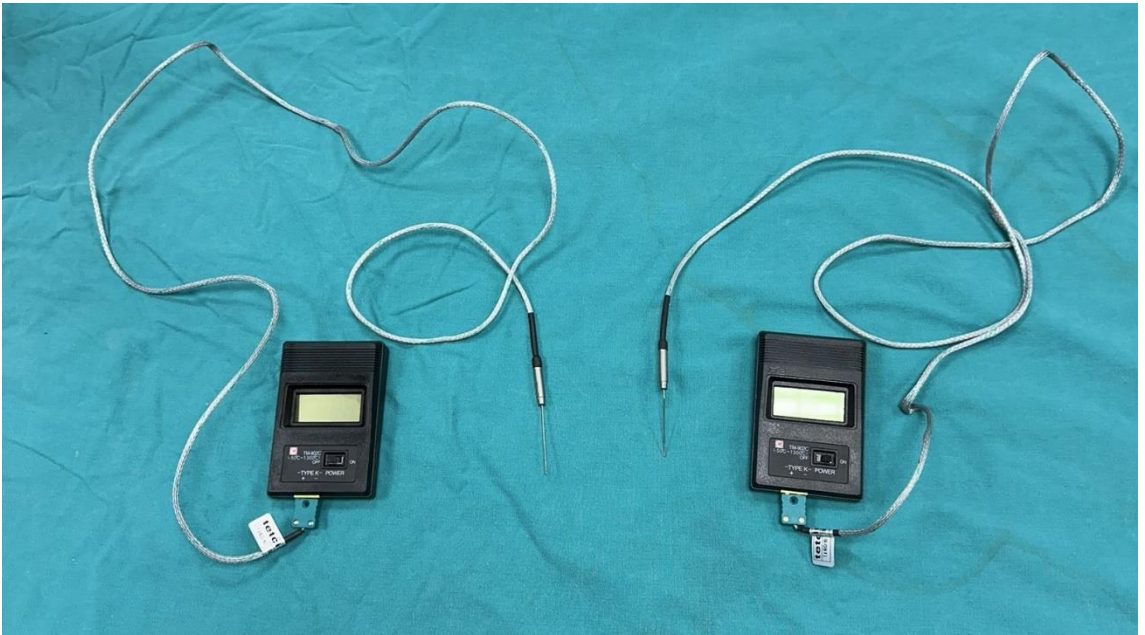
Resim 3.4. Genel çalışma düzeneği

3.4. Isı Ölçüm Deneyleri

Frezleme yapılacak bölgenin 1 mm uzağında ısı sensörleri yerleştirilmesi için daha küçük çapta olan pilot frezleri ile kemik yuvaları açılmıştır (Resim 3.6). Daha doğru bir ölçüm olması için ısı sensörlerinin yuvaları oda sıcaklığında serum fizyolojik ile doldurulmuştur ve sensörler stabil olması için silikon ölçü materyali ile sabitlenmiştir.

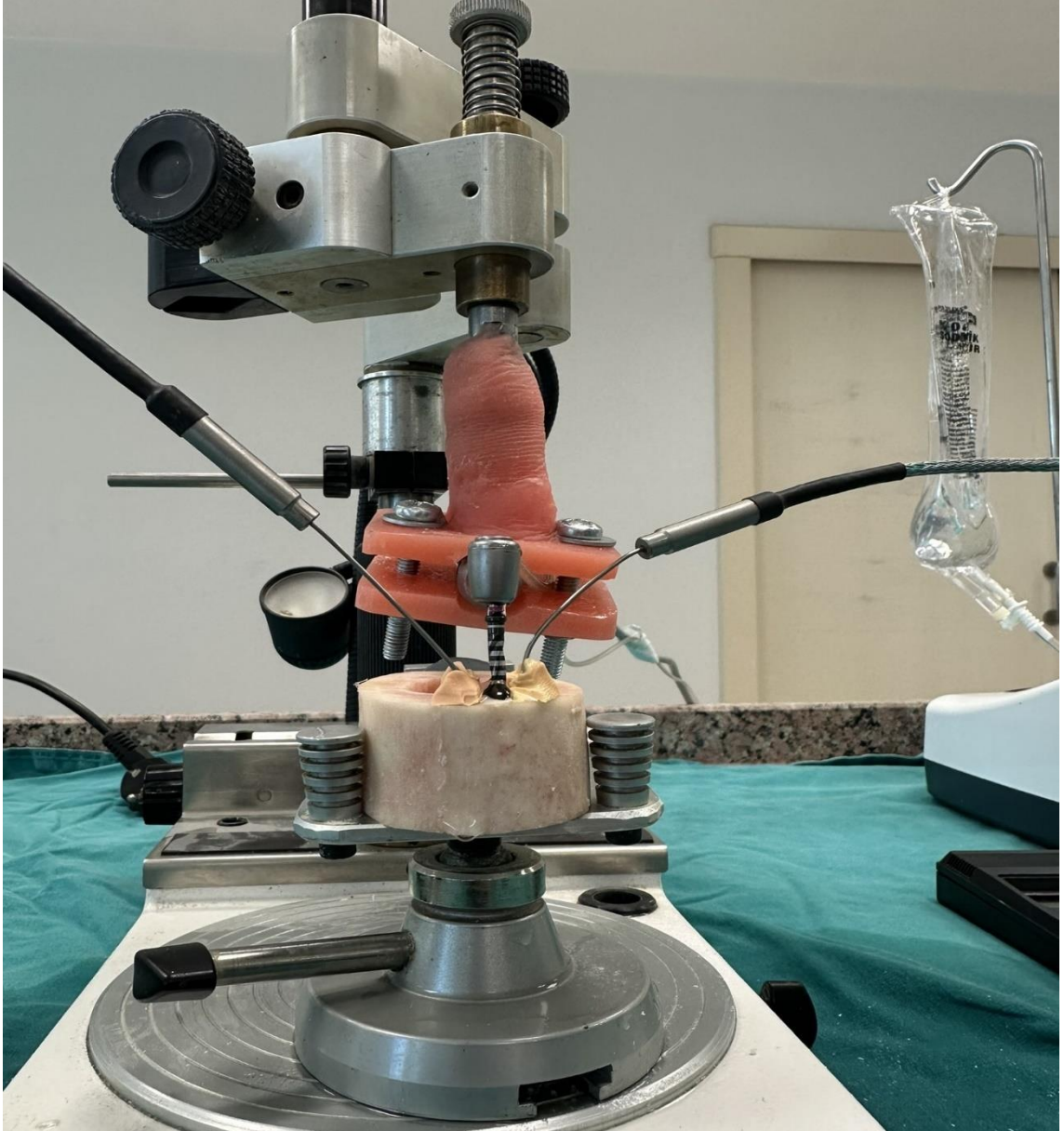


Resim 3.5. Drilleme yapılan bölgenin 1 mm uzağındaki ısı sensörlerinin yerleri



Resim 3.6. Çalışmada kullanılan ısı ölçer çift

Çalışma düzeneğimizde, sabit bir 3 kilogramlık (30 N) kuvvet uygulanmış ve fizyodispenser 800 rpm/dakika hızında sabitlenmiştir. Tüm drilleme işlemleri, oda sıcaklığındaki serum fizyolojik ile 40 ml/dakika sabit hızda gerçekleştirilmiştir. Frez sıcaklığı, hedeflenen derinliğe ulaşana kadar 1 dakika süreyle sabit hız ve kuvvet altında devam eden drilleme işlemiyle ölçülmüştür. Bu süreç, her bir grup için 10 kez tekrarlanmıştır. Ölçüm sırasında elde edilen en yüksek sıcaklık değeri kaydedilmiştir. (Resim 3.7)



Resim 3.3. Isı ölçümü gerçekleştirilirken

4. BULGULAR

4.1 İstatistik Yöntem

Çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için IBM SPSS Statistics 22 programı kullanılmıştır. Veriler incelenirken, parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleri ile kontrol edilmiş ve normal dağılım gösterdiği tespit edilmiştir. Derinlik ve açıların sıcaklık üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde Two-way ANOVA testi uygulanmış ve post hoc analiz olarak Tukey HSD testi kullanılmıştır. Anlamlılık seviyesi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir (Tablo4.1).

Tablo 4.1. Farklı derinlik ve açıların sıcaklık üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

Sıcaklık	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Derinlik	724.467	3	241.489	1359.083	0.001*
Açı	3.670	2	1.835	10.328	0.001*
Derinlik * Açı	5.637	6	0.939	5.287	0.001*

Two-way ANOVA Test * $p < 0.05$

Drilleme derinlikleri arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.05$).

Drilleme açıları arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.05$).

Farklı drilleme derinliği ve drilleme açılarının sıcaklık üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0.001$; $p < 0.05$). Drilleme derinliği ve drilleme açısının birlikte sıcaklığı etkilediğini görülmüştür.

4.2 0° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Tablo 4.2’ de 800 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında 3.8 mm çapa sahip implant drili ile yapılan 1 dakikalık frezleme süresince 0 mm, 9 mm, 11 mm ve 13 mm derinliklerde ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir.

Tablo 4.2. 0° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri

	0 mm	9 mm	11 mm	13 mm
1. Ölçüm	35.4°C	40.2°C	40.6°C	41.1°C
2. Ölçüm	36.0°C	40.6°C	40.8°C	41.6°C
3. Ölçüm	35.8°C	39.9°C	40.1°C	41.4°C
4. Ölçüm	35.2°C	40.5°C	41.3°C	40.9°C
5. Ölçüm	36.1°C	40.6°C	40.6°C	41.7°C
6. Ölçüm	35.5°C	41.2°C	41.5°C	41.5°C
7. Ölçüm	35.6°C	40.8°C	40.4°C	40.8°C
8. Ölçüm	35.3°C	40.9°C	40.8°C	41.4°C
9. Ölçüm	35.8°C	41.3°C	41.8°C	42.1°C
10. Ölçüm	36.2°C	40.3°C	41.3°C	41.8°C

4.3 17° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Tablo 4.3' de 800 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında 3.8 mm çapa sahip implant drili ile yapılan 1 dakikalık frezleme süresince 17° açıda 0mm, 9mm, 11mm ve 13mm derinliklerde ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir.

Tablo 2.3. 17° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri

	0 mm	9 mm	11 mm	13 mm
1. Ölçüm	35.5°C	39.7°C	41.6°C	42.0°C
2. Ölçüm	35.8°C	39.6°C	41.8°C	41.7°C
3. Ölçüm	35.3°C	40.2°C	40.9°C	42.1°C
4. Ölçüm	36.1°C	40.6°C	41.5°C	41.9°C
5. Ölçüm	35.4°C	39.5°C	41.9°C	41.3°C
6. Ölçüm	35.4°C	40.7°C	40.8°C	41.7°C
7. Ölçüm	36.1°C	40.6°C	42.3°C	41.3°C
8. Ölçüm	35.6°C	40.3°C	41.8°C	42.5°C
9. Ölçüm	35.7°C	40.8°C	41.9°C	42.0°C
10. Ölçüm	35.9°C	40.6°C	42.0°C	42.1°C

4.4 30° Açıda Yapılan Sıcaklık Ölçümleri

Tablo 4.4’ de 800 rpm hız ve 3 kg kuvvet altında 3.8 mm çapa sahip implant drili ile yapılan 1 dakikalık frezleme süresince 30° açıda 0mm, 9mm, 11mm ve 13mm derinliklerde ölçülen maximum ısı değerleri gösterilmektedir.

Tablo 4.4. 30° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinde kaydedilen maksimum sıcaklık değerleri

	0 mm	9 mm	11 mm	13 mm
1. Ölçüm	35.8°C	39.8°C	41.8°C	42.6°C
2. Ölçüm	35.6°C	40.5°C	42.3°C	42.9°C
3. Ölçüm	35.5°C	40.2°C	41.2°C	41.8°C
4. Ölçüm	35.6°C	41.3°C	41.8°C	42.3°C
5. Ölçüm	36.4°C	39.8°C	42.2°C	42.7°C
6. Ölçüm	35.9°C	40.6°C	40.9°C	42.6°C
7. Ölçüm	35.7°C	40.8°C	41.6°C	42.7°C
8. Ölçüm	35.6°C	40.3°C	41.9°C	41.7°C
9. Ölçüm	35.9°C	40.3°C	41.8°C	42.4°C
10. Ölçüm	35.9°C	41.0°C	42.3°C	42.0°C

4.5 Isı Ölçüm Deneyleri İle İlgili Bulgular

Tablo 4.5. Farklı derinlik ve açıların sıcaklık üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesi

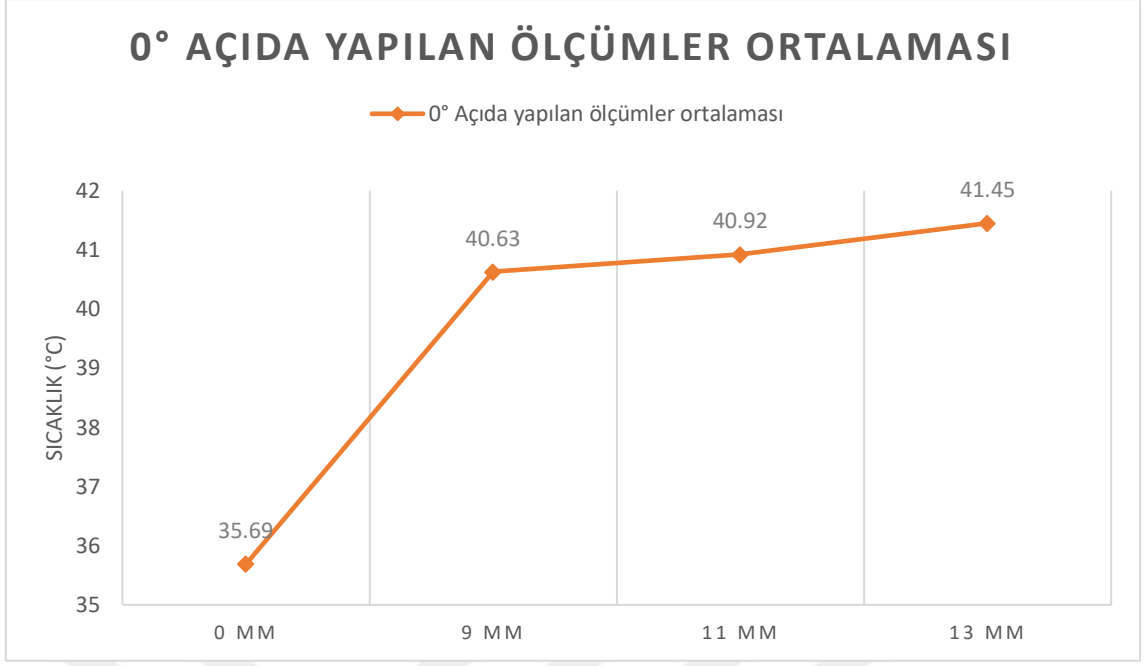
Sıcaklık	0 ⁰	17 ⁰	30 ⁰	p
	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
0mm	35.69±0.34 ^{Aa}	35.68±0.29 ^{Aa}	35.79±0.26 ^{Aa}	0.667
9mm	40.63±0.44 ^{Ab}	40.26±0.49 ^{Ab}	40.46±0.49 ^{Ab}	0.232
11mm	40.92±0.54 ^{Ab}	41.65±0.47 ^{Bc}	41.78±0.46 ^{Bc}	0.001*
13mm	41.45±0.41 ^{Ac}	41.86±0.37 ^{Ac}	42.37±0.41 ^{Bd}	0.001*
p	0.001*	0.001*	0.001*	

Two-way ANOVA Test

*p<0.05

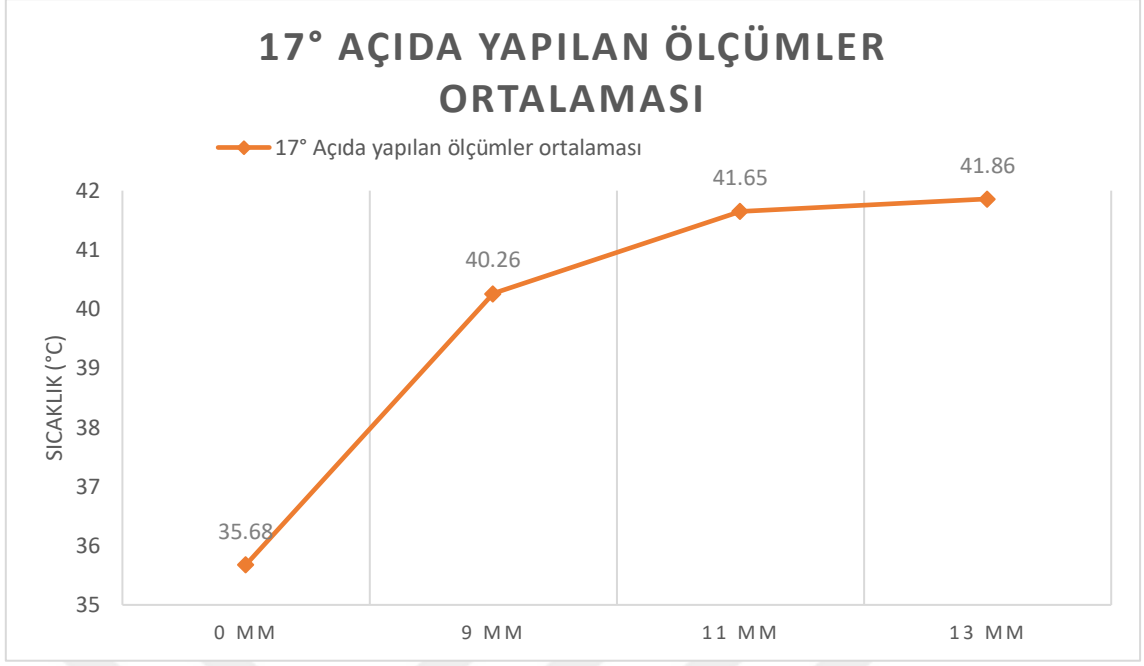
Farklı büyük harfler açıları arasındaki farklılığı, farklı küçük harfler derinlikler arasındaki farklılığı göstermektedir.

0⁰ açıda yapılan ölçümler şekil 4.1’de verilmiştir. 0⁰ açıda 0 mm’de 35,69°C, 0⁰ açıda 9 mm ‘de 40,63°C, 0⁰ açıda 11 mm’de 40,92°C, 0⁰ açıda 13 mm’de 41,45°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 0⁰ açıda; derinlikler arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı (p:0.001; p<0.05). Post hoc Tukey Test sonucunda; 0⁰ açıda 13mm’deki sıcaklık ortalaması, 0mm (p:0.001), 9mm (p:0.001) ve 11mm’den (p:0.048) anlamlı şekilde yüksekti (p<0.05). 0⁰ açıda 0mm’deki sıcaklık ortalaması, 9mm (p:0.001), 11mm (p:0.001) ve 13mm’den (p:0.001) anlamlı şekilde düşüktü (p<0.05). 0⁰ açıda 9mm ve 11mm arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktu (p:0.457; p>0.05).



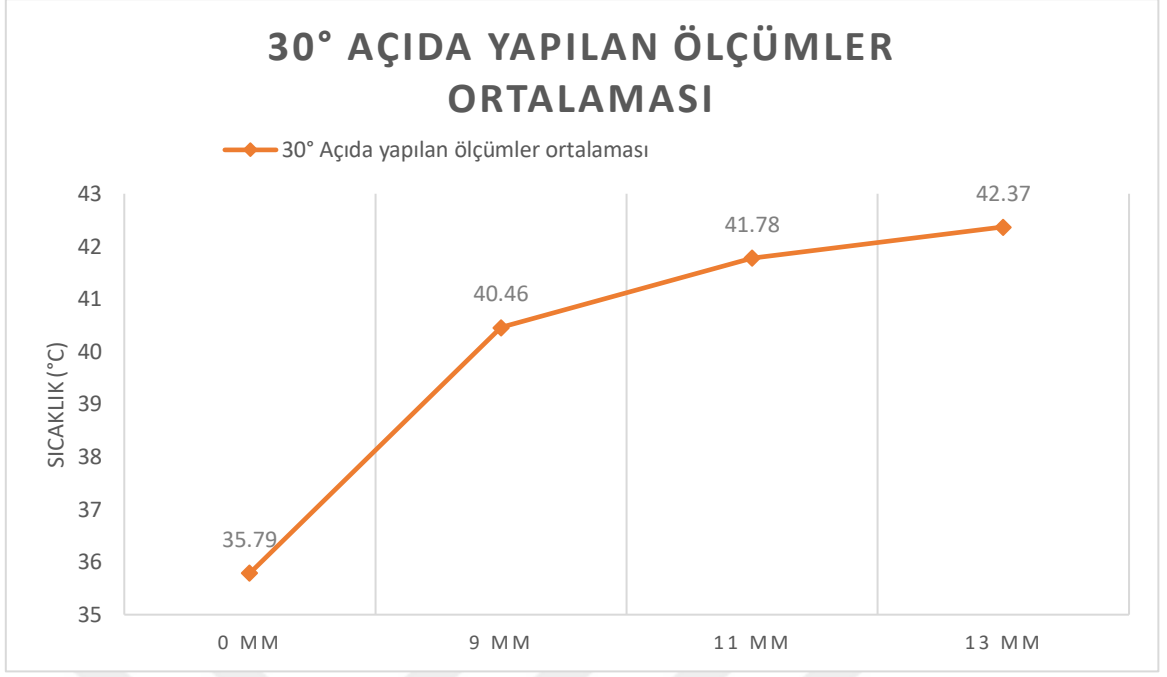
Şekil 4.1. 0° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması

17° açıda yapılan ölçümlerde şekil 4.2’de verilmiştir. 17° açıda 0 mm’de 35,68°C, 17° açıda 9 mm ‘de 40,26°C, 17° açıda 11 mm’de 41,65°C, 17° açıda 13 mm’de 41,86°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 17° açıda; derinlikler arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p:0.001; p<0.05). Post hoc Tukey Test sonucunda; 17° açıda 0mm’deki sıcaklık ortalaması, 17° açıda 9 mm (p:0.001), 17° açıda 11mm (p:0.001) ve 17° açıda 13mm’den (p:0.001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.05). 17° açıda 9 mm’deki sıcaklık ortalaması, 17° açıda 11 mm (p:0.001) ve 17° açıda 13mm’den (p:0.001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.05). 17° açıda 11 mm ve 17° açıda 13 mm arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır (p:0.091; p>0.05).



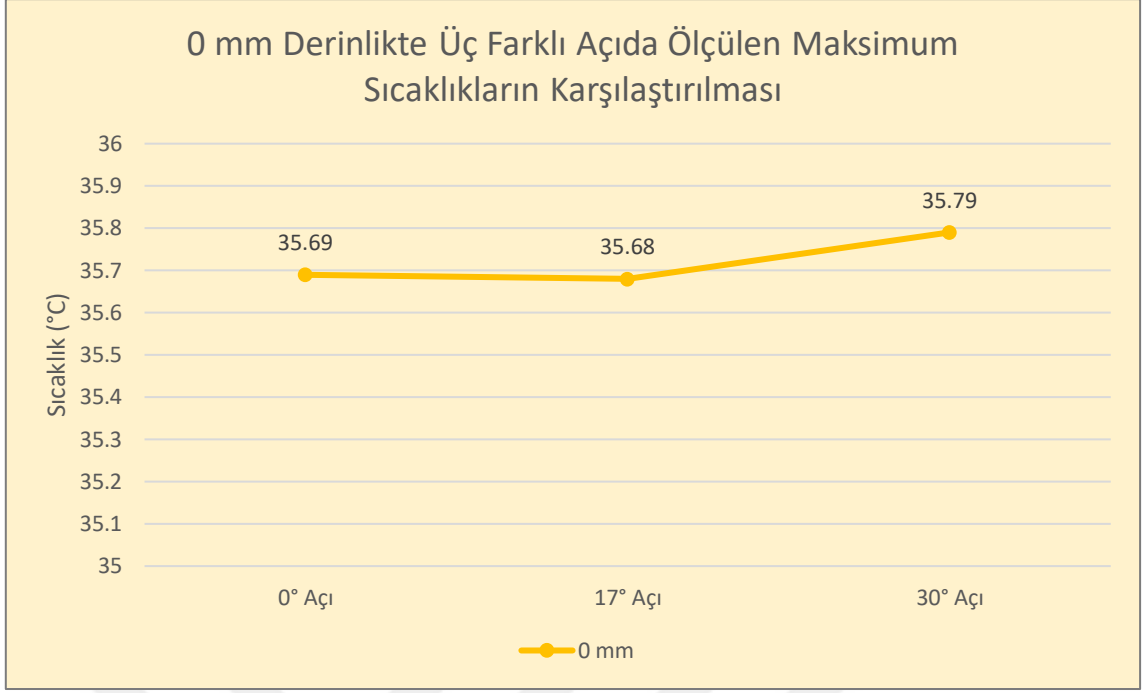
Şekil 3.2. 17° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması

30° açıda yapılan ölçümlerde şekil 4.3'de verilmiştir. 30° açıda 0 mm'de 35,79°C, 30° açıda 9 mm 'de 40,46°C, 30° açıda 11 mm'de 41,78°C, 30° açıda 13 mm'de 42,37°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 30° açıda; derinlikler arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (p:0.001; p<0.05). Post hoc Tukey Test sonucunda; 30° açıda 0mm'deki sıcaklık ortalaması, 30° açıda 9 mm (p:0.001), 30° açıda 11 mm (p:0.001) ve 30° açıda 13 mm'den (p:0.001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.05). 30° açıda 9 mm'deki sıcaklık ortalaması, 30° açıda 11 mm (p:0.001) ve 30° açıda 13 mm'den (p:0.001) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur (p<0.05). 30° açıda 11 mm'deki sıcaklık ortalaması 30° açıda 13 mm 'deki sıcaklık ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derece düşük bulunmuştur (p:0.138; p>0.05).



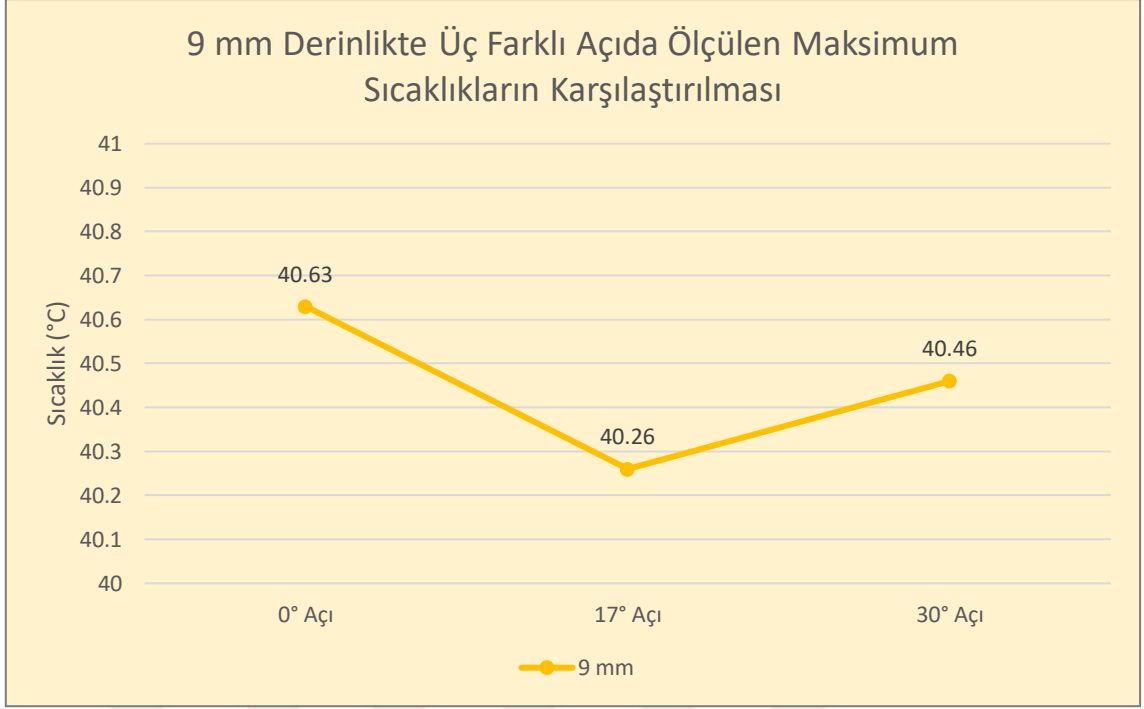
Şekil 4.3. 30° açıda yapılan sıcaklık ölçümlerinin ortalamasının karşılaştırılması

0 mm derinlikte yapılan ölçümler şekil 4.4’de verilmiştir. 0 mm derinlik 0° açıda 35,69°C, 0 mm derinlik 17° açıda 35,68°C, 0 mm derinlik 30° açıda 35,79°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 0 mm derinlikte, açılar arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p:0.808$; $p>0.05$).



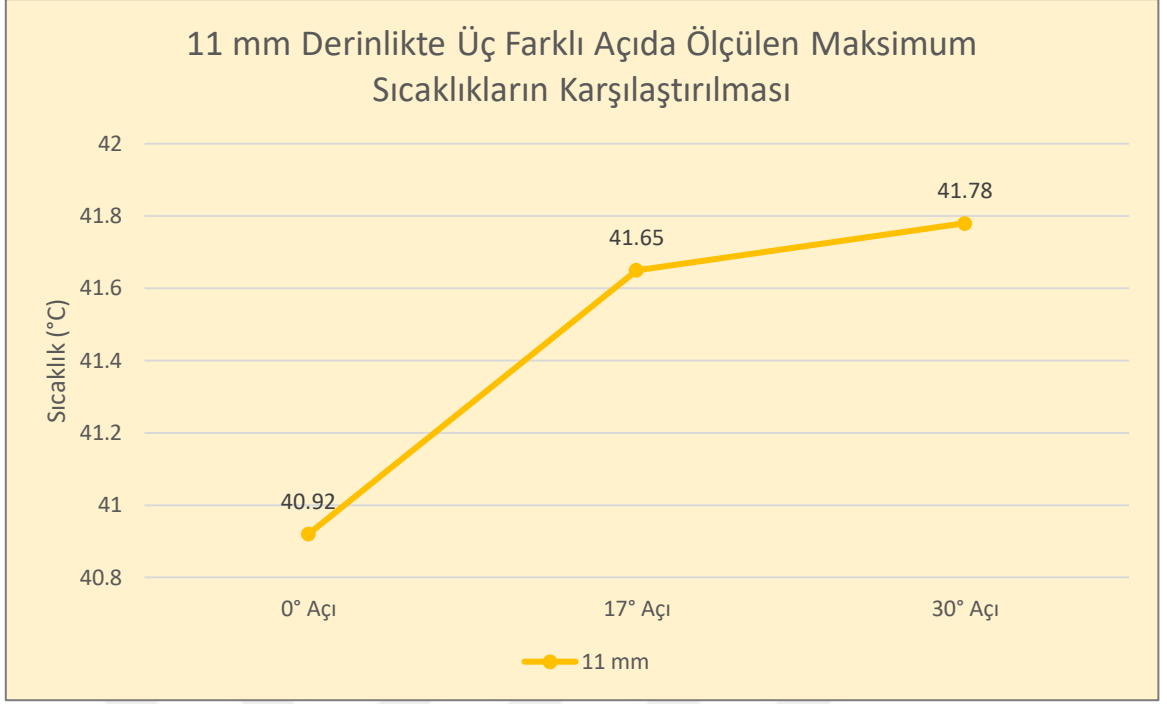
Şekil 4.4. 0 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması

9 mm derinlikte yapılan ölçümlerde şekil 4.5’de verilmiştir. 9 mm derinlik 0° açıda 40,63°C, 9 mm derinlik 17° açıda 40,26°C, 9 mm derinlik 30° açıda 40,46°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 9 mm derinlikte, açılar arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p:0.057$; $p>0.05$).



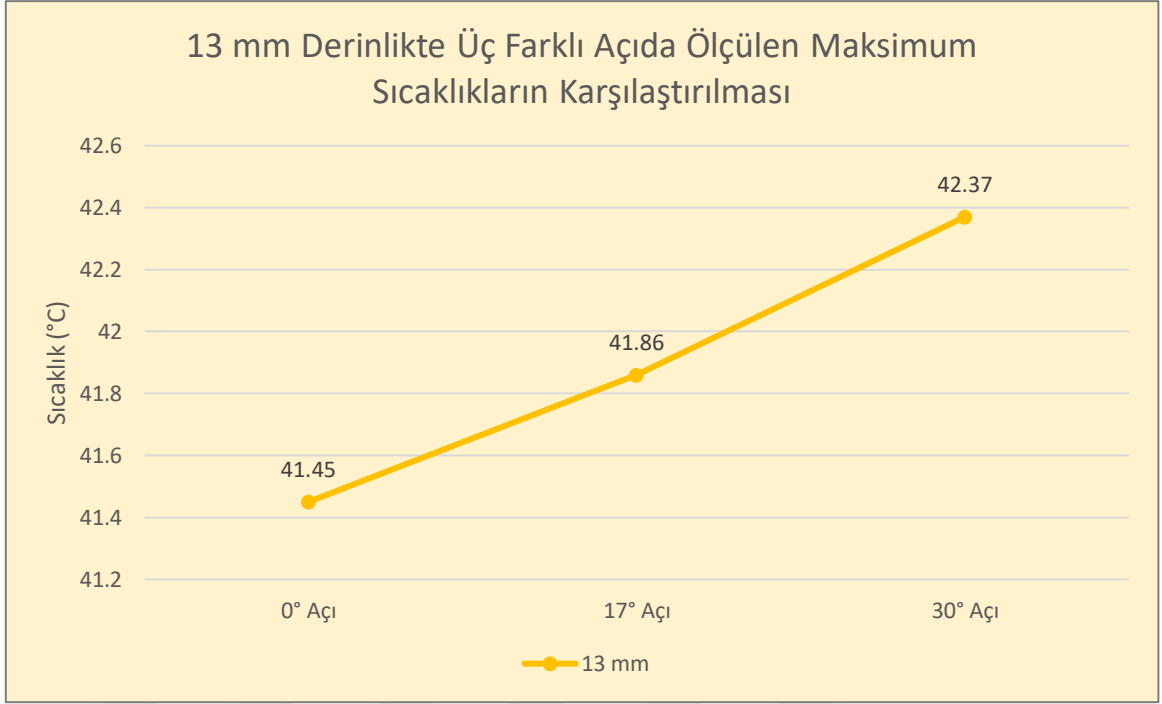
Şekil 4.5. 9 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması

11 mm derinlikte yapılan ölçümlerde şekil 4.6'da verilmiştir. 11 mm derinlik 0° açıda 40,92°C, 11 mm derinlik 17° açıda 41,65°C, 11 mm derinlik 30° açıda 41,78°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 11 mm derinlikte, açılar arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.05$). Post hoc Tukey Test sonucunda; 11 mm derinlikte 0°deki sıcaklık ortalaması, 11 mm derinlikte 17° ($p:0.023$) ve 11 mm derinlikte 30°den ($p:0.001$) anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p<0.05$). 11 mm derinlikte 17° ve 11 mm derinlikte 30° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p:0.436$; $p>0.05$).

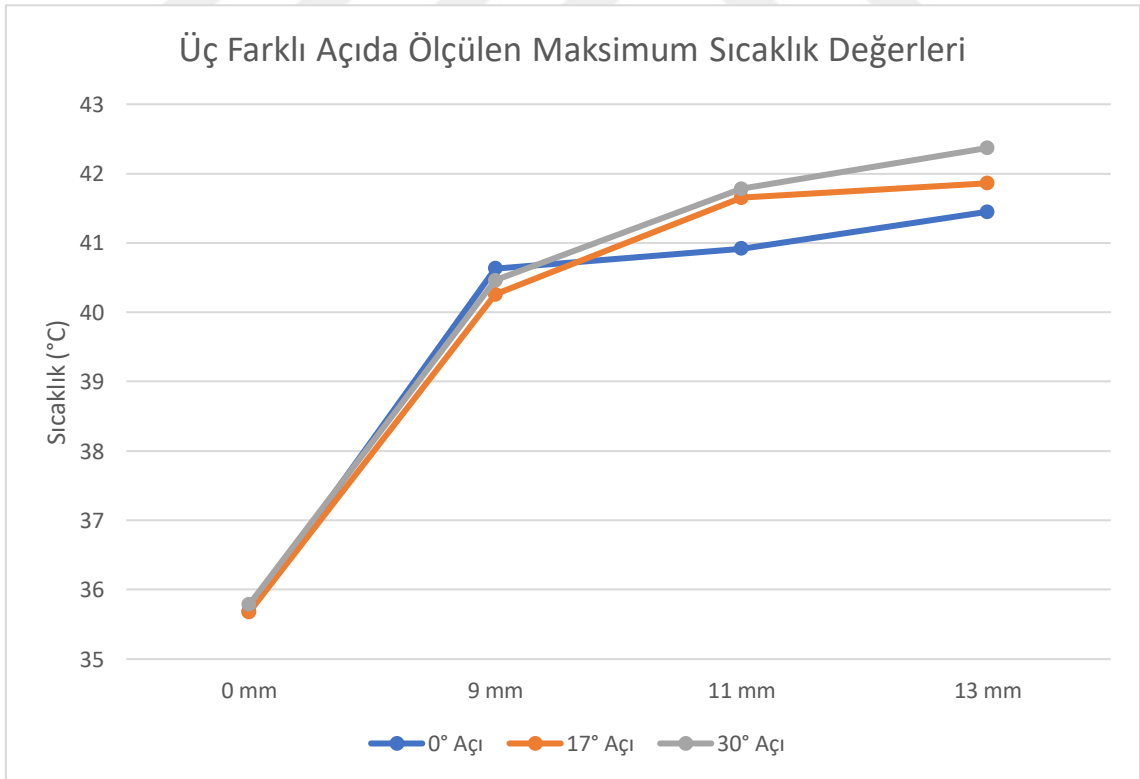


Şekil 4.6. 11 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması

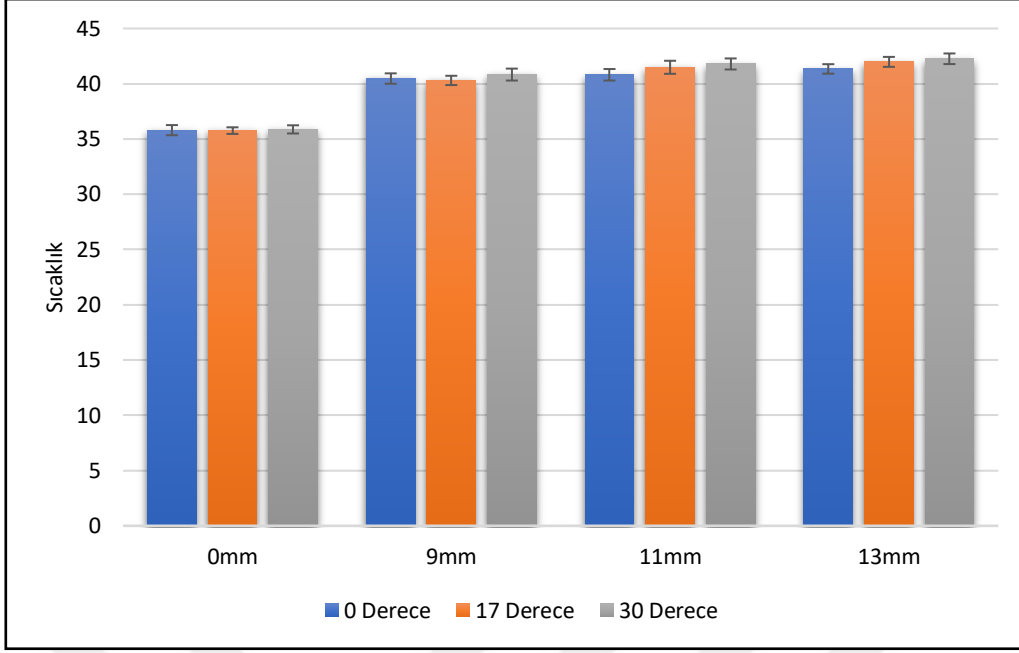
13 mm derinlikte yapılan ölçümlerde şekil 4.7’de verilmiştir. 13 mm derinlik 0° açıda 41,25°C, 13 mm derinlik 17° açıda 41,86°C, 13 mm derinlik 30° açıda 42,37°C ortalama sıcaklıklar ölçülmüştür. 13 mm derinlikte, açılar arasında sıcaklık ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık vardı ($p<0.001$; $p<0.05$). Post hoc Tukey Test sonucunda; 30°’deki sıcaklık ortalaması, 0° ($p<0.001$) ve 17°’den ($p<0.021$) anlamlı şekilde yüksekti ($p<0.05$). 0° ve 17° arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktu ($p<0.072$; $p>0.05$).



Şekil 4.7. 13 mm derinlikte üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklıkların karşılaştırılması



Şekil 4.8. Üç farklı açıda ölçülen maksimum sıcaklık değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 4.9. Dört farklı derinlikte üç açının sıcaklık ölçümleri ortalaması

5. TARTIŞMA

İlk çağlarda çeşitli materyallerden yapılan dental implantlar, zaman içinde evrilerek yerini insan sağlığına uyumlu modern implantlara bırakmıştır. 1970 yılında ilk kez kullanılmaya başlanan dental implantlar, o günden bugüne bilimin ışığında sürekli bir gelişim göstermiştir. Bu değişimler sonucunda, günümüzde hastalar, geleneksel protezlerin yerine rahat ve konforlu bir yaşam için dental implantları tercih etmektedirler. Komşu dişlerde diş kesimini ortadan kaldırarak, tam veya kısmi dişsizlik durumlarında kaybedilen estetik, fonasyon ve fonksiyonu, hareketli protezlere göre daha etkin bir şekilde yerine koyan dental implantlar, aynı zamanda kemik rezorpsiyonunu engelleyip, alveolar kretin yetersiz olduğu durumlarda alternatif bir çözüm sunmaktadır. Bu özellikler, dental implantların en büyük avantajları arasında sayılmaktadır.

Dünya genelinde üretim ve uygulama standartlarının belirlenmesiyle, implant tedavisinin başarısının artırılması hedeflenmektedir. Literatürde yapılan paylaşımlar, bu başarıya önemli bir katkı sağlamaktadır. Yüzey özellikleri ve kemik içi yerleştirme yöntemleri, ilk uygulama yıllarına kıyasla önemli ölçüde geliştirilmiş olsa da, osseointegrasyonun sağlanmasında cerrahi işlemler sırasında canlı dokunun korunması büyük bir önem taşımaktadır (79). İmplantlarda başarısızlık oranını azaltmak için kemik dokusu ile implant arasında etkili bir osseointegrasyon sağlanması gerektiğinin önemine dikkat çekilmektedir (80).

Osseointegrasyonun elde edilmesinde, implantın yerleştirileceği kemiğin özellikleri, implantın yapıldığı materyalin dokuya uyumu, tasarımı, uygulanan cerrahi yöntem ve yük transferi gibi faktörler önemli kriterlerdir. Operasyon sonrası, implantın yerleştirileceği yuvanın hazırlandığı kemiğin etrafında bir miktar kemik dokusunun nekroze olması beklenmektedir. Yapılan bir çalışmaya göre, cerrahi travma nedeniyle oluşan nekrotik alanın 0,5 mm olduğu bildirilmiştir (81). Oluşan bu nekrotik alanın boyutunun, cerrahi işlem sırasında ortaya çıkan ısıya bağlı olduğu gibi kemiğin farklı bölgelerinde görülebilen anatomik farklılıklara da bağlı olduğu çeşitli çalışmalarda belirtilmektedir (79). Möhlhenrich ve ark., yapmış oldukları çalışmada, implant drilleme bölgesindeki

kemik dokusunun yoğunluğunun, kortikal kemik kalınlığının ve kemik hacminin meydana gelen sıcaklık üzerindeki etkisini ortaya koymuşlardır. (82). Süngerimsi kemiğin yoğunluğunun kortikal kemiğin yoğunluğundan daha düşük olması, yapılan drilleme işlemine karşı daha az direnç göstermesine neden olur. Bu durum, aşınmanın daha az olmasına ve açığa çıkan ısının daha düşük ölçülmesine yol açar. Ayrıca, ortaya çıkan ısı, kan akışı etkisiyle süngerimsi kemikte daha hızlı bir şekilde dokuya dağıtılabilir. Bu faktörler, kortikal kemikte meydana gelen ısının daha yüksek olmasını açıklamaktadır (83). İnsan çene kemiği ile sığır femur kemiği süngerimsi kemik ve kortikal kemik yoğunluğu açısından birbirlerine oldukça benzerlik göstermektedir (84–86). Yapılan çalışmalarda taze sığır femur kemiğinin tercih edilmesinin nedeni olarak sığır kemiğinin kolay erişilebilir olması, izotropik olması ve insan kemiği ile karşılaştırılabilir düzeyde termal iletkenlik ve yoğunluğa sahip olması gösterilmektedir (87,88). Çalışmamızda da drilleme sırasında daha yüksek sıcaklık farklarının ortaya çıktığı insan alt çene kemiğine benzer bir yapı gösteren taze sığır femur kemiği kullanılmıştır.

İmplant bölgesi hazırlığı sırasındaki sıcaklık değişiklikleri başarılı bir implant osseointegrasyonu için anahtar noktalardan birisidir (89). Bunun nedeni, drilleme sırasındaki kemik sıcaklığındaki artışın kemik nekrozuna sebep olabilmesidir (90). Yapılan birçok çalışmada 47°C'nin dental implantların başarısı için kritik bir sıcaklık olduğunu belirtilmiştir. (90–93). Ayrıca araştırmacılar yapmış oldukları çalışmalarda drilleme süresinin kemikte oluşacak kritik seviyeyi geçmemesi için 1 dakikadan fazla olmaması gerektiğini de belirtmişlerdir (94). Dental implant cerrahisinde, kemikte oluşturulan travma kontrolsüz bir şekilde gerçekleşirse, iyileşme sürecinde implant çevresindeki bağ dokusunda anormal formasyonlar meydana gelebilir ve bu da tedavi başarısızlığına yol açabilir (95). Yukarıdaki bilgiler ışığında bizim çalışmamızda da implant drilleme kriterlerine uygun olarak kemik drilleme süresi 1 dakika olarak uygulanmıştır.

İmplant frez çapının ve tasarımının, ısı artışına etkisi olduğu çeşitli çalışmalar tarafından belirtilmektedir (50,96–98). Oscar ve arkadaşları çalışmalarında 2 mm ve 3.5 mm çaplarında frezler ile drillemeler yapmışlar ve 2 mm çaplı frezler ile yapılan drillemelerde daha yüksek sıcaklık artışları kaydetmişlerdir(99) . Bir başka çalışmada da kullanılan frezin şeklinin, keskinliğinin, aşınma düzeyinin, drilleme sırasındaki hızın, uygulanan yükün, uygulama yapılan kemiğin yoğunluğu gibi pek çok değişkenin implant

drillemesinde ortaya çıkan ısı miktarını doğrudan etkilediği bulunmuştur (96). Kapse ve arkadaşları 4.2 mm ve 5.6 mm frezler kullanarak yapmış oldukları drillemelerde ortaya çıkan sıcaklık farkları arasında anlamlı bir ilişki gözlemlememişlerdir (100). Strbac ve ark. 2 mm çapındaki frezin 3.5 mm çapındaki frezden daha yüksek sıcaklığa ulaştığını gözlemlemişlerdir (97). Chacon ve arkadaşları, üç farklı frezleme sistemi tasarımını inceledikleri araştırmalarında, implant frez geometrisinin kemik hazırlama sürecinde oluşan ısı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ve bu geometrinin kemik iyileşme potansiyelini de etkilediğini göstermişlerdir (98). Bizim yapmış olduğumuz çalışmada drilleme açısının ve drilleme derinliğinin oluşacak ısıya etkisini incelediğimiz için frez çap ve tasarım farklılıklarının ısıya etkisini elimine etmek amacıyla aynı markanın aynı tasarım ve aynı çaptaki (3.8 mm) frezleri kullanılmıştır.

Kullanılan malzemeler kadar implant yuvası açımı sırasında uygulanan cerrahi yöntemler de ısı üretiminde farklılıklar gösterir. İmplant yeri hazırlamasında yaygın olarak konvansiyonel drilleme, osteotomi, piezoelektrik cerrahi yöntemleri kullanılmaktadır (101). Bhargava ve arkadaşları, çalışmalarında kompresif osteotomi, konvansiyonel osteotomi, piezoelektrik cerrahi ve osseodensifikasyon cerrahi yöntemlerini kullanarak kemik dokusunda delme işlemi gerçekleştirmişlerdir. Yaptıkları incelemede, dört yöntem arasında piezocerrahi ile en yüksek sıcaklık artışını gözlemlemelerine rağmen, hiçbir yöntemde kemik dokusunda nekroza yol açabilecek olan 47°C sınırının aşılmadığını bildirmişlerdir (101). Rashad ve ark. yapmış olduğu çalışmada piezoelektrik sistemlerinin konvansiyonel sistemlere göre drilleme sırasında daha fazla ısı ürettiğini hatta sulama ile bile 47°C'yi aşabileceğini belirtmişlerdir (102). Bizim çalışmamızda implant drillemesinde en çok tercih edilen yöntemlerden biri olan konvansiyonel drilleme yöntemini tercih edilmiştir.

Çalışmalar drilleme sırasında uygulanan kuvvetin ve drilleme hızının oluşan sıcaklığı etkilediğini bildirmektedirler(91,103–105). Sharawy ve arkadaşları, drilleme hızının kemik preparasyonu sırasında ısı artışına etkisini inceledikleri çalışmalarında, dört farklı implant sistemi kullanarak üç farklı hızda (1225, 1667 ve 2500 devir/dak) drillemeler yapmışlardır. Araştırma sonucunda, yüksek hızda drilleme yapmanın tüm implant sistemlerinde daha az sürtünme ısı oluşturduğunu ortaya koymuşlardır (91). Benzer şekilde, Iyer ve ekibinin yaptığı bir diğer çalışmada ise 2000, 30000 ve 40000 devir/dak hızlarında ısı ölçümleri gerçekleştirilmiş ve yüksek hızlarda sürtünmenin daha düşük

olduğu gözlemlenmiştir (103). Brisman ve arkadaşlarının çalışmasında ise, hem hız hem de kuvvet parametrelerinin aynı oranda artırılmasının sürtünme ısını azalttığı, dolayısıyla sıcaklık artışının daha az olduğunu belirtmişlerdir (104). Kemik hazırlığı sırasında ortaya çıkan ısının, drilleme esnasında uygulanan kuvvetle doğrudan ilişkili olduğu yapılan araştırmalarla ortaya konmuştur (106). Bachus ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmalarında implant drillemesi sırasında sırasıyla 57N, 83N, 93N ve 130N sabit kuvvet uygulamışlardır. Kuvvet arttıkça ortaya çıkan sıcaklığın da azaldığı sonucuna ulaşmışlardır. Bu sonucu artan kuvvette azalan çalışma süresine bağlamışlardır (106). Abouzgia ve James, kemik yüzeyindeki ısıyı incelemek amacıyla, 48000 devir/dk sabit hızda drilleme yaparak 1,5 N ile 9 N arasında değişen kuvvetler uygulamışlardır. Araştırmanın sonucunda, sıcaklığın kuvvetle yaklaşık 4,0 N'a kadar arttığı ve daha sonra delme süresinin azalması nedeniyle bundan daha büyük kuvvetlerde azaldığı bulunmuştur (105). Uygulanan kuvvetin ve çalışma hızının değişimiyle ortaya çıkan ısıda da değişiklikler meydana geleceğinden, çalışmamızda drilleme sırasında 3 kg yük kullanılarak 30 N'luk sabit bir kuvvet ve 800 rpm/dk sabit hız uygulanmıştır.

Kemik hazırlığı sırasında meydana gelen sıcaklık değişimlerini incelemek için en sık kullanılan yöntemler ısı çiftleri ve kızılötesi termografi yöntemleridir. Eriksson ve Adell, dental implant cerrahisinde kemik hazırlığı sırasında oluşan ısıyı ilk olarak termokupl yöntemiyle ölçmüşlerdir (107). Benzer şekilde, Şener ve arkadaşları, kemik yuvalarındaki sıcaklık değişimlerini değerlendirmek amacıyla, implant yuvasını drilleme sırasında farklı derinliklerde serum fizyolojik ile yıkamış ve ısı çiftleri kullanarak ısı artışını incelemişlerdir (108). Çalışmamızda, kemik hazırlığı sırasında ısıyı değerlendirmek amacıyla önceki çalışmalarla uyumlu olarak ısı çiftleri kullanılmıştır.

Literatürde yapılmış olan drillemeye bağlı ısı artışını araştıran in vitro çalışmalar incelendiğinde, farklı sonuçlara ulaşılmakla birlikte, yazarlar genel olarak drilleme derinliği arttıkça sıcaklık artışının da daha fazla olduğunu belirtmişlerdir (84,86,97,109–115). Kalidindi ve arkadaşları, drilleme derinliğinin sıcaklık artışına etkisini inceledikleri çalışmada, 1200 rpm/dak hızında 2 mm çaplı frez ile 8 mm, 12 mm ve 16 mm derinliklerde yapılan sıcaklık ölçümleri, derinlik arttıkça sıcaklık artışının da belirgin şekilde daha fazla olduğunu ortaya koymuştur. Sıcaklık artışının, artan sürtünme kuvveti ve sürtünme süresiyle ilişkili olduğu vurgulanmıştır (109). Oliveira ve arkadaşları, sığır kaburgası üzerinde gerçekleştirdikleri in vitro çalışmada, 800 rpm/dak hızda ve 50 ml/dak

sulama altında, 8 mm ve 10 mm derinliklerde paslanmaz çelik ve seramik frezlerle yapılan drilleme işlemlerinde, derinlik arttıkça ortalama sıcaklık artışının da arttığını tespit etmişlerdir. Ayrıca, daha derin derinliklerde gözlemlenen daha yüksek sıcaklık artışını, drilleme işleminin aktif kısmına ulaşan sulamanın artan zorluklarıyla ilişkilendirmişlerdir (111). Sümer ve arkadaşları, taze sığır femur kemiği kullanarak 2 kg yük altında ve 1500 rpm/dak hızda paslanmaz çelik ve seramik frezlerle yapılan drilleme işlemlerinde, 3 mm, 6 mm ve 9 mm derinliklerde maksimum sıcaklıkları ölçmüşlerdir. Çalışmalarının sonucunda, derinlik arttıkça ortaya çıkan sıcaklığın da arttığına ulaşılmıştır (84). Lee ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada kesme ve sürtünme kuvvetlerinin esas olarak cerrahi aletin kesme ucunda yoğunlaştığı gerçeğine dayanarak, en büyük ısı üretiminin drilleme boşluğunun tabanında beklenebileceğini öne sürmüşlerdir. Sığır femur kemiği üzerinde 2.5 mm çaplı frez kullanarak drilleme işlemleri gerçekleştirmişler ve bu işlemler sırasında 3 mm ile 7 mm derinliklerde sıcaklık ölçümleri yapmışlardır. En yüksek sıcaklık artışını 7 mm derinlikte gözlemlemişlerdir. Derinlik arttıkça sürtünme kuvvetinin de arttığı ve bunun sonucunda daha fazla sıcaklık artışına yol açtığı sonucuna ulaşılmıştır (110). Mısır ve arkadaşları, 1500 rpm hızında ve 2 kg sabit yük altında gerçekleştirdikleri deneyde, kılavuzlu ve kılavuzsuz implant drilleme işlemlerinde sıcaklık değişimini gözlemlemişlerdir. Sıcaklık ölçümleri 3 mm, 6 mm ve 9 mm derinliklerde yapılmış ve derinlik arttıkça sıcaklık artışının belirgin şekilde arttığı sonucuna ulaşılmıştır (114). Yaptığımız çalışmada, 800 rpm sabit hız ve 30 N sabit kuvvet altında, 0° açıda yapılan drilleme işlemlerinde 13 mm derinlikteki ortalama sıcaklık artışı, 0 mm, 9 mm ve 11 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Ayrıca, 0 mm derinlikteki ortalama sıcaklık artışı, 9 mm, 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışlarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 9 mm ve 11 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışları arasında ise anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. 17° açıda yapılan delme işlemlerinde de 0 mm derinlikteki ortalama sıcaklık artışı, 9 mm, 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışlarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 9 mm derinliğindeki ortalama sıcaklık artışı ise, 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışlarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışı arasındaki fark ise anlamlı bulunmamıştır. 30° açıda yapılan ölçümlerde de 0 mm derinlikteki ortalama sıcaklık artışı, 9 mm, 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki sıcaklık artışlarından anlamlı derecede düşük olarak bulunmuştur. 9 mm derinliğindeki ortalama

sıcaklık artışı, 11 mm ve 13 mm derinliklerdeki ortalama sıcaklık artışlarından anlamlı derecede düşük bulunmuş, ayrıca 11 mm derinliğindeki sıcaklık artışı da 13 mm derinliğindeki ortalama sıcaklık artışından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Yapılan çalışmalarla paralel olarak, drilleme derinliği arttıkça sıcaklık artışının da daha fazla olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre bu sıcaklık artışı farklarının, sürtünme kuvvetinin artması, sürtünme süresinin uzaması ve derinlik arttıkça sulamanın frezin uç bölgesine daha az ulaşmasıyla ilişkilendirilebileceği düşünmekteyiz.

Başlangıçta, açılı implantların kullanımı, implant ve çevresindeki kemikte meydana gelen olumsuz kuvvetler nedeniyle başarısızlıkla sonuçlanacağı düşünülmektedir. Ancak yapılan çalışmalar, açılı implant kullanımı ile daha uzun implantların uygulanmasının mümkün olduğunu ve bunun da osseointegrasyon için daha fazla yüzey alanı sağladığını göstermektedir. Ayrıca, açılı implantların posterior destek sağlamada daha etkili olduğu ve oklüzal yükleri daha dengeli bir şekilde dağıttığı ortaya konmuştur. Açılı implantlar, sinüs greftlemesi gereksinimini ortadan kaldırarak, olası greft donör bölgesi ihtiyacını, donör bölgeye bağlı komplikasyonları ve morbiditeyi de elimine etmektedir. Geleneksel greftleme yöntemi mükemmel bir tedavi seçeneği olsa da, açılı implantlar, ekonomik durumu sınırlı olan hastalar için veya sinüs prosedürlerine uygun olmayan hastalar için klinisyene alternatif bir tedavi sunmaktadır.

Aparacio ve arkadaşları, rezorbe maksiller krete sahip 25 hastaya 42'si açılı olmak üzere toplamda 101 implant uygulamışlardır. İmplantların 6-8 ay süresince osseointegrasyonunun beklenmesinin ardından sabit restorasyonlar yapılmış ve hastalar 21-87 ay süreyle takip edilmiştir. Çalışmada, düz implantların başarı oranı %95, açılı implantların başarı oranı ise %95.2 olarak bildirilmiştir. Araştırmacılar, posterior maksilladaki yetersiz kemik nedeniyle geleneksel implant yerleştirilmesinin mümkün olmadığı hastalarda, açılı ve düz implantların kombinasyonu ile tedavi edilebileceğini ve açılı implantların sinüs grefti için uygun bir alternatif sunduğunu raporlamışlardır (116). Bir diğer çalışmada, Krekmanov ve arkadaşları, 22 hastaya 40'ı açılı olmak üzere toplamda 138 implant yerleştirmişlerdir. Açılı implantların genel başarı oranı %97.5 olarak bildirilmiştir. Araştırmacılar, posterior rezorpsiyona sahip maksiller çenelerde açılı implantların kullanımının, geleneksel teknikler (greftleme, sinüs kaldırma) için gereksinimi ortadan kaldırdığını ve bu tekniklere etkili bir alternatif sunduğunu

belirtmişlerdir (117). Malo ve arkadaşları, tam dişsiz maksillada 4 implant ile desteklenen sabit restorasyonla yapılan rehabilitasyon protokolünü değerlendirmişlerdir. Toplamda 128 implant yerleştirilen 32 hastayı takip etmişler ve her hastada 2 açılı, 2 düz implant kullanmışlardır. Posterior implantlar, maksiller sinüsün ön duvarına 30 derece açıyla yerleştirilmiştir. Araştırmacılar, 2 açılı ve 2 düz implant kullanarak rezorbe maksiller kretin restore edilmesinin sinüs grefti ile yapılan implant tedavisine uygun bir alternatif olduğunu öne sürmüşlerdir (118). Rosen ve Gynther, önceki çalışmalara benzer bir sonuç elde etmiştir. Hastalarını 8 ile 12 yıl arasında takip etmişlerdir. Takip süresince 2 hastada toplamda 3 implantın başarısız olduğu bildirilmiştir. Genel sağkalım oranı %97 olarak rapor edilmiştir. Bu uzun süreli takip sonucunda, şiddetli atrofiye sahip posterior maksillada açılı implant kullanımının, kemik grefti ile karşılaştırıldığında geçerli ve etkili bir tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir (119). Tiziano ve arkadaşları, hemen yükleme yapılan tam dişsiz maksiller sabit restorasyonları incelemişlerdir. Düz ve açılı implant kullanılarak gerçekleştirilen tedavilerin sonuçlarını değerlendirmiş ve düz implantlar ile açılı implantların klinik başarı oranlarını karşılaştırmışlardır. İmplant yerleşiminden 1 yıl sonra her iki grup arasında marjinal kemik kaybında herhangi bir fark gözlemlenmemişlerdir (120). Francetti ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada toplam 62 hastanın mandibulasına, her bir hastaya iki dik ve iki açılı olmak üzere toplam dört implant uygulamışlardır. Genel takipler sonucunda tüm implantlar başarılı bulunmuş ve açılı ile düz implantlar arasında herhangi bir fark gözlemlenmemiştir (121). Weinstein ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada 20 hastanın mandibulasına, ikisi dik ve ikisi açılı olmak üzere toplam 80 implant uygulamışlardır. Hasta takipleri sonucunda, implant sağkalım ve protez başarı oranını %100 olarak bildirmişlerdir. Ayrıca, açılı ve dik implantlar arasında marjinal kemik kaybı miktarını benzer şekilde ölçmüşlerdir (121). Tüm bu çalışmalar, açılı implantların tek başına veya düz implantlarla birlikte kullanılmasının, tamamen dişsiz ve atrofiye uğramış üst çenelerin rekonstrüksiyonunda geleneksel sinüs greftlemesine etkili bir alternatif tedavi seçeneği sunduğunu ortaya koymaktadır. Çalışmamızda ise, başarı oranlarının artışı ile birlikte kullanım sıklığının giderek arttığı açılı implant uygulamalarının, kemik drilleme açısının farklı derinliklerdeki oluşan sıcaklık üzerine etkilerini incelemeyi amaçladık.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre, farklı açılardaki ve derinliklerdeki sonuçlar gruplar arasında değerlendirildiğinde, 0 mm derinlikte 0°, 17° ve 30° açıyla yapılan drillemelerde ortalama sıcaklık artışı açısından anlamlı bir fark gözlemlenmemiştir. Benzer şekilde, 9

mm derinlikte yapılan sıcaklık ölçümlerinde de 0°, 17° ve 30° açıyla yapılan drillemelerde ortalama sıcaklık artışı bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak, 11 mm derinlikte yapılan ölçümlerde, 0° açıda yapılan drillemelerdeki ortalama sıcaklık artışı, 17° ve 30° açılarda yapılan drillemelerdeki ortalama sıcaklık artışından anlamlı derecede düşük bulunmuştur. 17° ve 30° açılarının ortalama sıcaklık artışı arasındaki fark ise anlamlı olmamıştır. 13 mm derinlikte yapılan ölçümlerde de, 0° ve 17° açıda yapılan drillemelerdeki ortalama sıcaklık artışı, 30° açılarda yapılan drillemelerdeki ortalama sıcaklık artışından anlamlı derecede düşük bulunmuş, 0° ve 17° açılarının ortalama sıcaklık artışı arasındaki fark ise anlamlı bulunmamıştır. Bu bulgular ışığında, özellikle 11 mm ve 13 mm gibi uzun drilleme derinliklerinde, drilleme açısındaki artışın kemikte oluşan sıcaklık artışını anlamlı bir şekilde artırdığı görülmektedir.



6. SONUÇ

Çalışmamızın sonuçlarına göre, kemikte yapılan drilleme derinliği ve açısının arttıkça meydana gelen sıcaklık artışının da arttığı sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, hiçbir çalışma grubunda yapılan ölçümlerde, kemik dokusunda nekroza yol açtığı bilinen 47 °C sınırına ulaşıldığı gözlemlenmemiştir. 0° açıda yapılan drillemelerde, 9 mm derinlikte ölçülen sıcaklık artışı, 11 mm derinlikte ölçülen sıcaklık artışına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamış; ancak, 13 mm derinlikte ölçülen sıcaklık artışına göre anlamlı bir fark gözlemlenmiştir. 17° ve 30° açıyla yapılan drillemelerde ise, 9 mm derinlikte ölçülen sıcaklık artışı, hem 11 mm hem de 13 mm derinliklerde ölçülen sıcaklık artışlarına göre anlamlı derecede daha düşük olmuştur. Bu bulgulardan hareketle, drilleme açısının artmasının, aynı derinlikte yapılan drillemelerdeki sıcaklık artışını anlamlı şekilde etkilediği sonucuna varılmaktadır. Ancak, drilleme sırasında kemikte oluşan sıcaklığın, frez çapı, devir hızı, kullanılan irrigasyon şekli ve miktarı, uygulanan kuvvet, kemiğin yoğunluğu gibi pek çok değişkene bağlı olması nedeniyle, drilleme açısının kemikteki sıcaklık üzerindeki etkilerini daha ayrıntılı incelemek amacıyla ek çalışmalar yapılması gerektiği düşünülmektedir.

7. KAYNAKÇA

1. Williams DF. Implants in dental and maxillofacial surgery. *Biomaterials*. 1981;2(3):133–46.
2. Stamatović N, Matić S, Tatić Z, Petković-Ćurčin A, Vojvodić D, Rakić M. Impact of dental implant insertion method on the peri-implant bone tissue--an experimental study. *Vojnosanit Pregl*. 2013 Sep;70(9):807–16.
3. Bacci C, Lucchiari N, Frigo AC, Stecco C, Zanette G, Dotto V, et al. Temperatures generated during implant site preparation with conventional drilling versus single-drill method: an ex-vivo human mandible study. *Minerva Stomatol*. 2019;68(6):277–84.
4. Bulloch SE, Olsen RG, Bulloch B. Comparison of heat generation between internally guided (cannulated) single drill and traditional sequential drilling with and without a drill guide for dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*.;27(6):1456–60.
5. Bernabeu-Mira JC, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diago M, Camacho-Alonso F, Rivas-Ballester R, Peñarrocha-Oltra D. Low-speed drilling without irrigation versus conventional drilling for dental implant osteotomy preparation: a systematic review. *Clin Oral Investig*. 2021 Jul 1;25(7):4251–67.
6. Mishra SK, Chowdhary R. Heat generated by dental implant drills during osteotomy-A review. *Journal of Indian Prosthodontist Society*. 2014;14(2):131–43.
7. Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang HL, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2021 Mar 1;25(3):1047–53.

8. Jang HJ, Yoon JU, Joo JY, Lee JY, Kim HJ. Effects of a simplified drilling protocol at 50 rpm on heat generation under water-free conditions: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2023;53(1):85–95.
9. Frösch L, Mukaddam K, Filippi A, Zitzmann NU, Kühl S. Comparison of heat generation between guided and conventional implant surgery for single and sequential drilling protocols—An in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Feb 1;30(2):121–30.
10. Grabowski P. Physiology of bone. *Endocr Dev.* 2009;16:32–48.
11. Fratzl P, Gupta HS, Paschalis EP, Roschger P. Structure and mechanical quality of the collagen–mineral nano-composite in bone. *J Mater Chem.* 2004 Jul 14;14(14):2115–23.
12. Clarke B. Normal bone anatomy and physiology. *Clin J Am Soc Nephrol.* 2008;3 Suppl 3(Suppl 3).
13. Fonseca H, Moreira-Gonçalves D, Coriolano HJA, Duarte JA. Bone quality: the determinants of bone strength and fragility. *Sports Med.* 2014 Jan;44(1):37–53.
14. Kadler KE, Holmes DF, Trotter JA, Chapman JA. Collagen fibril formation. *Biochem J.* 1996 May 15;316 (Pt 1)(Pt 1):1–11.
15. Follet H, Boivin G, Rumelhart C, Meunier PJ. The degree of mineralization is a determinant of bone strength: A study on human calcanei. *Bone.* 2004 May;34(5):783–9.
16. Seeman E, Delmas PD. Bone quality--the material and structural basis of bone strength and fragility. *N Engl J Med.* 2006 May 25;354(21):2250–61.
17. Fernández-Tresguerres Hernández-Gil I, Angel Alobera Gracia M, del Canto Pingarrón M, Blanco Jerez L, Carlos J, Titular P. Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue.

18. Florencio-Silva R, Sasso GRDS, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS. Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *Biomed Res Int.* 2015;2015.
19. Hadjidakis DJ, Androulakis II. Bone remodeling. *Ann N Y Acad Sci.* 2006;1092:385–96.
20. Rodan GA. Introduction to bone biology. *Bone.* 1992;13 Suppl 1:S3–6.
21. Weinstein RS, Jilka RL, Michael Parfitt A, Manolagas SC. Inhibition of osteoblastogenesis and promotion of apoptosis of osteoblasts and osteocytes by glucocorticoids. Potential mechanisms of their deleterious effects on bone. *J Clin Invest.* 1998 Jul 15;102(2):274–82.
22. Klein-Nulend J, Plas A Van Der, Semeins CM, Ajubi NE, Erangos JA, Nijweide PJ, et al. Sensitivity of osteocytes to biomechanical stress in vitro. *The FASEB Journal.* 1995 Mar 1;9(5):441–5.
23. Vaes G. Cellular biology and biochemical mechanism of bone resorption. A review of recent developments on the formation, activation, and mode of action of osteoclasts. *Clin Orthop Relat Res.* 1988;(231):239–71.
24. Takayanagi H. Osteoclast Biology and Bone Resorption. *Primer on the Metabolic Bone Diseases and Disorders of Mineral Metabolism.* 2018 Jan 1;46–53.
25. Topaloğlu U, Aydın KETANİ M, Güney Saruhan B. Kemik Doku ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniv Vet Fak Derg.* 2017;10(1):62–71.
26. Veteriner Temel Histoloji Uygulama Kitabı, Hatice Erdost, Cansel G. Özgüden Akkoç - Kitap
27. Geliştirilmesi Ğ, Doku K, Etkinliklerinin M. ÖZGE EKĖN TUNÇAY"ın hazırladığı "Biyomimetik Yöntemle Bor Katkılı Doku.
28. Yang YQ, Tan YY, Wong R, Wenden A, Zhang LK, Rabie ABM. The role of vascular endothelial growth factor in ossification. *Int J Oral Sci.* 2012 Jun;4(2):64–8.

29. Kume K, Satomura K, Nishisho S, Kitaoka E, Yamanouchi K, Tobiume S, et al. Potential role of leptin in endochondral ossification. *J Histochem Cytochem.* 2002;50(2):159–69.
30. Raggatt LJ, Partridge NC. Cellular and molecular mechanisms of bone remodeling. *J Biol Chem.* 2010 Aug 13;285(33):25103–8.
31. Kini U, Nandeesh BN. Physiology of bone formation, remodeling, and metabolism. *Radionuclide and Hybrid Bone Imaging.* 2012 Oct 1;9783642024009:29–57.
32. Leibbrandt A, Penninger JM. RANK/RANKL: regulators of immune responses and bone physiology. *Ann N Y Acad Sci.* 2008;1143:123–50.
33. Kong YY, Boyle WJ, Penninger JM. Osteoprotegerin ligand: a regulator of immune responses and bone physiology. *Immunol Today.* 2000;21(10):495–502.
34. Misch CE. Treatment Plans for Partially and Completely Edentulous Arches in Implant Dentistry. *Dental Implant Prosthetics.* 2015;461–76.
35. Brånemark PI. Introduction to osseointegration. *Tissue-integrated prostheses - osseointegration in clinical dentistry.* 1985;Chapter 1:11–76.
36. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;
37. Munjal S, Munjal S, Hazari P, Mahajan H, Munjal A, Mehta DS. Evaluation of specifically designed implants placed in the low-density jaw bones: A clinico-radiographical study. *Contemp Clin Dent.* 2015 Jan 1;6(1):40.
38. Sabeva E, Peev S, Miteva M, Georgieva M. Bone characteristics and implant stability. *Scripta Scientifica Medicinae Dentalis.* 2017 Jul 3;3(1):18.
39. Misch CM, Misch CE. The repair of localized severe ridge defects for implant placement using mandibular bone grafts. *Implant Dent.* 1995;4(4):261–7.

40. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol.* 1991 Jan ;62(1):2–4.
41. Oral İmplantoloji Barış Tunali
42. Me R. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compendium of continuing education in dentistry.* 1995;
43. Dental Implant Prosthetics - E-Book - Carl E. Misch - Google Kitaplar.
44. Gaviria L, Salcido JP, Guda T, Ong JL. Current trends in dental implants. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg.* 2014;40(2):50.
45. Adell R. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Jan 1;10(6):387–416.
46. Fenton A. The role of dental implants in the future. *J Am Dent Assoc.* 1992 Jan 1;123(1):36–42.
47. Peker Tekdal G, Bostanci N, Belibasakis GN, Gürkan A. The effect of piezoelectric surgery implant osteotomy on radiological and molecular parameters of peri-implant crestal bone loss: a randomized, controlled, split-mouth trial. *Clin Oral Implants Res.* 2016 May 1;27(5):535–44.
48. dos Santos PL, Pereira Queiroz T, Margonar R, Gomes de Souza Carvalho AC, Betoni Jr W, Rodrigues Rezende RR, et al. Evaluation of bone heating, drill deformation, and drill roughness after implant osteotomy: guided surgery and classic drilling procedure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):51–8.
49. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55(6):629–31.
50. Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang HL, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2021 Mar 1;25(3):1047–53.

51. Çetiner S, Zor F. Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007 Jan 1;24(1):51–6.
52. Gómez-de Diego R, Mang-de la Rosa M del R, Romero-Pérez MJ, Cutando-Soriano A, López-Valverde-centeno A. Indications and contraindications of dental implants in medically compromised patients: Update. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2014 Sep 1;19(5):e483.
53. Al-Quran FA, Al-Ghalayini RF, Al-Zu'bi BN. Single-tooth replacement: factors affecting different prosthetic treatment modalities. BMC Oral Health. 2011 Dec 21;11(1).
54. Malet J, Mora F, Bouchard P. Implant Dentistry at a Glance. 2011;
55. Diz P, Scully C, Sanz M. Dental implants in the medically compromised patient. J Dent. 2013 Mar;41(3):195–206.
56. Hwang D, Wang HL. Medical contraindications to implant therapy: part I: absolute contraindications. Implant Dent. 2006;15(4):353–60.
57. Kullar AS, Miller CS. Are There Contraindications for Placing Dental Implants? Dent Clin North Am. 2019 Jul 1;63(3):345–62.
58. Çetiner S, Zor F. DENTAL İMPLANTOLOJİDE BAŞARIYI ETKİLEYEN FAKTÖRLER THE CRITICAL FACTORS EFFECTING THE SUCCESS OF DENTAL IMPLANTS. GÜ Difi Hek Fak Derg. 2007;24(1):51–6.
59. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. J Prosthet Dent. 1993;70(5):421–6. /
60. Block MS, Haggerty CJ, Fisher GR. Nongrafting implant options for restoration of the edentulous maxilla. J Oral Maxillofac Surg. 2009 Apr;67(4):872–81.
61. Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;

62. Agliardi EL, Pozzi A, Stappert CFJ, Benzi R, Romeo D, Gherlone E. Immediate fixed rehabilitation of the edentulous maxilla: a prospective clinical and radiological study after 3 years of loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(2):292–302.
63. Mattsson T, Köndell PÅ, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(3):281–7.
64. Weiss CM, WEISS A. Tissue Integration at the Implant Interface. Principles and Practice of Implant Dentistry. 2001;67–88.
65. Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthop Scand.* 1986;57(4):285–9.
66. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res.* 1999;13:153–61.
67. Legeros RZ, Craig RG. Strategies to affect bone remodeling: osteointegration. *J Bone Miner Res.* 1993;8 Suppl 2(2 S):S583–96.
68. Garg AK. Bone biology, harvesting, grafting for dental implants : rationale and clinical applications. 2004;279.
69. Chu S, Devigus A, Mielezsko A. Bone biology, harvesting and grafting for dental implants: rationale and clinical applications. *British Dental Journal* 2005 199:1. 2005 Jul 9;199(1):59–59.
70. López K. PRINCIPLES OF ORAL AND MAXILLOFACIAL SURGERY Second Edition
71. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future clinical improvements. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):439–49.
72. Schenk RK, Buser D. Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000. 1998;17(1):22–35.

73. Usamentiaga R, Venegas P, Guerediaga J, Vega L, Molleda J, Bulnes FG. Infrared Thermography for Temperature Measurement and Non-Destructive Testing. *Sensors (Basel)*. 2014 Jul 10;14(7):12305.
74. (PDF) Sonlu Elemanlar Metodu - Prof.dr.Muzaffer Topçu - DOKUMEN.TIPS
75. Wang F, Lee HP, Lu C. Thermal-mechanical study of functionally graded dental implants with the finite element method. *J Biomed Mater Res A*. 2007 Jan;80(1):146–58.
76. Thermocouples | Electrical Instrumentation Signals | Electronics Textbook
77. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999;88(2):145–50.
78. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology*. 2023 Jan 1;111(1):142–53.
79. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991 ;25(7):889–902.
80. LANEY WR, TOLMAN DE, KELLER EE, DESJARDINS RP, VAN ROEKEL NB, BRÅNEMARK PI. Dental Implants: Tissue-Integrated Prosthesis Utilizing the Osseointegration Concept. *Mayo Clin Proc*. 1986 Feb 1;61(2):91–7.
81. Eriksson RA, Albrektsson T, Magnusson B. Assessment of bone viability after heat trauma. A histological, histochemical and vital microscopic study in the rabbit. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1984 ;18(3):261–8.

82. Möhlhenrich SC, Abouridouane M, Heussen N, Modabber A, Klocke F, Hölzle F. Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: an in vitro study. *Oral Maxillofac Surg.* 2016 Jun 1;20(2):135–42.
83. Gehrke SA, Aramburú Júnior JS, Pérez-Albacete Martínez C, Ramirez Fernandez MP, Maté Sánchez de Val JE, Calvo-Guirado JL. The influence of drill length and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Jul 1;29(7):772–8.
84. Sumer M, Misir AF, Telcioglu NT, Guler AU, Yenisey M. Comparison of heat generation during implant drilling using stainless steel and ceramic drills. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 May;69(5):1350–4.
85. Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A. An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Ann Ist Super Sanita.* 2010;46(4):405–10.
86. Ercoli C, Funkenbusch P, Lee HJ, Moss M, Graser G. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;
87. Davidson SRH, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):741–7.
88. Yacker MJ, Klein M. The Effect of Irrigation on Osteotomy Depth and Bur Diameter. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1996;11(5):634–8.
89. Albrektsson T, Albrektsson B. Osseointegration of bone implants. A review of an alternative mode of fixation. *Acta Orthop Scand.* 1987;58(5):567–77.
90. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: Temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthop Scand.* 1984;55(6):629–31.

91. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2002;60(10):1160–9.
92. A E, T A, B G, D M. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int J Oral Surg*. 1982;11(2):115–21.
93. Jo KH, Yoon KH, Park KS, Bae JH, You KH, Han JH, et al. Thermally induced bone necrosis during implant surgery: 3 case reports. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2011;37(5):406.
94. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101–7.
95. DI B. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;
96. Alam K, Khan M, Muhammad R, Qamar SZ, Silberschmidt V V. In-vitro experimental analysis and numerical study of temperature in bone drilling. *Technol Health Care*. 2015 Oct 27;23(6):775–83.
97. Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, Zechner W. Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(6):665–74.
98. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM. Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *J Oral Maxillofac Surg*. 2006 Feb;64(2):265–9.
99. Salomó-Coll O, Auriol-Muerza B, Lozano-Carrascal N, Hernández-Alfaro F, Wang HL, Gargallo-Albiol J. Influence of bone density, drill diameter, drilling speed, and irrigation on temperature changes during implant osteotomies: an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2021 Mar 1;25(3):1047–53.

100. Kapse PG, Thakare KS, Yeltiwar RK, Parwani SR, Ashtankar MA, Rathi NB. Thermal Effect of Operatory Room Temperature, Surgical Drill Diameter, and Temperature of Irrigants at Different Depths of Implant Site Preparation – Thermographic Analysis on Goat Mandible. *J Indian Soc Periodontol.* 2022;26(1):32.
101. Bhargava N, Perrotti V, Caponio VCA, Matsubara VH, Patalwala D, Quaranta A. Comparison of heat production and bone architecture changes in the implant site preparation with compressive osteotomes, osseodensification technique, piezoelectric devices, and standard drills: an ex vivo study on porcine ribs. *Odontology.* 2023 Jan 1;111(1):142–53.
102. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Dec;22(12):1361–5.
103. Iyer S, Weiss C, Mehta A. 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;
104. DI B. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.* 1996;
105. Abouzgia M, & DJIJ of O, 1997 undefined. Temperature rise during drilling through bone. search.ebscohost.com MB Abouzgia, DF James *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants,* 1997.
106. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: An in vitro study. *Med Eng Phys.* 2000;22(10):685–91.
107. Eriksson RA, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986;44(1):4–7.

108. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Mar 1;20(3):294–8.
109. Kalidindi V. OPTIMIZATION OF DRILL DESIGN AND COOLANT SYSTEMS DURING DENTAL IMPLANT SURGERY. 2004;
110. Lee JE, Ozdoganlar OB, Rabin Y. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Med Eng Phys.* 2012 Dec;34(10):1510–20
111. Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F. Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: Twisted stainless steel and ceramic drills. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Aug;23(8):963–9.
112. Tur D, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Rausch-Fan X, Strbac GD. Thermal effects of various drill materials during implant site preparation-Ceramic vs. stainless steel drills: A comparative in vitro study in a standardised bovine bone model. *Clin Oral Implants Res.* 2021 Feb 1;32(2):154–66.
113. Tur D, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Rausch-Fan X, Strbac GD. Drilling- and withdrawing-related thermal effects of implant site preparation for ceramic and stainless steel twist drills in standardized bovine bone. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2023 Feb 1;25(1):152–65.
114. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergioglu E. Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2009 Dec 1;67(12):2663–8.
115. Harder S, Egert C, Wenz HJ, Jochens A, Kern M. Influence of the drill material and method of cooling on the development of intrabony temperature during preparation of the site of an implant. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2013 Jan 1;51(1):74–8.

116. Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periotest study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):39–49.
117. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Eng M, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;
118. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1(SUPPL. 1):s88–94.
119. Rosén A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007 May;65(5):1010–6.
120. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro M Del. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008 Dec;10(4):255–63.
121. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Jun;14(3):434–41.