



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**PIEZOCERRAHİ SİSTEMİ KULLANILARAK YAPILAN
KRESTAL YAKLAŞIM MAKSİLLER SİNÜS
OGMENTASYONU SIRASINDA KEMİKTE OLUŞAN
SICAKLIK ARTIŞININ DEĞERLENDİRİLMESİ: *İN VİTRO*
ÇALIŞMA**

Yusuf KARATEPE

DOKTORA TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU

TRABZON-2021



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**PIEZOCERRAHİ SİSTEMİ KULLANILARAK YAPILAN
KRESTAL YAKLAŞIM MAKSİLLER SİNÜS
OGMENTASYONU SIRASINDA KEMİKTE OLUŞAN
SICAKLIK ARTIŞININ DEĞERLENDİRİLMESİ: *İN VİTRO*
ÇALIŞMA**

Yusuf KARATEPE

DOKTORA TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU

TRABZON-2021

ONAY

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Periodontoloji Anabilim Dalı Doktora Programı öğrencisi Yusuf KARATPE'nin hazırladığı "Piezocerrahi Sistemi Kullanılarak Yapılan Krestal Yaklaşım Maksiller Sinüs Ogmentasyonu Sırasında Kemikte Oluşan Sıcaklık Artışının Değerlendirilmesi: *In Vitro* Çalışma" başlıklı çalışma Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez savunma Tarihi: 15.12.2021



Sağlık Bilimleri Enstitüsü'ne/...../20..... tarihinde teslim edilen bu tez Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../20..... tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ersan KALAY
Enstitü Müdürü

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak hazırlanarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

19.11.2021

Yusuf KARATEPE

İthaf

*Omzumda var olan melek sayısını dörde çıkaran biricik eşim İrem ve can oğlum
Aras'a*



TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca engin bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan ve her zaman yol gösteren, hayatın her alanında olduğu gibi tez çalışmam boyunca da sabır ve hoşgörü ile beni destekleyen, öğrencisi olmaktan büyük onur ve mutluluk duyduğum değerli tez danışmanım ve kıymetli ağabeyim Dr. Öğr. Üyesi Erkan ŞÜKÜROĞLU'na,

Eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve yaklaşımı ile her zaman yol gösteren, akademik ve klinik deneyimi ile beni destekleyen değerli hocam Prof. Dr. Esra BALTACIOĞLU'na,

Tezimin istatistiksel analizinde bilgisinden faydalandığım değerli hocam Prof. Dr. Tamer TÜZÜNER'e,

Doktora eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen tez çalışmamda beni destekleyen değerli hocam Doç. Dr. Cem ÜNGÖR'e,

Tez çalışmamda tomografi incelemelerimde bana yardımcı olan Prof. Dr. Saadettin KAYIPMAZ'a,

Tez çalışmam boyunca bilgisini ve emeğini esirgemeyen Makine Mühendisliği Bölümünde birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım Arş. Gör. Mehmet SAĞLAM'a,

Tez çalışmama TDK-2020-9134 numarası ile destek sağlayan Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine,

Doktora eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum ve Trabzon'un bana kazandırdığı dostlarım olan Anıl ÖZTÜRK, Çağatay Mert AYDIN, Gizem ÖMEROĞLU, Çağatay KÜPCÜ ve Burak ALEMDAĞ ve diğer asistan arkadaşlarıma,

Asistanlık hayatımızda birbirimize hep destek olduğumuz, birçok şey paylaştığımız dostlarım Beyza ZAIM, Özlem KAYA, Turgay MUTLU ve Sinem ESEN MUTLU'ya,

Karadeniz Teknik Üniversitesi Periodontoloji Bölümü çalışanlarına,

Bugünlere gelmemde en büyük paya sahip olan, hayatım boyunca beni hep destekleyen babam Ebubekir, canım annem Sevgi, sevgili kardeşlerim Seda ve Tuna Kaan'a,

Hep yanımda ve en büyük destekçim olan biricik eşim İrem ve canım oğlum Aras'a,

Tüm kalbimle teşekkür ederim...

Yusuf KARATEPE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

İÇ KAPAK SAYFASI

ONAY

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

vi

TABLolar DİZİNİ

viii

ŞEKİLLER DİZİNİ

ix

RESİMLER DİZİNİ

x

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

xi

ÖZET

xii

ABSTRACT

xiii

1. GİRİŞ ve AMAÇ

1

2. GENEL BİLGİLER

4

2.1. Dental İmplantların Tanımı ve Tarihsel Gelişimi

4

2.2. Dental İmplantlar

5

2.3. İmplant Başarı Kriterleri

6

2.4. Osseointegrasyon ve Osseointegrasyon Mekanizması

7

2.5. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

8

2.6. Alveol Kemigi

12

2.7. Dişsiz Çenelerin Sınıflandırması

13

2.8. Kemik Yoğunluğuna Bağlı Sınıflandırmalar

15

2.9. Paranasal Sinüs

17

2.10. Maksiller Sinüs

18

2.10.1. Maksiller Sinüs Ogmentasyonu

19

2.10.1.1. Lateral Yaklaşım

20

2.10.1.2. Krestal Yaklaşım

21

2.11. Kemik Greft Materyalleri

2.11.1. Otojen Greftler

25

26

2.11.2. Allogreftler	26
2.11.3. Ksenogreftler	27
2.11.4. Alloplastik Greftler	27
2.12. Piezocerrahi Sistemler	27
2.12.1 Piezocerrahi Sistemlerin Çalışma Prensibi	28
3. GEREÇ ve YÖNTEM	31
3.1. Kemik Örneklerin Hazırlanması	31
3.2. Örneklem Boyutunun Hesaplanması	32
3.3. Test Düzenineğin Tasarımı ve Oluşturulması	33
3.4. Piezocerrahi Cihazı Ayarları ve Kullanılan Kesici Uçlar	36
3.5. Sıcaklık Artışının Değerlendirilmesi	38
3.6. İstatistiksel Analiz	39
4. BULGULAR	40
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	43
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	57
7. KAYNAKLAR	59
ÖZGEÇMİŞ	74

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No		Sayfa
Tablo 1.	Örneklerin maksimum sıcaklık artışı değerleri ($\Delta T_{\max}$)	40
Tablo 2.	Grupların istatistiksel verileri	42



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.	Alveol kemiği	12
Şekil 2.	Mandibular kemik dişsiz çenelerin sınıflandırılması	14
Şekil 3.	Maksiller kemik dişsiz çenelerin sınıflandırılması	14
Şekil 4.	Alveol kemiğin şekil ve kalite sınıflandırması	15
Şekil 5.	Kemik yoğunluğu sınıflandırması	16
Şekil 6.	Maksiller sinüs	19
Şekil 7.	HPISE tekniği görünümü	24
Şekil 8.	Test düzeneğinin üç boyutlu tasarım görüntüsü	34
Şekil 9.	Test düzeneğinin çalışma anındaki üç boyutlu tasarım görüntüsü	34
Şekil 10.	TKW1 ve TKW2 nolu frezlerin çalışma esnasındaki görünümleri	37
Şekil 11.	Birinci grup örneklerin maksimum sıcaklık artış değerleri	41
Şekil 12.	İkinci grup örneklerin maksimum sıcaklık artış değerleri	41

RESİMLER DİZİNİ

Resim No		Sayfa
Resim 1.	Kuzu pelvis kemiğinin bilgisayarlı tomografi ile incelemesi sonrası Hu skalasına göre değerlendirilmesi	31
Resim 2.	Kuzu pelvis kemiğinden elde edilen 6 ve 8 mm yüksekliğe sahip örneklerin tabakaları	32
Resim 3.	Kuzu pelvis kemiğinden elde edilen 6 ve 8 mm yüksekliğe sahip örnekler	32
Resim 4.	Test düzeneği ve test aşamasında kullanılan ekipmanların görüntüsü	35
Resim 5.	Kemik örnekle beraber test düzeneğinin görüntüsü	35
Resim 6.	Piezotome Cube cihazı	36
Resim 7.	Piezotome İntralift II seti ve set içeriğinde uçları	37
Resim 8.	Piezotome İntralift II setine ait TKW1 ve TKW2 numaralı frezler	37
Resim 9.	FLIR A20m termal kamera	38
Resim 10.	Sıcaklık artışının termal kamera ile ölçülmesi esnasında elde edilen görüntüsü	39

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı tomografi
CBCT	Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
DDKKA	Demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri
DKA	Dondurulmuş kemik allogreftleri
DKKA	Dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri
HPISE	Hidrodinamik piezoelektrik internal sinüs elevasyonu
HU	Hounsfield
HUs	Hounsfield skalası
N	Nervus
PISE	Piezoelektrik internal sinüs elevasyonu
SLA	Sandblasted, Large Grit, Acid- Etched İmplant Surface
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
ark.	Arkadaşları
g	Gram
kHz	Kilohertz
sn	Saniye

Simgeler

<	Küçük
>	Büyük
°C	Santigrat derece
°	Derece
%	Yüzde
=	Eşit
+	Artı
±	Eksiği veya fazlası
p	Anlamlılık
ml/dk	Mililitre/dakika

ÖZET

Piezocerrahi Sistemi Kullanılarak Yapılan Krestal Yaklaşım Maksiller Sinüs Ogmentasyonu Sırasında Kemikte Oluşan Sıcaklık Artışının Değerlendirilmesi: *İn Vitro* Çalışma

Günümüzde diş eksikliklerinin tedavisinde yaygın olarak kullanılan dental implantların, sinüs tabanının sarkması ve alveol kemiğinin rezorpsiyonu sonucunda kemik yüksekliğinin yetersiz olduğu maksiller posterior bölgede uygulanması hekimlere zorluk yaratmaktadır. Mevcut kemik yüksekliğinin 6 mm ve daha fazla olduğu durumlarda önerilen krestal yaklaşım sinüs ogmentasyon tekniğinde geleneksel olarak osteotomlar kullanılırken, piezocerrahi cihazların da bu amaçla kullanılması gündeme gelmiştir. Ultrasonik titreşimlerle çalışan bu cihazlarda, kesici ucun kemik ile temasında ortaya çıkan sıcaklık artışı dışardan soğutma sistemi kullanılarak kontrol altına alınabilmektedir. Kemik dokuda meydana gelebilecek sıcaklık artışı 10 °C' yi aştığında, kemiğin nekroz potansiyeli artmakta, bunun sonucunda kemik homeostazı değişebilmekte veya gecikebilmektedir. Piezocerrahi sistemlerde, kesici ucun kemik içindeki çalışma derinliği arttıkça soğutmanın etkin şekilde ilgili bölgeye ulaşamamasından dolayı kemikte sıcaklık artışı meydana gelebileceği düşüncesiyle bu *in vitro* çalışma kurgulanmıştır. Çalışmamızda, kuzu pelvis kemiğinden hazırlanan uç kısmında 1 mm'lik kortikal kemik bulunan 6 mm (Grup 1; n=15) ve 8 mm'lik (Grup 2; n=15) spongioz kemik modeller kullanıldı. Osteotomiye üretici firmanın talimatları doğrultusunda piezocerrahi sisteminin kesici uçları ile spongioz kemikten başlanarak maksiller sinüs tabanını temsil eden kortikal kemik kaldırılıncaya kadar devam edildi. Bu süreçte kemik modellerde oluşan sıcaklık artışı termal kamera yardımıyla ölçülerek değerlendirildi. Ortalama maksimum sıcaklık artış değeri 1. grupta 83.33 °C, 2. grupta 88.72 °C olarak saptandı (p>0.05). İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da çalışma derinliği arttıkça ortalama maksimum sıcaklık değerinin arttığı ve her iki grupta da ölçülen sıcaklık artışının nekroz gelişimi açısından bildirilen kritik değerlerin oldukça üzerinde olduğu gözlemlendi.

Anahtar Kelimeler: Dental implantlar, Kemik, Nekroz, Piezocerrahi, Sıcaklık, Sinüs tabanı ogmentasyonu

ABSTRACT

Evaluation of Increase in Bone Temperature During The Crestal Approach Maxillary Sinus Augmentation with Using Piezosurgery System: *in Vitro* Study

The application of dental implants, which are widely used in the treatment of tooth deficiencies today, creates difficulties for physicians in the maxillary posterior region where bone height is insufficient as a result of sagging of the sinus floor and resorption of the alveolar bone. The use of piezosurgical systems has come to the fore instead of osteotomes used in the crestal approach sinus augmentation technique, which is recommended in cases where the existing bone height is 6 mm or more. In these devices, which work with ultrasonic vibrations, the temperature increase that occurs when the cutting tip comes in contact with the bone can be controlled by using the external cooling system. When the temperature increase that may occur in the bone tissue exceeds 10 °C, the necrosis potential of the bone increases, as a result of which bone homeostasis may change or be delayed. In piezosurgical systems, inability of irrigation solution to reach the cutting tip progresses area while the through the bone, due to that may increased in bone temperature with the thought the this *in vitro* study was designed. In our study, 6 mm (Group 1; n=15) and 8 mm (Group 2; n=15) height cancellous bone models with 1 mm cortical bone at the tip prepared from lamb pelvis bone were used. The osteotomy was started from the cancellous bone with the cutting tips of the piezosurgical system in accordance with the manufacturer's instructions and continued until the cortical bone representing the floor of the maxillary sinus was removed. In this process, the temperature increase in the bone models was measured and evaluated with the help of a thermal camera. While the mean maximum temperature increase was 88.72 °C in the 2nd group, it was 83.33 °C in the 1st group ($p>0.05$). Although the difference between the two groups was not statistically significant, it was observed that the mean maximum temperature value increased as the working depth increased and the temperature increase measured in both groups was well above the critical values reported in terms of necrosis formation.

Keywords: Bone, Dental implants, Necrosis, Piezosurgery, Sinus floor augmentation, Temperature

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Dental implantlar, diş eksikliklerinin rehabilitasyonunda diş kök formunu taklit edebilme yeteneği ve yüksek klinik başarı oranıyla geleneksel yöntemlere iyi bir alternatif olarak uzun yıllardır kullanılmaktadır. Ancak, alveolar kretin yaşla birlikte rezorbe olmasından ve diş çekimi sonrası maksiller sinüsün sarkmasından dolayı kemik yüksekliğinin azalması posterior maksiller bölgeye implant yerleştirilmesini oldukça güçleştirmektedir. Maksiller sinüsten kaynaklanan bu tip sorunlarda, bölgeye implant uygulaması öncesi sinüs tabanı yükseltme, yatay ve dikey yönde greftleme gibi ilave işlemlere gereksinim duyulmaktadır (1). Maksiller sinüs ogmentasyonu, yetersiz kemik yüksekliği olan durumlarda, posterior maksiller bölgeye implant uygulanabilmesi amacıyla kemik yüksekliğini artırmak için uygulanan işlemler bütünüdür. İlk olarak Boyne ve James (2) tarafından yayınlanan daha sonra da diğer klinisyenler (3–5) tarafından modifiye edilen bu teknikle kemik yüksekliğinde bir artış elde edilerek bölgeye standart uzunlukta implantların yerleştirilebilmesi sağlanır (1).

Sinüs ogmentasyonu, teknik olarak lateral (açık) yaklaşım ve krestal (kapalı) yaklaşım teknikleri olmak üzere iki şekilde uygulanabilmektedir. 6 mm'den daha az kemik yüksekliği varlığında lateral (açık) yaklaşım önerilirken kemik yüksekliğinin 6 mm'den daha fazla olduğu durumlarda krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu önerilmektedir (6). Krestal yaklaşımda geleneksel olarak osteotomlar kullanılarak sinüs tabanı yükseltme işlemi yapılmaktadır (7). Çekiç ve osteotomlar ile maksiller sinüs tabanı kırılarak uygulanan bu yöntemin, hasta açısından oldukça konforsuz olmasından dolayı alternatif tekniklerin arayışına girilmiştir. Bu amaçla krestal yaklaşım için özel olarak üretilmiş kesici uçları bulunan piezocerrahi sistemleri kullanılabilmektedir. Piezocerrahi cihazı ile belirli bir frekans aralığında ultrasonik titreşimler oluşturularak mineralize dokularda düzgün ve güvenli bir osteotomi yapılır (8). 25-30 kHz frekans aralığında çalışan piezocerrahi cihazı yumuşak dokulara ve sinüs membranına zarar vermeden osteotomi oluşturmayı sağlar. Düzgün ve etkin osteotomi yapabilmesi, çevre yumuşak dokulara ve anatomik yapılara zarar vermemesi, irrigasyon sistemi ile iyi bir görüş alanı sağlaması hem hasta hem de hekim açısından daha konforlu olması gibi birçok avantajı bulunan piezocerrahi sistemler, ağız ve çene cerrahisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu avantajlarının yanı sıra cerrahi süresinin uzaması ve pahalı bir sistem olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (9). Split osteotomisinde, apikal rezeksiyon işlemlerinde, kemik düzensizliklerinin giderilmesinde,

gömülü diş çekimi cerrahisinde yaygın olarak kullanılmakta olan piezocerrahi sistemler, özel olarak geliştirilen cerrahi uçlarla birlikte krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde de kullanılmaya başlanmıştır. Ultrasonik titreşimlerle çalışan piezocerrahi sistemlerde osteotomi sırasında kemik dokuda meydana gelebilecek sıcaklık artışını önleyebilmek için irrigasyon solüsyonu kullanılmaktadır. Bu irrigasyon ile soğutma işleminin dışarıdan yapılması nedeniyle, sinüs tabanının kortikal yapısını delmek amacıyla alveolar kemik içerisinde derinlere inildikçe, irrigasyon solüsyonunun kesici uca ulaşmasında zorluk yaşanmaktadır. Bu durum, özellikle sinüs tabanı gibi daha sert olan kortikal kemiğin aşılması esnasında kemikte ciddi boyutlarda sıcaklık artışına yol açabilmektedir. Kemik dokusunun en fazla 10 °C'lık sıcaklık artışını tolere edebildiği, 10 °C'nin üstündeki sıcaklık artışlarının kemikte nekroza, kemik homeostazının değişmesine veya gecikmesine sebep olduğu bildirilmiştir (10–12). İmplant cerrahisinde kullanılan geleneksel frezlerin ve piezocerrahinin kortikal kemikte neden olduğu sıcaklık artışının karşılaştırıldığı bir çalışmada, piezocerrahinin geleneksel yöntemle kıyasla iki kat daha fazla sıcaklık artışına sebep olduğu bildirilmiştir (13). İmplant yuvası hazırlamak amacıyla piezocerrahi ve geleneksel implant drillerinin kullanılması sırasında meydana gelen sıcaklık artışının karşılaştırıldığı ve aynı zamanda kullanıcının uyguladığı kuvvetin sıcaklık artışı üzerine etkisinin de incelendiği başka bir çalışmada, sıcaklık artışının uygulanan kuvvetle doğrudan ilgisi olmadığı ama piezocerrahi sistemin geleneksel yöntemlere göre daha fazla sıcaklık artışına yol açtığı bildirilmiştir (14).

Çalışmamızda piezocerrahi sisteminin krestal yaklaşım tekniği ile sinüs tabanı yükseltmek için kullanılan uçlarının farklı kemik derinliklerinde meydana getirdiği sıcaklık artışının *in vitro* ortamda değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bilgimiz dahilinde literatürde piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde kemikte oluşan sıcaklık artışının değerlendirildiği bir çalışma bulunmamaktadır. Aynı zamanda piezocerrahinin kullanıldığı diğer çalışmalar da incelenmiş olup, çalışmamız bu bilgiler ışığında tasarlanmıştır. Çalışmamızda kullanılması amacıyla kuzu pelvis kemiğinden, uç kısmında 1mm kortikal kemik olan 6 mm (grup 1) ve 8 mm (grup 2) uzunluğundaki kemik modeller elde edilmiştir. Her bir grupta 15 kemik model olacak şekilde toplam 30 model değerlendirilmiştir. Krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu prosedürünü taklit edebilmesi amacıyla kemik modellerin spongioz tarafından işleme başlanmış ve kesici ucun kortikal kemiği geçtiği ana kadarki oluşan sıcaklık artışı termal kamera yardımıyla ölçülmüştür. Bu şekilde serum soğutmanın kemik

içerisindeki sıcaklık artışını önlemedeki etkinliği değerlendirilerek piezocerrahinin krestal yaklaşım sinüs augmentasyonu işlemlerinde geleneksel yöntemlere kıyasla güvenilir alternatif bir yaklaşım olup olmadığı araştırılmıştır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

Latince “in: içerisinde, içerisinde; planto: ekme, dikme, gömme” anlamına gelen iki kelimenin birleşmesinden oluşan implant kelimesi; uygun bir yere bir fonksiyon görmesi amacıyla yerleştirilen organik veya inorganik cisme verilen addır. Dental implantlar ise diş eksikliklerinin giderilmesi ve ağız içerisinde kayba uğrayan dokuların tamamlanması amacıyla çene kemiği üzerine, içine veya mukozaya yerleştirilen; dişin yerini tutması hedeflenen yapılardır (15).

Diş eksikliklerinin giderilmesi insanlık tarihi boyunca üzerinde çalışılan önemli bir konu olmuştur. Antik Mısır ve Güney Amerika medeniyetlerinde hastalar yaşarken ve/veya hastaların ölümünden sonra yerleştirilmiş implantlar mevcuttur. Fil dışından veya diğer hayvan dişlerinden oyulup uyumlandırılarak yapılmış olan bu implantların erken dönem başarısızlık olmadan fonksiyon gördükleri şüphelidir. 17. Yüzyılda Avrupa’da diş köklerinin yerine koymak için çeşitli materyaller ve hayvan dişleri kullanılırken sonraki yüzyılda dişlerini satan donörlerden alınan dişler aynı amaçla kullanılmış ve bu nakiller de doku reddi nedeniyle başarısız olmuştur (16).

1913 yılında Greenfield, trepan frez ile hazırladığı kemik yuvalarının içine altın ile lehimlenmiş iridyum-platin materyalinden sepet şeklindeki implantları tek diş eksikliği için uygulamıştır (17). 1930’lu yıllara gelindiğinde Dr. Alvin ve Moses Strock isimli iki kardeş vitalliumdan (krom-kobalt alaşımı) yapılmış ortopedik vidalar üzerinde deneyler yapmış ve bu vidaları diş eksiklerinin giderilmesi amacıyla hem insanlar hem de hayvanlar üzerinde kullanmışlardır (16, 18). 1938 yılında Dr. P.B. Adams hem içten hem de dıştan yivli, diş etine bakan yüzeyi pürüzsüz ve iyileşme başlığına sahip olan silindirik kemik içi implantın patentini almıştır (19). Bu konsept mevcut implant üstü overdenture tasarımlarına oldukça benzemektedir. 1940’lara gelindiğinde Dahl tarafından subperiosteal implantlar tanımlanmıştır ancak 1949 yılında Goldberg ve Gershkoff tarafından yayınlanana kadar dünya çapında kullanılmaya başlanmamıştır (20). Diş eti çekilmesine yol açması ve iskeletin kemiğe yerleşmesinden kaynaklanan geç dönem başarısızlıklar modern çağda daha fazla kullanılmamasına neden olmuştur. Uzun vadeli başarılı vakalar rapor edilmiş olsa da mevcut kemikte kaybın ve implant yerleştirmesinden kaynaklanan komplikasyonların şiddetli olmasından dolayı bu yöntem artık kullanılmamaktadır (16). 1947 yılına gelindiğinde Formiggini arasına kemik girmesine müsaade edecek şekilde tasarlanmış içi boş vida

şeklinde bir implant geliştirmiş ve bu şekilde implantın daha stabil olmasını amaçlamıştır. 1953 yılında Sollier ve Chercheve kemik içi implantın boyunu kemiği de geçecek kadar uzatarak, vidalar yardımı ile sabitlenen ve alt çenede kullanım endikasyonu bulan transosseoz implantı geliştirmişlerdir. 1968 yılına kadar alveol kemik derinlik ve yüzey boyutu olmak üzere sadece iki faktör açısından değerlendirilirken Linkow genişlik boyutunu da değerlendirmeye dahil ederek kemik içi blade implantları geliştirmiştir (15). Branemark ve ark., 1960'lerde başlattıkları deneysel çalışmalarla implant ve kemik doku arasında fibröz dokunun oluşması fikrine karşı çıkmış ve osseointegrasyon prensibine dayanan ilk implantları uygulamaya başlamış ve başarı oranını %50 olarak bildirmişlerdir. 1977'de Branemark 10 yıllık ve 1981'de Adell ve ark. 15 yıllık takipli çalışmalarını yayınlamış modern implantolojinin temellerini atmışlardır (21, 22). Branemark ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen, yaşayan kemik ile titanyum implant arasında oluşan direk teması osseointegrasyon olarak tanımlamıştır (22).

2.2. Dental İmplantlar

Günümüzde dental implantlar; diş kök formunu taklit edecek şekilde tasarlanarak çene kemiği içerisine yerleştirilen, titanyum alaşımlarının yanında zirkonyum ve polimerler gibi çeşitli alternatif materyallerden üretilmektedir. Diş eksikliğinin komşu dişlerden destek alan bir köprü protezi yerine implant üstü protezlerle çözümü ile hem komşu dişlerde oluşacak komplikasyonların önüne geçilerek diş kaybı önlenir hem de hastanın oral hijyen alışkanlıklarını daha kolay gerçekleştirmesi sağlanır. İmplant destekli protezler dişsiz boşluğa komşu dişlerin estetiğini korurlar. Eksik diş sayısı arttıkça hastaya uygulanması gereken protetik tedavi protokolü de değişmektedir. Sayıca daha az olan diş kayıpları sabit protezler ile giderilebilirken, diş kaybının sayısı arttıkça ve köprü yapılacak bölgedeki distal dayanak kaybedilince hastaya hareketli bir protez yapımı kaçınılmaz olur (23) Hareketli protez kullanan hastalarda çiğneme kuvveti ile birlikte proprioepsiyon da azalmaktadır. Bu durumlarda implant destekli protezlerin yapılması çiğneme kuvveti ve proprioepsiyonu da artırırken hastaya psikolojik olarak da avantaj sunmaktadır. Diş kaybı sonrasında fonksiyonda olmayan kemiğin rezorpsiyon süreci oldukça hızlı olmaktadır. Diş çekimini takiben ilk bir yılda kemiğin genişliğinde %25 azalma meydana gelirken kemik yüksekliğinde ise yaklaşık 4 mm kayıp olmaktadır. Diş eksikliğinin implantlar ile rehabilite edilmesi sonucunda oluşan çiğneme kuvvetleri ile kemik rezorpsiyonu önemli derecede azalmaktadır (24). Dental implantlarla yapılan protetik tedaviler, günümüz diş hekimliğinde

geleneksel yöntemlere karşı oldukça iyi bir alternatif seçeneği haline gelmişlerdir. Tarih boyunca kullanılan implant materyalleri ve cerrahi teknikler geliştirilerek implant tedavisinde başarıyı artırmanın yolları aranmıştır. Doğru tedavi planlaması ve doğru prosedürle uygulandığında dental implantlar oldukça yüksek başarı oranına sahiptir.

2.3. İmplant Başarı Kriterleri

Dental implantların performansı değerlendirilirken implant sağ kalımı ve implant başarısı göz önüne alınması gereken iki temel konudur. İmplant sağ kalımı, mobilite ve implant kaybı olmaksızın osseointegrasyonun devam etmesi şeklinde değerlendirilirken; implant başarısı ise, osseointegrasyonun devamlılığına ek olarak fonksiyonda olan implantta ağrı, patoloji gibi olumsuz durumların bulunmaması ve hasta memnuniyetini de kapsar (25, 26). İmplant başarısızlığı ortaya çıktığı zamana göre değerlendirilerek erken dönem başarısızlık ve geç dönem başarısızlık olmak üzere ikiye ayrılır. Erken dönem başarısızlık osseointegrasyonun olmaması şeklinde tanımlanırken, geç dönem başarısızlık implant fonksiyona geçtikten sonra osseointegrasyonun korunamamasını ifade etmektedir (26).

Albrektsson ve ark. 1986 yılında implant başarısı değerlendirilirken şu kriterlerin göz önünde bulundurulmasını önermiştir; implantta mobilite olmamalı, radyografik olarak incelendiğinde implant çevresinde radyolüsensi gözlenmemeli, hastada ağrı ve his kaybı gibi komplikasyonlar bulunmamalı, 5 yıllık dönemde %85, 10 yıllık dönemde de %80 sağ kalım gözlenmeli ve implant okluzal kuvvetlere maruz kaldıktan sonra bir yıllık dönemde 1,5 mm ilerleyen dönemde de yıllık ortalama 0,2 mm'yi aşan krestal kemik kayıpları bulunmamalıdır (27). 2008 yılında “Uluslararası Oral İmplantoloji Pisa Kongresi” ‘nde implant başarısı optimum, kabul edilebilir, göreceli ve başarısız olmak üzere dört farklı kategoride gruplandırılmıştır. 1. Grup başarıyı temsil eder ve optimum sağlık koşulları olarak kabul edilir. Palpasyonda, perküsyonda ve fonksiyon sırasında ağrı gözlenmemelidir. 500 g'dan az yüklerle hiçbir yönde klinik implant mobilitesi gözlenmemelidir. İmplant cerrahisinden sonra takip edilen radyografik incelemelerde 2mm'den daha fazla krestal kemik kaybı gözlenmemelidir. İmplantta eksüda öyküsü olmamalıdır. Grup 1 implantların prognozu çok iyi ile mükemmel arasındadır. 2. Grup implantlar hayatta kalma olarak adlandırılır ve tatmin edici bir sağlığa sahiptir. Stabildirler ancak klinik olarak bir problem gelişme potansiyeline sahiptirler. Palpasyon, perküsyon veya fonksiyonda ağrı veya hassasiyet gözlenmez. 500 g'dan az yüklerde gözlemlenebilir hareketlilik yoktur. İmplant yerleştirilmesinden itibaren

yapılan takiplerde radyografik olarak krestal kemik kaybı 2-4 mm arasındadır. Grup 2 implantların prognozu krestal kemiğin durumunun stabil olup olmamasına bağlı olarak iyi ile çok iyi arasındadır. 3. Grup implantlar da hayatta kalma kategorisindedir ancak hafif veya orta derecede periimplantitis gözlenebilirken bu gruptaki implantların sağlık durumu risk altındadır. Grup 3 implantlar fonksiyonda ağrı olmaması şeklinde nitelendirilebilirler. Dikey veya yatay hareketlilik belirgin değildir. İmplant yerleştirilmesinden itibaren yapılan radyografik takiplerde 4 mm'den fazla krestal kemik kaybı vardır ancak bu kayıp implant çevresindeki kemiğin %50'sinden azdır. Sondalama sırasında kanama gözlenir ve sondalama derinliği hemen hemen implant uzunluğunun yarısı kadardır. Eksüda atakları (eğer varsa) 2 haftadan uzun sürmüş olabilir. Cerrahi düzeltmelerle birlikte yumuşak ve sert doku sağlığının sağlanmasına bağlı olarak prognoz implantın korunması açısından iyidir. 4. Grup implantlar ise klinik olarak mutlak başarısızlıktır. Şu koşullardan herhangi biri varsa implant çıkarılmalıdır; palpasyon, perküsyon ve fonksiyon sırasında ağrı, yatay ve/veya dikey mobilite, kontrolsüz ve ilerleyici kemik kaybı, kontrolsüz eksüda ve implant çevresinde %50'den daha fazla kemik kaybı. Cerrahi olarak yerleştirilen ve restore edilmeyen/edilemeyen (uyuyan) implantlar da bu kategoride değerlendirilmektedir. Bu implantlar, hala ağızda olup olmamasına bakılmaksızın başarısız olarak kabul edilmektedir (28).

Başarılı bir implant tedavisinin temel anahtarı osseointegrasyonun sağlanması ve bunun korunmasıdır.

2.4. Osseointegrasyon Mekanizması

İmplant cerrahisi sonrasında iyileşme süreci vücudun herhangi bir yerindeki yara iyileşmesine benzer şekilde gerçekleşmektedir. Farklı hücre tiplerinin görev almasıyla birlikte dört aşamalı bir kemik iyileşmesi gerçekleşmektedir. Bu aşamalar sırasıyla hemostaz, inflamatuvar, proliferatif ve remodelasyon aşamalarıdır (29).

Hemostaz aşamasında; cerrahi sırasında meydana gelen yaralanmayı takiben bu bölgede kan birikir ve bölgeye trombosit göçü olur. Fibrin lifleri ağ yapısı oluşturur ve iyileşme süreci için çok önemli olan kan pıhtısı implant yüzeyine yapışır.

Enflamatuvar aşama; hemostaz aşamasından sonra cerrahiye takip eden birkaç saat içinde başlar. İlk aşamada kan damarlarının geçirgenliğinin artmasıyla birlikte polimorfonükleer lökositler (PMNL) yara bölgesine hareket eder. PMNL'ler yara bölgesine

ulaştıktan sonra elastaz ve kollojenaz enzimleri ile reaktif oksijen radikallerini ortaya çıkararak bölgedeki mikroorganizmaları fagosite eder. Bu aşamada toksik ürünlerin ve bakterilerin uzaklaştırılamamasına bağlı olarak yara iyileşmesinde sorunlar ortaya çıkarsa dental implant kaybedilebilir.

Proliferatif aşama; anjiogenezisle devam eden bu aşamada cerrahi bölgesine 3-4 gün sonra göç eden fibroblastlar tarafından elastin, kollajen ve proteoglikanlar gibi hücre dışı matriks bileşenleri sentezlenir. Yine fibroblastlar tarafından vasküler endotelyal büyüme faktörleri salınır ve kan damarlarındaki perivasküler mezenkimal kök hücreler uyarılır. Bu perivasküler hücreler anjiogenezisi aktive eder. Anjiogenezis ile bölgenin oksijen ihtiyacı karşılanıp kemik iyileşmesi başlar. İyileşmenin 7. gününde osteoklastlar aktive olarak yaralanmış kemik yüzeylerini rezorbe eder. Yeni kemik oluşumuna zemin hazırlayan bu olayı takiben implant primer stabilitesi azalır. Osteoblastlara dönüşen mezenkimal kök hücreleri pıhtı aracılığıyla implant yüzeyine tutunur ve bu aşamada implant yüzeyinde kemik oluşumu gözlenebilir. İmplant yüzeyinde oluşan bu kemiğe örgü kemik (woven bone) denir ve örgü kemiğin oluşumuyla birlikte proliferatif aşama sona erer.

Remodelasyon aşaması; osseointegrasyonun son aşamasıdır ve ömür boyu sürer. Başlangıçta implant yüzeyine paralel seyreden örgü kemiğin osteoklastlar tarafından rezorbe edilmesini takiben osteoblastlar implanta dik seyreden lamellar kemiği oluştururlar. Daha sonra okluzal kuvvetlerin etkisiyle lamellar kemik trabeküler kemiğe dönüşür. Bu süreç osteoklastlar ve osteoblastlar arasındaki sinerjik etkileşimle sağlanır ve osseointegrasyon süreci bu şekilde tamamlanmış olur (29).

Başarılı bir osseointegrasyonun gerçekleşmesi; implant materyali, implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, kemiğin durumu, cerrahi teknik, implant yükleme koşulları gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu faktörlerin her birinin bireysel öneminin kesin olarak değerlendirilmesi zor olsa da bunların literatürde desteklenen kişisel deneyimler ışığında değerlendirilmesi oldukça önemlidir. Cerrahi işlem sırasında kemikte oluşacak stres ve sıcaklık artışı ile hekimin tecrübesi gibi faktörlerin osseointegrasyonun başarısına doğrudan etkisi bulunmaktadır (30).

2.5. Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Dental implantların ağız içerisinde uzun yıllar sağlıklı bir şekilde fonksiyonda kalabilmesini içeren başarılı bir tedavide en önemli aşama osseointegrasyonun sağlanması

olmasıdır (25, 27). Osseointegrasyonu etkileyen faktörler implanta, hastaya ve cerrahi tekniğe bağlı olmak üzere üç grupta değerlendirilebilir (30).

2.5.1. İmplantla Bağlı Faktörler

Osseointegrasyonu etkileyen implanta bağlı faktörler implant materyali, implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, yükleme zamanı ve koşulları şeklinde sıralanabilir (31). Biyolojik uyumu ve kemiğe iyi adapte olabilmesi gibi özelliklere sahip reaktif bir materyal olan titanyum ve alaşımları günümüzde yaygın olarak kullanılsa da geçmişte birçok metal alaşımları, seramikler, polimerler ve kompozitler kullanılmıştır. Titanyum implantlar kemiğe yakın esneklik katsayısına sahip olmaları, antibakteriyel yüzey özelliğine sahip olmaları ve korozyona direncinin yanında biyouyumluluğunun da yüksek olması nedeniyle günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant materyalleridir (32). İmplant tasarımı üzerine yapılmış bir çok çalışma göstermektedir ki uzun yıllar ağızda sağlıklı bir şekilde fonksiyon gösteren başarılı bir tedavi için implant gövde tasarımı, genişliği, uzunluğu ve yüzey özellikleri önemli bir yere sahiptir (31, 33). Dental implant ve kemik bağlantısında dental implantın uygulanacağı kemiğin yapısı, implant tasarımı ve biyouyumluluğunun yanında implant yüzey özellikleri de oldukça önemlidir (34). Yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirliğini artıracak yüzey işlemleri uygulanarak osteoblastların daha hızlı bağlanabildiği yüzeyler geliştirilmiş ve böylelikle implant-kemik temasının artırılması amaçlanmıştır (35). Dental implantların boyun bölgelerinin bakteri adezyonunu azaltmak ve periimplantitis gelişimini engellemek amacıyla pürüzsüz olması gözetilirken, tam tersine osteoblastik retansiyonu artırarak osseointegrasyonu güçlendirmek amacıyla gövde kısımları yüksek pürüzlülüğe sahiptir (35, 36). Yüzey ıslanabilirliğinin artması ile dental implantların hücrelere ve dokulara daha iyi bağlantı sağladığı yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (37). Dental implant yüzeyleri; titanyum plazma spreyl kaplı yüzeyler, kumlanmış yüzeyler, SLA (büyük grenle kumlanmış asitle pürüzlendirilmiş) yüzeyler, asitle pürüzlendirilmiş yüzeyler, hidroksiapatit kaplı yüzeyler, okside edilmiş yüzeyler, makine ile hazırlanmış yüzeyler olacak şekilde sınıflandırılabilir (38, 39).

Dental implantlar yerleştirme metoduna ve implant tasarımına göre şu şekilde sınıflandırılmıştır (25).

- Subperiosteal implantlar
- Ramus frame implantlar (subperiosteal ve endosseöz implantların kombinasyonu)

- Endoosseöz implantlar
 - Pinler
 - Blade ve Disk şeklinde implantlar
 - Kök formunda olan implantlar (Vidalar, Silindirler, İçi boş sepetler, Kesik koniler)
- Transmandibular implantlar

2.5.2. Cerrahi Tekniğe Bağlı Faktörler

İmplant cerrahisi esnasında uygulanan kuvvet ve meydana gelen sıcaklık artışına bağlı olarak oluşan travma kemikte kalıcı hasarlara yol açabilmekte ve bu durum da osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilmektedir (40). Brisman yüksek devirde çalışılıp uygulanan kuvvet azaltıldığında sürtünmeye bağlı açığa çıkan sıcaklık artışının daha az olduğunu belirtmiştir (41). Eriksson ve Adell düşük el basıncı kullanılmasını savunurken, bu basıncın olması gereken değerini belirtmemişlerdir (42). İmplant yuvası hazırlanırken sıcaklık artışına etki eden bir diğer faktör de osteotominin tek aşamalı veya kademeli olarak yapılmasıdır. Kademeli frez kullanımı ile kortikal kemiğin de frez genişliğine paralel şekilde kademeli olarak ortadan kaldırılması sıcaklık artışının düşük seviyelerde gerçekleşmesine yardımcı olmaktadır. Tek aşamalı frez kullanımında sıcaklık artışı yalnızca irrigasyon solüsyonunun bölgeye ulaşamayıp etkin soğutma yapamamasından değil, aynı zamanda frezin kesici kenarlarının kemik artıkları ile tıkanmasının etkisiyle de yükselecektir. Kemik artıklarının kesici kenarları tıkanmasıyla birlikte kesme etkinliği azalarak cerrahi süresi de uzamaktadır (43). Aralıklı kuvvet uygulayarak yapılan osteotomi sırasında oluşan sıcaklık artışının değerlendirildiği bir çalışmada; uygulanan kuvvetin büyüklüğünden bağımsız olarak, aralıklı uygulamada sürekli uygulamaya göre sıcaklık artışının azaldığı bildirilmiştir (44).

Dental implantın kemik içerisindeki pozisyonu, protetik rehabilitasyondan sonra üzerine gelen kuvvetlerin açısını doğrudan etkilemektedir. Uygun açı ve konumda yerleştirilmeyen dental implantlar okluzal kuvvetleri karşılayamaz ve implant kırıkları ya da periimplant kemik kayıplarıyla beraber tedavinin başarısızlıkla sonuçlanmasına neden olurlar (45).

2.5.3. Hastaya Bağlı Faktörler

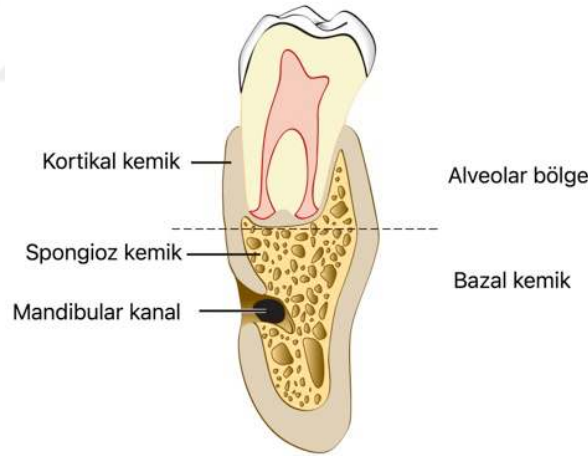
Osseointegrasyonun başarısını etkileyen bir diğer faktör de hastaya bağlı faktörlerdir. Bunlar; hastanın genel sağlık durumu, kullanmış olduğu ilaçlar ve implant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin durumudur (46, 47). İmplant uygulanacak bölgedeki kemiğin miktarı, genişliği, yüksekliği ve implant yerleştirildikten sonra implantın çevresinde kalan kemiğin beslenebilmesi osseointegrasyon açısından önemlidir. Hastalarda implantın fonksiyona girmesinden sonra implant üzerine aşırı yükler getirecek parafonksiyonel alışkanlıklar varsa bu durum osseointegrasyona doğrudan etki etmese de implant çevresindeki krestal kemiğin korunması açısından bir risk oluşturmaktadır (48). Yaşlanmaya bağlı olarak kemik kanlanması azalma görülür ve trabeküler boşluklarda artış meydana gelir; bu durum implant çevresindeki kanlanmayı ve hücre sayısını azaltarak osseointegrasyonun olumsuz yönde etkilenmesine yol açar (49). Osteoporoz kemik hacmini ve yoğunluğunu azaltmasından dolayı kemik ve implant arasındaki temas yüzeyini artırmak için daha geniş çaplı dental implantların kullanılması tavsiye edilmektedir (50). Diabet hastalarında kemik döngüsünde bozulmalar olduğundan dolayı kontrolsüz diabeti olan hastalarda yara iyileşmesinde gecikmeler meydana gelir. Kontrol altındaki diabet hastalarına dental implant tedavileri başarı ile uygulanırken, kontrol altında olmayan diabetli ve periodontitise bağlı diş kayıpları yaşayan hastalar riskli grupta yer almaktadır (51). Hipertansiyon, implant tedavisi açısından doğrudan bir risk faktörü olmamakla birlikte; tedavisinde kullanılan ilaçların depresyon ve ağız kuruluğu gibi yan etkileri olması nedeniyle implant tedavilerini olumsuz etkileyebilmektedir. Ağız kuruluğu, kandidal ve bakteriyel enfeksiyonların artışına yol açarak periodontal ve periimplant hastalıkların artışına neden olur (50). Hematolojik hastalıklara sahip bireyler, hem implant cerrahisi sırasında kanama kontrolü açısından hem de implant yüzeyine hücre göçüne öncülük eden pıhtı oluşumunda meydana gelecek aksaklıklardan dolayı başarılı bir osseointegrasyonun gerçekleşmesi açısından riskli gruptadır (49).

Osseointegrasyon ilkesi, iyileşme sırasında elde edilen ve yükleme altında bile yıllar boyunca sürdürülen implant-kemik temasına dayandığından, kemik hacmi ve kalitesi osseointegrasyonun başarısı açısından önemli faktörlerdendir. Kemik hacmi tercihen iki düzlemde radyografik incelemelerle kolaylıkla değerlendirilebilirken, kemik kalitesi için bu durum daha az belirgindir. İlk iyileşme evresi sırasında çok büyük mikro hareketler kemik apozisyonundan ziyade fibröz enkapsülasyona yol açabilir. Zayıf biyomekanik değişkenler,

çene kemiğinin trabeküler ve/veya kortikal kısımlarında mineralizasyon eksikliği ile eş anlamlı olarak kabul edilmiştir. Kortikal kemiğin mekanik kapasitesi spongioz kemiğe göre daha yüksektir. Kemik yoğunluğunun yüksek olması mevcut implantın gelen kuvvetlere karşı dayanımını artırırken; bu oranın çok yüksek olması kanlanmayı azalttığı için hemostaz oluşumunu olumsuz yönde etkileyebilir. Bununla birlikte kemik yoğunluğunun fazla olması meydana gelebilecek sıcaklık artışı ve stres açısından cerrahi aşamada bir risk oluşturabilmektedir (49, 52).

2.6. Alveol Kemiği

Alveol kemiği; maksilla ve mandibulanın diş yuvalarını oluşturan ve diş destekleyen kısmıdır. Dişlerin sürmesiyle birlikte oluşarak periodontal ligament ve kemik bağlantısında görev alır, diş kaybından sonra kademeli olarak rezorbe olur. Alveol kemiği diş oluşumu ve sürmesiyle geliştiğinden ve yeniden şekillendiğinden dolayı dişlerin boyutu, şekli, konumu ve işlevi bu kemiğin morfolojisini belirler.



Şekil 1. Alveol kemiği (Carranza'dan, 53)

Alveolar kemik anatomik olarak ayrı segmentlere bölünebilir ancak dişlerin desteğiyle tüm parçalar birbiriyle bir bütün olarak işlev görür. Soketlerin fasial ve lingual kısımlarının çoğu kortikal kemikten oluşurken; spongioz kemik apikal, apikolingual ve kökler arası bölgede lamina durayı çevreler (53).

Cawood ve Howell'in 1988 yılında 300 kafatası üzerinde yaptığı ve kemik rezorpsiyon paternini inceledikleri çalışmalarında şu sonuçlar paylaşılmıştır:

- 1) Bazal kemik, tam oturmayan protezlerin aşırı yüklenmesi gibi zararlı lokal etkilere maruz kalmadığı müddetçe önemli ölçüde şekil değiştirmez.
- 2) Alveoler kemik hem yatay hem de dikey yönde önemli ölçüde şekil değiştirir.
- 3) Genel olarak alveolar kemikte meydana gelen değişiklikler tahmin edilebilir bir model izler.
- 4) Kemik kaybının paterni bölgelere göre farklılık gösterir; anterior mandibulada kemik kaybı dikey ve yatay yöndeyken posterior mandibulada kemik kaybı dikey yöndedir. Maksillaya gelindiğinde ise hem anterior hem de posterior bölgede dikey ve yatay yönde kemik kaybı görülmektedir.
- 5) Kemik kaybının evresi anterior ve posterior bölgede ve çeneler arasında farklılıklar gösterir (54).

2.7. Dişsiz Çenelerin Sınıflandırılması

Dişsiz çenelerin protez öncesi cerrahisi düşünüldüğünde hem cerrahın hem de protez uzmanının diş kaybını takiben bölgede meydana gelen anatomik değişiklikler hakkında detaylı bilgiye sahip olması başarılı bir implant tedavisi açısından son derece önemlidir. Cawood ve Howell 1988 yılında dişsiz çenelerin sınıflandırılmasını şu şekilde yapmıştır (54):

Sınıf I: Dişli çeneler

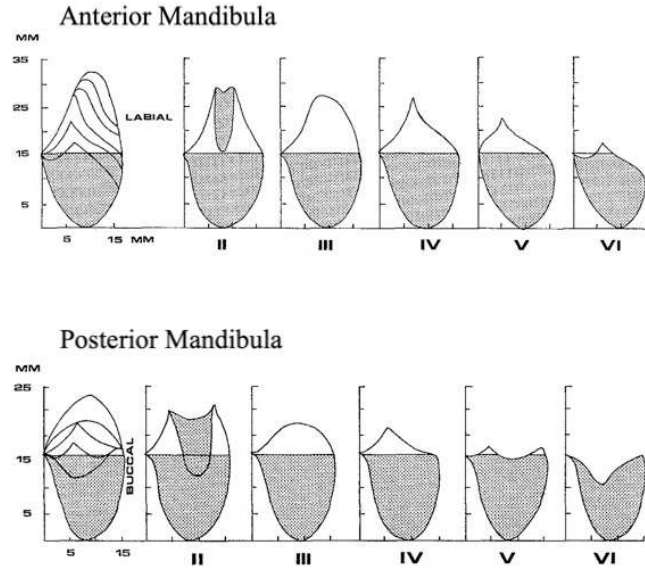
Sınıf II: Diş çekiminden hemen sonra

Sınıf III: Dolgun kret formu, yeterli yükseklik ve genişlik

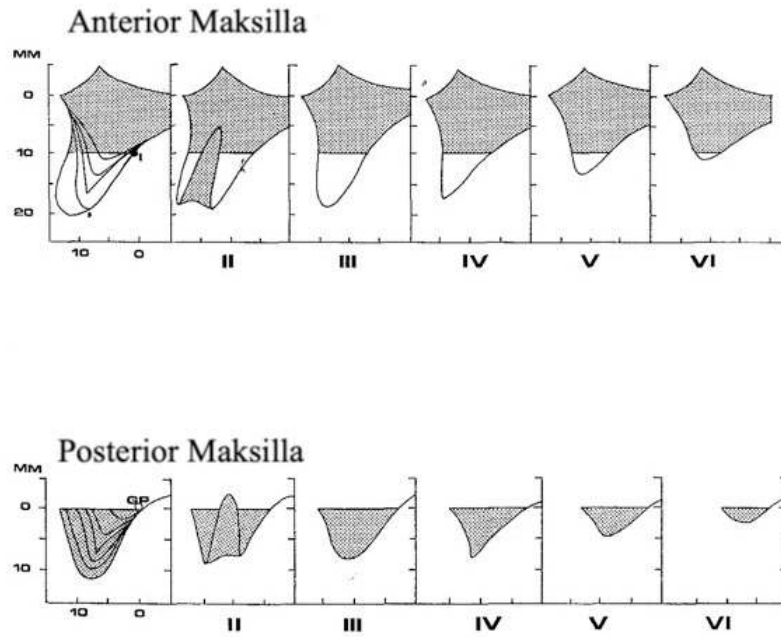
Sınıf IV: Bıçak sırtı kret formu, yeterli yüksekliğe sahipken genişlik yetersiz

Sınıf V: Düz kret formu, yetersiz yükseklik ve genişlik

Sınıf VI: Çöküntülü kret formu, belirgin bazal kemik kaybı



Şekil 2. Mandibular kemik dişsiz çenelerin sınıflandırılması (Cawood ve Howell'den, 54)



Şekil 3. Maksiller kemik dişsiz çenelerin sınıflandırılması (Cawood ve Howell'den, 54)

Bu şekilde bir sınıflandırmanın yapılması mevcut durumun tanımlanmasına ve uygun cerrahi/protetik tekniğin seçiminde klinisyenler arasında iletişime yardımcı olur.

2.8. Kemik Yoğunluğuna Bağlı Sınıflandırmalar

Kemik yoğunluğu kavramı ve bunun oral implantoloji ile ilişkisi yaklaşık 50 yıldır mevcuttur. Kemik kalitesi genellikle çenedeki konumuna bağlıdır. En yoğun kemik anterior mandibulada gözlenirken, onu anterior maksilla takip eder ve ardından posterior mandibula gelir; yoğunluğu en az olan kemik de tipik olarak posterior maksillada bulunur (50).

Linkow ve Chercheve 1970 yılında kemik yoğunluğunu üç kategoriye ayırmıştır (55).

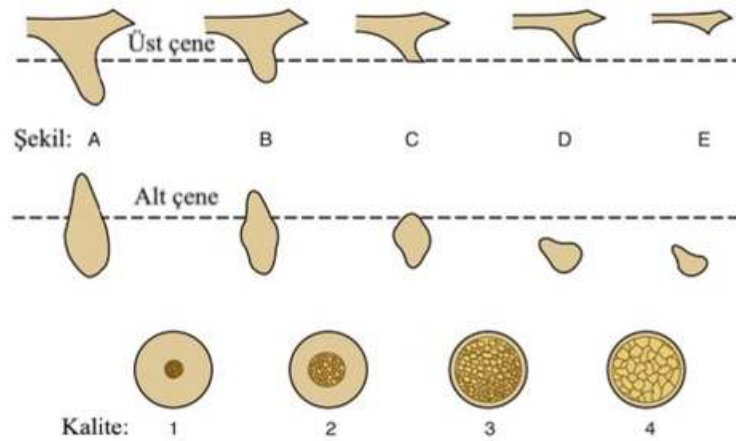
Sınıf I: Bu ideal kemik tipi, küçük kansellöz boşluklara sahip eşit aralıklı trabeküllerden oluşur

Sınıf II: Daha büyük kansellöz boşluklara sahip ve homojenliği daha az olan kemik yapısı

Sınıf III: Trabeküller arasında büyük ilik boşlukları bulunan kemik yapısı

Linkow bu sınıflamayla birlikte şunları belirtmiştir; sınıf III kemik tipinde gevşek implant bağlantısı mevcutken; sınıf I kemik dental implant için en ideal kemik tipidir.

Lekholm ve Zerb 1985 yılında yaptıkları sınıflandırma ile alveol kemiği kalite ve şekil olarak iki grupta değerlendirmiştir (56).



Şekil 4. Alveol kemiği şekil ve kalite sınıflandırması (Lekholm ve Zerb'den, 56)

Kemik kalitesi

K1: Homojen kompakt kemik

K2: Yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kompakt kemik

K3: İyi dayanma gücüne sahip yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

K4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kortikal kemik

Kemik şekli

A: Alveol kemiğin çoğu mevcut

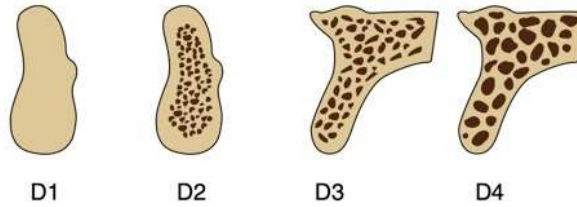
B: Rezidüel krette az miktarda rezorpsiyon mevcut

C: Rezidüel kretteki rezorpsiyon ileri derecede ve yalnızca bazal kemik mevcut

D: Bazal kemikte az miktarda rezorpsiyon mevcut

E: Bazal kemikte ciddi rezorpsiyon mevcut

Misch 1988 yılında, kemik tiplerini çenede bulunduğu bölgeden bağımsız olarak kortikal ve trabeküler kemiğin özelliklerine göre dört kemik yoğunluğu olacak şekilde sınıflandırmıştır (57). Her bir kemik tipi için önerilen tedavi planları, implant tasarımı, cerrahi protokol, iyileşme ve aşamalı yükleme süresi aralıkları tanımlanmıştır. Bu tedavi protokolünü takiben, tüm kemik yoğunlukları için benzer oranda implant başarısı gözlemlenmiştir.



Şekil 5. Kemik yoğunluğu sınıflandırması (Misch'den, 56)

D1: Yoğun kortikal kemikten oluşur.

D2: Yoğun ve kalın kortikal kemikle sarılmış yoğun trabeküler kemikten oluşur.

D3: İnce kortikal kemikle sarılmış yeterli yoğunluğa sahip trabeküler kemikten oluşur.

D4: Dış kısmında neredeyse hiç kortikal kemik bulunmayan düşük yoğunlukta trabeküler kemikten oluşur.

D1 kemik maksillada neredeyse hiç görülmezken, daha çok ileri derecede rezorbe olmuş mandibulanın anteriorunda görülmektedir. D2 kemik mandibulada en yaygın gözlenen kemik yoğunluğudur, maksillada mandibulaya göre çok daha az gözlenir; her iki çene için de tamamen dişsiz posterior molar alanlardan ziyade bir ya da iki diş eksikliği olan anterior ya da premolar bölgede daha çok gözlenir. D3 kemik maksillada daha yaygın gözlenen kemik yoğunluğudur, anterior dişsiz maksillada %75 oranda D3 kemik bulunurken, posterior maksillanın (daha çok premolar bölge) neredeyse %50'si D3 kemiktir. Posterior mandibulada neredeyse %50 oranında D3 kemik gözlenirken, bu oran anterior mandibulada yaklaşık olarak %25'tir. En yumuşak kemik olan D4 kemik çoğunlukla posterior maksillada gözlenirken, hastaların %3'ünden daha azında mandibulada gözlenir (50).

Godfrey Hounsfield, 1972 yılında bilgisayarlı aksel enine tarama olarak adlandırılan yeni bir görüntüleme tekniği tanımlamıştır (58). Bilgisayarlı tomografi günümüzde çene kemiklerinin yapısı ve yoğunluğu hakkında en azından kabaca bilgi veren, tanısal olarak doğrulanabilir tek görüntüleme tekniğidir. Görüntü üzerindeki her bir voxel (volumetric pixel) kemik yoğunluğunu ifade eden Hounsfield biriminde (HUs) bir değer verir. Bu birimlerin aralığı -1000 (hava) ve +3000 (diş minesini) HU'dur. 1998 yılında Misch'in ortaya koyduğu ve kemik tiplerine göre farklı tedavi planları önerdiği sınıflandırmanın, Hounsfield birimlerindeki karşılığı: D1>1,250 HU; D2: 850– 1,250 HU; D3: 350–850 HU; D4: 150–350 HU şeklindedir (59). Hounsfield ölçeği implant yerleştirme işlemi öncesinde kemik yoğunluklarını değerlendirmek için kullanılmakta ve bölgeye özel objektif ve nicel bir değerlendirme olarak kabul edilmektedir (60).

2.9. Paranasal sinüs

Paranasal sinüsler, insan nazal boşluğuna komşu kemik ile çevrili içi hava dolu boşluklardır. Değişik varyasyonları olan paranasal sinüsler içinde bulundukları kemiğe göre isimlendirilirler. Etmoid, frontal, sphenoid ve maksiller sinüsler olmak üzere 4 çift paranasal sinüs bulunmaktadır (61). Paranasal sinüsler burun mukozasının devamı olan bir membran tarafından çevrilidirler (62). En büyük paranasal sinüs olan maksiller sinüsler oral kaviteyle

komşulukları nedeniyle diş hekimliği açısından oldukça önemlidir (63). Maksiller posterior bölgede bulunan diş eksikliklerinin, implant üstü protezlerle giderilmesi amacıyla yapılacak cerrahi girişimlerde başarıya ulaşabilmek için; ilgili bölgenin kemik durumunun ve anatomik komşuluklarının iyi değerlendirilmesi son derece önemlidir.

2.10. Maksiller Sinüs

Maksilla, maksiller sinüs, lateral nazal duvarlar, pterygoid plaklar, ilişkili damar yapıları ve dişler dahil olmak üzere çeşitli anatomik yapılardan oluşur.

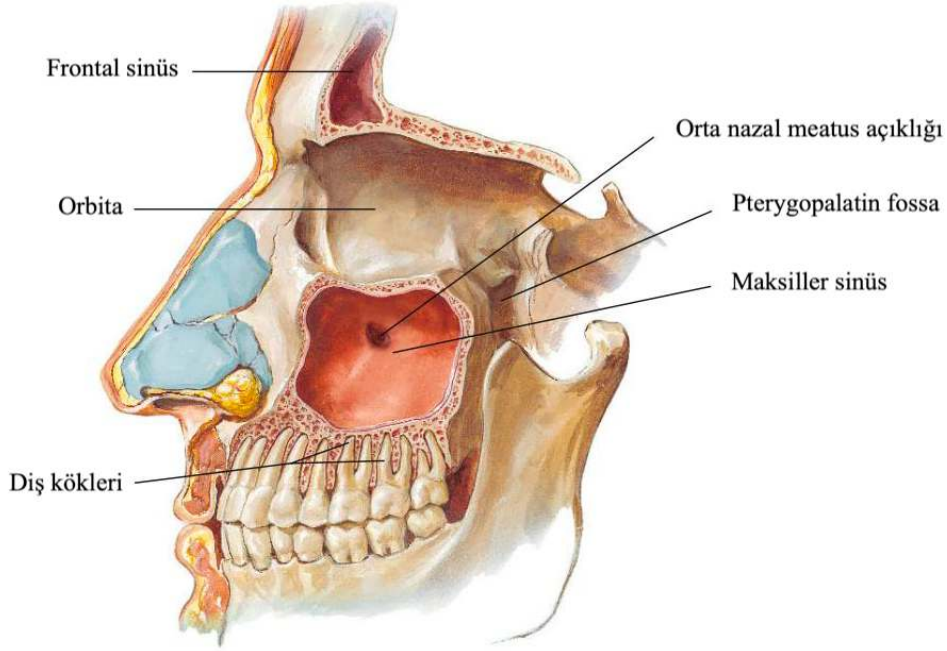
Maksiller sinüsler ilk olarak 1489'da Leonardo Da Vinci tarafından tanımlanmış ve daha sonra 1651'de İngiliz anatomist Nathaniel Highmore tarafından belgelenmiştir. Maksiller sinüs veya Highmore antrumu maksiller kemiğin gövdesi içinde yer alıp; paranasal sinüsler içerisinde ilk gelişen ve en geniş olanıdır. Maksiller sinüsün gerçek işlevi hakkında pek çok tartışma bulunsa da sinüsün olası teorik rolleri arasında; kafatasının ağırlığının azaltılması, fonetik rezonans, solunan havanın ısıtarak nemlendirilmesine katılım ve koku alma yer alır (50).

Maksiller sinüs dört duvarlı bir piramit şeklindedir. Piramidin tabanı lateral nazal boşlukla komşuluktadır ve uç kısmı zygomatik kemiği işaret eder; anteriorda da kanin/premolar bölgeye kadar uzanır (Şekil 5). Ortalama boyutları yetişkinlerde 2.5-3.5 cm genişliğinde 3.8-4.5 cm derinliğinde ve 3.6-4.5 cm yüksekliğinde iken; hacmi yaklaşık olarak 12-15 cm³'tür (64, 65). (Şekil 5)

Maksiller sinüsün yüzeyi burun mukozasının devamı olan Schneiderian membran adında silyalı kolumnar epitel ile kaplıdır. Membran ortalama 0.8 mm kalınlığındadır ve orta meatusun osteumu aracılığıyla burun mukozasıyla devamlılık gösterir. Antral mukoza respiratuar mukozadan daha incedir (65).

Maksiller sinüsün kan teminini eksternal karotid arterden çıkan maksiller arter sağlar. Maksiller arter, sinüs boşluğunu çevreleyen kemiği ve sinüs zarını besler. Çoğunlukla posterior superior alveolar arteri ve infraorbital arteri içeren maksiller arter dalları, maksiller sinüsü çevreleyen endosseöz ve ekstraosseöz anastomozlar oluşturur. Çalışmalar, sinüs ogmentasyonu sırasında yerleştirilen greft materyalinin damarlanmasının endosseöz ve ekstraosseöz anastomozlar ve Schneiderian membrandan oluşan üçlü yoldan gerçekleştiğini göstermektedir. Schneiderian membranının kan desteği de posterior superior alveolar arter ve lateral antral duvardaki infraorbital arter tarafından sağlanır (66). Maksiller sinüsün

innervasyonu trigeminal sinirin ikinci dalı olan maksiller sinirin superior alveoler dalı tarafından sağlanmaktadır (65).



Şekil 6. Maksiller sinüs (Netter'den, 67)

2.10.1. Maksiller Sinüs Ogmentasyonu

Posterior maksiller bölgedeki alveolar kretin yaşla birlikte rezorbe olmasından ve diş çekimi sonrası maksiller sinüsün bu yöne doğru büyüme göstermesinden dolayı kemik yüksekliğinin yetersiz olması bu bölgelere implant yerleştirilmesini oldukça güçleştirmektedir. Maksiller sinüsten kaynaklanan bu kemik yüksekliğindeki yetersizliğin giderilmesi amacıyla maksiller sinüs tabanı yükseltilip kemik greftleri kullanılarak yatay ve dikey yönde ogmente edilmektedir. İlk olarak 1980 yılında Boyne ve James (2) tarafından yayınlanan ve ardından diğer klinisyenler (3–5, 68–71) tarafından modifiye edilen bir takım prosedürlerle standart uzunluktaki implantların yerleştirilmesine izin verecek şekilde kemik yüksekliğinde artış sağlanabilir. Sinüs tabanını yükseltmek için kullanılacak tekniklere ek olarak bu prosedürün sonucunu etkileyecek; implantın eş zamanlı veya gecikmeli yerleştirilmesi, lateral pencere üzerinde bariyer membran kullanımı, çeşitli greft

materyallerinin kullanılması ve yüzey özellikleri, uzunlukları farklı olan implant materyallerinin kullanılması gibi birçok değişken vardır (1).

2.10.2. Maksiller Sinüs Ogmentasyonunda Uygulanacak Teknikler

Maksiller sinüs ogmentasyonunda lateral yaklaşım ve krestal yaklaşım olmak üzere iki yöntem mevcuttur. Hangi yöntemin kullanılacağına karar verirken mevcut kemik atrofisinin derecesi ve sonrasında uygulanacak protetik tedavinin gereklilikleri değerlendirilmelidir.

2.10.2.1. Lateral Yaklaşım

Lateral yaklaşım tekniği temel olarak maksiller sinüs boşluğunun lateral duvarından bir pencere açılarak giriş sağlanıp sinüs membranı eleve edildikten sonra greft materyaliyle doldurulması şeklinde tariflenebilir.

Lokal anestezi uygulandıktan sonra, maksiller sinüsün lateral duvarını açığa çıkarmak amacıyla tam kalınlıkta mukoperiosteal flep kaldırılır. Yapılan ilk insizyonun anteroposterior genişliği planlanan osteotomi boyutundan daha fazla olmalıdır (72, 73). Görünürlüğü kolaylaştırmak için rahatlatıcı vertikal insizyon/insizyonlar yapılır. Mukoperiosteal flep kaldırılıp sinüs lateral duvarı açığa çıkarıldıktan sonra klinik ve radyografik olarak osteotominin sınırları belirlenir. Osteotominin alt sınırı sinüs tabanından yaklaşık olarak 3 mm yukarıda olmalıdır. Osteotomi oval ya da dikdörtgen şekilde yapılmalı ve sinüs membranın yırtılma riskini en aza indirmek için keskin kenar ve köşelerden kaçınılmalıdır. Osteotomi bol salin irrigasyon ile düşük hızda elmas veya karpit frez kullanılarak yapılmalıdır (74). Karpit frezin kalın kortikal yapıyı kaldırmak amacıyla kullanılıp ardından elmas freze geçilmesi işlemin hızlı ve membran perforasyonu açısından da daha güvenli bir şekilde tamamlanmasına yardımcı olacaktır (73). Osteotomi tamamlandıktan sonra kemik duvarı hareketli olmalı ve yalnızca alttaki sinüs membranı tarafından tutulmalıdır. Sonrasında kemik duvarı dikkatli bir şekilde çıkarılıp daha sonra uygulanacak kemik greftlerine dahil edilmek amacıyla saklanabilir. Kemik duvarı kaldırıldıktan sonra bölgeye uygulanacak implant ve greft materyaline yer açmak amacıyla sinüs membranı bu işlem için özel olarak geliştirilmiş el aletleri yardımıyla nazikçe eleve edilmeye başlanır. Primer stabilitenin sağlanabilmesi için mevcut kemik yüksekliğinin en az 4 mm civarında olması gerekmektedir, bu durumda eş zamanlı olarak implant yerleştirilmesi

de sağlanabilir (72). Mevcut kemik yüksekliğinin 3 mm'den daha az olduğu durumlarda elevasyon işlemi tamamlandıktan sonra sinüs boşluğu kemik greft materyalleri ile doldurularak implant yerleştirilmesi için yaklaşık olarak 4-6 ay kadar beklenir (75).

Literatürde, lateral yaklaşım sinüs lift prosedürü uzun vadeli stabil sonuçlarla oldukça başarılı ve ön görülebilir olarak tercih edilse de aşağıda belirtilen hususlar göz önünde bulundurulmalıdır:

- Sinüs membran perforasyonları lateral yaklaşımda %10-20 oranında daha fazla görülür (76). Membran kalınlığı, septa varlığı, patoloji varlığı ve operatör becerileri gibi faktörler komplikasyon riskini etkiler.
- Maksiller sinüsün damarsal beslenmesi, intraoperatif kanama riski olan posterior superior alveolar arterden ve infraorbital arterin endosseöz anastomozu ile sağlanır. Bu arterin konumu konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile tespit edilmelidir. Ancak kemik dışında bulunan damar yapısı CBCT ile tespit edilemez ve kan damarını izole etmek için piezocerrahi enstrümanları kullanılarak iki kemik pencerele yaklaşım gerekebilir.
- Dikey insizyonlar, lateral sinüs duvarına yeterli cerrahi erişim sağlamak için tam kalınlıkta periosteal flebin yükselmesini kolaylaştırır ancak daha fazla ödeme neden olur.
- Cerrahi prosedürün süresi, özellikle tek implant vakalarında lateral yaklaşım için krestal yaklaşıma göre genellikle daha uzundur (77).

2.10.2.2. Krestal Yaklaşım

Krestal yaklaşım sinüs greftleme tekniği, cerrahi travmayı en aza indirmek ve implant yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla Summers tarafından 1994 yılında lateral yaklaşım sinüs greftlemeye bir alternatif olarak ortaya atılmıştır (69). Birçok varyasyonu bulunsa da temel prosedür implant osteotomisi ile sinüs tabanının yükseltilmesini içermektedir. Bu işlem için özel olarak geliştirilmiş çeşitli çaplarda ve şekillerde osteotomlar ve çekiç bulunmaktadır. İmplant frezleri kullanılarak kret tepesinden dokunsal ve radyografik olarak kontrollü bir şekilde sinüs tabanına 1 mm mesafe kalana kadar ilerlenir. Kalan kemik ve sinüs tabanı osteotomun sapına cerrahi çekiç ile hafifçe vurularak vertikal olarak yukarı taşınır. Sinüs membranı bazen doğrudan osteotomlar vasıtasıyla bazen de dolaylı olarak greft materyalinin oluşturulan açığa doğru itilmesiyle yükseltilir (77). Birçok

klınisyen tarafından daha az invaziv ve daha başarılı bir yaklaşım olarak kabul edilse de osteotom tekniğinin aşağıda belirtilen bazı sınırlamaları mevcuttur:

- Sinüs tabanı yükseltme işlemi, şüpheli bir membran bütünlüğü kontrolü ile kör bir şekilde gerçekleştirilir.

- Nazal endoskopilerle de gösterildiği gibi sinüs tabanında bulunan kemiğin kırılması ve gerçekleşen membran yükselmesi öngörülemez (78).

- İşlem için gereken minimum kemik miktarı yaklaşık olarak 5-6 mm'dir, 3-5 mm bir yükselme beklenmesi nedeniyle yerleştirilebilecek implant uzunluğu 8-10 mm kadardır.

- Osteotom ve çekiç kullanılarak yapılan sinüs tabanı yükseltme işlemlerinde vertigo (baş dönmesi) bildirilen olgular bulunmaktadır (79).

Tedavinin öngörülebilirliğini geliştirmek ve hasta konforunu artırmak amacıyla krestal yaklaşım sinüs kit kullanımı ve piezocerrahi krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu gibi modifikasyonlar tercih edilebilir.

Krestal Yaklaşım Sinüs Kit Kullanımı

Maksiller sinüs tabanı ortalama 1 mm kalınlığında oldukça kortikal bir kemiktir. Bu kemiği kırmak için osteotomlarla oldukça yüksek kuvvet uygulanması gerekmektedir; bu da kontrollü bir kırılım gerçekleşmemesine ve sinüs membranında perforasyonlara neden olabilir (77). Bu nedenle sinüs yükseltme kitinin osteotom tekniğine göre nihai avantajı sinüs membranını sağlam bırakarak sinüs boşluğuna girebilme yeteneğidir. Cosci tekniği olarak adlandırılan bu sistemde krestal durduruculara sahip uç kısmı kesici olmayan frezler kullanılır (80). Cosci tekniği için çeşitli krestal yaklaşım sinüs yükseltme kitleri piyasada mevcut olup; bu kitlerde kesici olmayan uca sahip olan ve implant anguldurvası ile kullanıma uygun frezler bulunmaktadır. Kret tepesinden sinüs membranına veya sinüs tabanına olan mesafe ameliyat öncesi CBCT ile değerlendirilmiş olmalıdır. Osteotomi bir işaretleyici frez ile başlar ardında pilot frez ile sinüs tabanı hissedilene kadar ilerlenir. CBCT ve klinik değerlendirmelerle belirlenen sinüs tabanından 1 mm daha kısa durdurucu kullanılır. Daha geniş çaplarda sinüs membranı perforasyon riski daha düşük olduğundan durdurucular kademeli olarak değiştirilerek istenilen en büyük çapta frez ile kortikal sinüs tabanı dikkatlice aşılır. Valsalva manevrası ile sinüs membranı kontrol edilir. Bu manevrada dental ayna kullanılarak osteotomi alanından hava akışı ve sinüs membran perforasyonu hava kabarcığı oluşup oluşmamasına göre kontrol edilir. Herhangi bir perforasyon fark

edilmezse klinisyen bir sonraki adıma geçebilir. Membranın kaldırılması amacıyla çeşitli teknikler kullanılabilir, bunlar; balon yöntemi, hidrolik yöntem veya kemik greftinin kendisi ile itilmesini içeren tekniklerdir. Bu adım aynı zamanda çok önemlidir çünkü membranı bir kemik grefti vasıtasıyla perfore etmek hala mümkündür. Membranı yükseltmenin en temel yolu, kemik greftinin kendisinin yerleştirilmesidir. Kullanılacak kemik grefti miktarı ihtiyaç duyulan kemik yüksekliğine göre belirlenir. Bu aşamada radyografik kontrol kemik yüksekliğinin miktarının belirlenmesine yardımcı olabilir. İmplant yerleştirilmesi grefti apikal yönde bir miktar iteceği için ek hacim kazandırabilir (77).

Piezocerrahi Sistem Krestal Yaklaşım Sinüs Ogmentasyonu

Piezocerrahi sistem, ultrasonik mikro titreşimlerle osteotomi sağlar. Piezoelektrik enerji yumuşak dokuyu kesmez bu da krestal veya lateral pencere tekniği kullanılırken sinüs mukozasındaki travmayı neredeyse ortadan kaldırır (81–83). Ek olarak, ultrasonik titreşim ile sinüs tabanı delindiğinde sinüs mukozasında dokusal bir his mevcuttur ve bu sayede çok düşük oranda mukozal perforasyon meydana gelir.

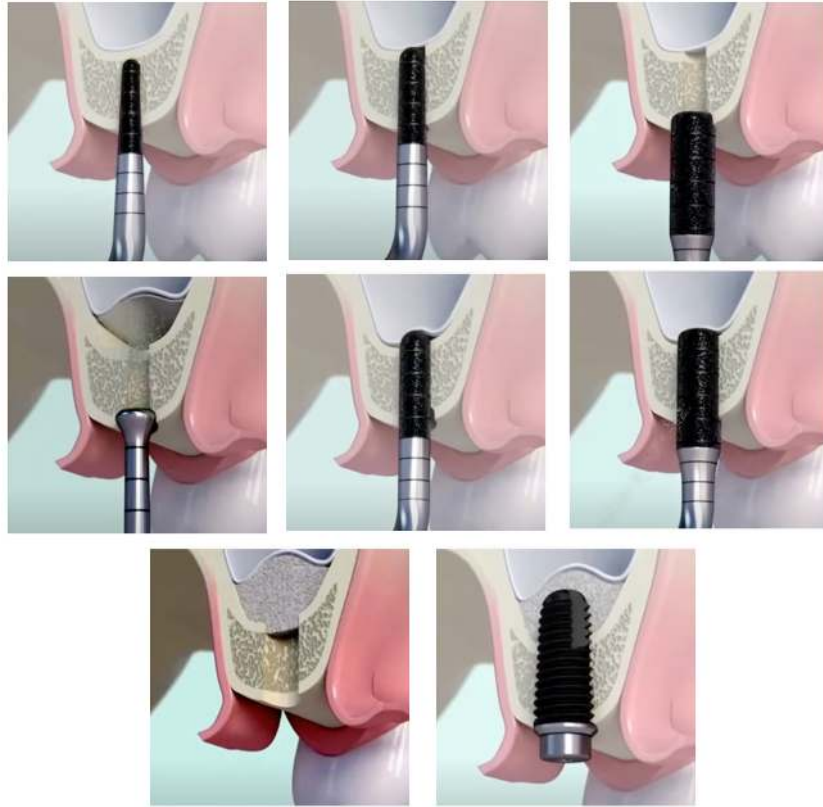
PISE Tekniği

Piezocerrahi internal sinüs elevasyon (PISE) tekniği 2003 yılında tanıtılmıştır ve bu yaklaşım osteotomlar yerine piezocerrahi uçlar kullanılması esasına dayanır. Ancak eksternal irrigasyondan gelen hidrolik basınç, sinüs membranını yükseltmek için yeterli olmadığından kemik grefti kullanılması hala gereklidir. PISE tekniğinde piezocerrahi cihazına bağlanan eksternal irrigasyonlu özel uçlar kortikal sinüs tabanını kırmak için kullanılır. Sinüs tabanına girdikten sonra oluşan kemik yoğunlaşması aynı zamanda sinüs mukozasını da yükseltir. Kemik greftini sokete yerleştirmek için amalgam taşıyıcı kullanılır. Grefti osteotomi bölgesine sıkıştırmak için dar çaplı bir osteotom (genellikle 2 mm çapında) veya PISE ucu kullanılır. Membran yükseltildikten sonra ilave bir işlem olmaksızın implant yerleştirilir.

Hidrodinamik PISE Tekniği

HPISE; PISE tekniğinin güncellenmiş versiyonudur. PISE tekniğiyle benzer olarak bu sistemde de kortikal sinüs tabanını aşmak için ultrasonik titreşimler kullanılır fakat bu sistemin farkı sinüs membranını yükseltmek için yoğunlaşan kemik dokusu yerine internal irrigasyondan gelen hidrolik basıncın kullanılmasıdır. İnternal irrigasyondan gelen hidrolik basınç sinüs membranının 20 mm'ye kadar nazik ve geniş bir şekilde kaldırılmasını

kolaylaştırır. Greftleme olmaksızın, yalnızca sinüs membranı yükseltilerek yerleştirilen implantların başarısını değerlendiren 5 yıllık prospektif bir çalışmaya göre; sinüste kemik rejenerasyonuna dair uzun vadede olumlu sonuçlar öngörülmektedir (84). Bu prosedüre alternatif olarak kemik grefti, jelatin sünger, otolog venöz kan ve konsantre büyüme faktörlerine sahip fibrin bloğu da HPİSE uygulandıktan sonra sinüste kemik rejenerasyonunu hızlandırmak için tavsiye edilmektedir (85, 86). Ancak implantlar aynı anda yerleştirilmeyecekse sinüs membranının yükseltilmesi ile oluşturulan sinüs boşluğunun korunması amacıyla kemik greftlerinin kullanılması gerekmektedir.



Şekil 7. HPİSE Tekniği görünümü (Sohn' dan, 85)

2.11. Kemik Greft Materyalleri

Greftler doku ve organlarda doğuştan bulunan veya sonradan kazanılmış deformitelerin giderilmesi amacıyla bölgeye uygulanan materyallerdir. Kemik greftleri, defekt bölgesinde rekonstrüksiyonu sağlamak amacıyla bölgeye yerleştirilen yeni kemik uyarımı sağlayan ve yeni kemik oluşumuna iskelet görevi gören biomateryallerdir (87). Kemik greftlerinin kullanılması amacı cep eliminasyonu, kaybolan alveolar kemiğin ve fonksiyonel bağlantı elemanlarının yerine konulması (yeni sement, yeni periodontal ligament ve yeni alveoler kemik) şeklinde tanımlanabilir (88). İdeal greft materyalinin taşınması gereken özellikler şu şekilde sıralanabilir (89);

1. Transfer edilen canlı osteoblastlar yoluyla veya greft yüzeyi boyunca hücrelerin osteokondüksiyonu yoluyla kemik üretebilme yeteneği olmalı.
2. Bölgedeki mezenşim hücrelerini uyarak osteoindüktif etki ile kemik üretebilme yeteneği olmalı.
3. Başlangıçta oluşan kemiğin olgun lamellar kemiğe dönüşebilmesini sağlayabilmeli.
4. Olgun kemiğin zamanla fonksiyon kaybı olmaksızın korunmasını sağlayabilmeli.
5. Greft ile aynı anda yerleştirilen implantları stabilize etme yeteneği olmalı.
6. Enfeksiyon riski düşük olmalı.
7. Manüplasyonu kolay olmalı
8. Düşük antijenite özelliği göstermeli
9. Güvenilirliği yüksek olmalı.

Greft materyalleri kemik iyileşmesini osteogenezis, osteoindüksiyon, osteokondüksiyon ve osteotransdüksiyon olmak üzere dört farklı şekilde gerçekleştirirler. İlk mekanizma olan “osteogenezis”te, osteojenik hücreler ve matrikse greft içinde bulunan canlı hücreler kaynaklık eder. Bu özellik yalnızca otojen kemik veya kemik iliği transferi ile sağlanabilir (90). İkinci mekanizma olan “osteoindüksiyon”, yerleştirilen greft materyalinin konakta bulunan farklılaşmamış osteoprogenitör hücrelere kemotaktik olduğunu ve onları greft bölgesine çekerek osteoblastlara farklılaşmasını uyardığını tarif eder. Kemik morfogenetik proteinlerin (BMP) sürece dahil olduğu bu mekanizma allogreftler kullanılarak sağlanabilir (91). Üçüncü mekanizma olan “osteokondüksiyon”, osteojenik hücrelerin mevcut kemik yüzeylerinden greft içerisine doğru büyümesine izin verecek bir iskelet ya da çatı oluşturarak kemik oluşumuna rehberlik ettiği bir süreci tarif eder. Alloplastik ve ksenogreft materyalleri bu mekanizma ile kemik oluşumuna katkıda bulunurlar (92). Son olarak kemik doğrudan bir

kemik ikamesinin yani biyoaktif camın yerini alabilir, bu süreç de “osteotransdüksiyon” olarak adlandırılır (93).

2.12. Kemik Greft Materyallerinin Sınıflandırılması

1. Otojen greftler
2. Allogreftler
3. Ksenogreftler
4. Alloplastik greftler

2.12.1. Otojen Greftler

Otojen greft materyali hastanın uygun olan bir anatomik bölgesinden alınıp yine aynı hastada farklı bir bölgede taşınması işlemi ifade eder. Otojen kemik greftleri osteojenik özellikler (osteoblastik hücreler ve ayrıca preosteoblastik öncü hücreler), osteoindüktif özellikler (büyüme faktörleri dahil olmak üzere kollajen olmayan kemik matriks proteinleri) ve osteokondüktif özellikler (kemik minerali ve kollajen) içermesi ve tam doku uyumluluğu göstermesi ile birlikte altın standart olarak kabul edilir (94, 95). Otojen kemik greftleri kortikal, kansellöz, kortiko-kansellöz ve vaskülerize kemik şeklinde elde edilebilir. Otojen kemik greft materyalleri, elde edildiği kaynaklara göre ağız içi ve ağız dışı olmak üzere ikiye ayrılırlar. Otojen greftler ağız içinde mandibulada ramus ve simfizis bölgelerinden, maksillada tüber bölgesi ve kemik ekzostozlarından elde edilirken; ağız dışında ise kosta, fibula, tibia ve ilyak kemiklerinden elde edilebilmektedir. Verici bölgeye karar verilirken kullanılması planlanan greft materyalinin şekli, miktarı ve hacmine ek olarak maliyet ve hasta kooperasyonu da göz önünde bulundurulmalıdır (96). Otojen kemik greftlerinin aynı bireyden elde edilmiş olması ve düşük immün yanıt oluşturmamasının yanı sıra osteojenik özellik barındırmaları gibi avantajları mevcuttur (94, 97). Otojen kemik greftlerin kullanılmasında yeterli miktarda kemik elde edilmesinin zorluğu, uzayan cerrahi süreleri, komplikasyon riski ve erken rezorpsiyon gibi kısıtlayıcı faktörler mevcuttur (98, 99).

2.12.2. Allogreftler

Allogreftler aynı türden ancak genetik olarak farklı bir bireyden alınan kemik greftleridir. Otojen kemik greftleri altın standart olmasına rağmen allogreftler ikinci bir cerrahiye ihtiyaç duyulmaması, verici bölgede morbidite oluşturmaması ve kemik bankalarından hazır olarak elde edilebilmesi sebebiyle otojen kemik greftlerine oranla daha fazla tercih edilirler (100). Allogreftler immünolojik reaksiyonlara yol açma ve hastalık

transferi gibi potansiyel risklere sahip olduğundan dolayı üretim aşamasında birtakım işlemler uygulanmaktadır (101). Allogreftlerin hazırlanması ve sterilizasyonu amacıyla yapılan bu işlemler kemiğin antijenik etkilerini azaltırken; osteoindüktif, osteokondüktif ve mekanik özellikleri üzerine de etki eder. Allogreftler hazırlanma yöntemlerine göre dondurulmuş kemik allogreftleri (DKA), dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri (DKKA) ve demineralize dondurulmuş kurutulmuş kemik allogreftleri (DDKKA) olmak üzere 3 gruba ayrılırlar (102).

2.12.3. Ksenogreftler

Ksenogreftler alıcıya göre farklı bir türden elde edilen kemik greftleridir. Klinik uygulamalarda partiküler kemik replasman greftleri olarak sığır ve mercan olmak üzere iki ana kaynak ticari olarak mevcuttur (87). Bu malzemelerin organik bileşenleri immün reaktiviteyi ve patojen bulaşma riskini azaltmak için uzaklaştırılır, kalan mineraller doğal kemik büyümesi için bir iskelet görevi görür. Kemik oluşumu çoğunlukla osteokondüksiyon yoluyla gerçekleşir ve ortaya çıkan kristal yapının insan spongios kemiğine oldukça benzediği tarif edilmektedir (103).

2.12.4. Alloplastik greftler

Alloplastik greftler organik olmayan kaynaklardan elde edilen biyoyumlu inorganik sentetik greft materyalleridir. Alloplastik greft materyallerinin morfolojisi ve yüzey topografisi, greft materyalinin yüzeyi boyunca kemik oluşumunu teşvik edecek osteokondüktif bir platform sağlar (104). Periodontal rejenerasyon amacıyla ticari olarak sunulan alloplastik kemik greftleri seramikler (hidroksiapatit, trikalsiyumfosfat, biyoaktif camlar) ve polimerler olmak üzere iki ana başlık altında toplanabilirler. Biyoyumlu olma, mekanik sağlamlık ve esnekliğe sahip olan bu materyaller, işlem esnasında kolayca şekillendirilebilirler (87).

2.13. Piezocerrahi Sistemler

Piezo kelimesi Yunanca’da sıkıca bastırmak, sıkıştırmak anlamına gelen “Piezen” kelimesinden köken almaktadır. Piezoelektrik etki ilk kez 1880 yılında Fransız fizikçi Jacques ve Pierre Curie isimli iki kardeş tarafından çeşitli kristaller, seramikler veya kemiğe basınç uygulandığında elektrik akımı oluştuğunun bulunmasıyla keşfedilmiştir. Bu piezo etkisi elektrik alan kuvveti, polarizasyon, gerilim ve kristal alandaki uzama gibi temel elektriksel ve mekanik boyutların fiziksel etkileşimlerine dayanır. Bir yıl sonra Gabriel

Lippmann ters piezoelektrik etkiyi bulmuştur. Bir kristale bir elektrik alanı uygulanırsa malzemenin deforme olabileceğini göstermiştir (105). Bu etkileşimlerle birlikte kristallerden elektrik geçişi ile oluşan deformasyon ultrasonik frekans salınımlarına sebep olur. Elde edilen titreşimler güçlendirilerek kemik dokusuna hafif bir basınçla uygulandığında yalnızca mineralize doku üzerinde kesme etkisi ortaya çıkar ve bu duruma kavitasyon fenomeni denir (106). 1953 yılında Catuna bir frez geliştirerek bu ultrasonik etkinin diş sert dokularında kavite preparasyonu amacıyla kullanılabileceğini öne sürmüştür (107). 1957 yılına gelindiğinde Richman ultrasonik enstrümanların endodontide kullanımı kavramını ortaya atmıştır ve ultrasonik bir keskinin apikal rezeksiyon cerrahisinde kullanımı bildirilmiştir (108, 109). 1960 yılında Mazorow doğrudan kemik dokusunu kesmek amacıyla geliştirilmiş bistüri benzeri bir bıçağın kullanımını bildirmiştir (106). 1980 yılında Horton ve arkadaşları ultrasonik cihaz kullanılarak yapılan cerrahilerde kemik rejenerasyonunun daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (110). Daha sonra yine aynı araştırmacılar kemiğin cerrahi olarak çıkartılmasında ultrasonik enstrümantasyon kullanarak gerçekleştirdikleri klinik uygulamalarında kemik dokusunun kolay ve verimli bir şekilde çıkarılabildiğini bununla birlikte herhangi bir komplikasyon olmaksızın hastalar tarafından da iyi tolere edildiğini bildirmişlerdir (111). 1991 yılına gelindiğinde Dr. Thomas Vercellotti ve Mectron Spa iş birliği ile piezoelektrik kemik cerrahisi için cihaz geliştirilmiştir. Ana teknolojik ilerleme ultrasonik hareketin kemik kesimine uyarlanması olmuştur (112, 113). 2001 yılında tanıtılan PIEZOSURGERY®, 2002 yılında Almanya’da ticari kullanım için onaylandı ve 2003 yılında Vercellotti; endodontik, ortopedik, nörolojik, periodontal, ağız ve çene yüz cerrahileri için ideal frekans yöntemini keşfetti (83). Mectron 2004 yılında bir önceki nesilden daha güçlü olan 2. nesil piezocerrahi cihazını geliştirdi ve 2009 yılında 3. Nesil piezocerrahi cihazı tanıtıldı. Günümüzde piezocerrahi implant diş hekimliğinde çok yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (113).

2.14. Piezocerrahi Çalışma Prensipleri

Piezocerrahide, gerilim ve sıkıştırma şeklindeki mekanik enerjinin elektrik enerjisine dönüştürüldüğü piezoelektrik etki kullanılmaktadır (9). Piezoelektrik ultrasonik frekans, bir jeneratörden gelen elektrik akımının piezo-seramik halkaların deformasyona zorlanmasıyla oluşturulur. Ultrasonik frekans genellikle 24-36 kHz aralığındadır ve dental uygulamalarda mineralize dokuyu kesebilmektedir. Piezo-seramik halka üzerinde zorlama ile oluşan bu hareket, enerji aktarımı yapan bir mekanik eleman (transuder) aracılığıyla ultrasonik çıktıya

dönüştürülür ve titreşimler oluşturulur. Bu dalgalar doğası gereği mekanik olduklarından farklı cisimlerin düzensizliğini ve parçalanmasını uyarabilmektedir. Ultrasonik dalgalar, titreşim yoluyla katı-katı ve kavitasyon yoluyla katı-sıvı ara yüzeylerinin bölünmesine yol açar (113). Oluşan bu ultrasonik dalgalar el aletinin uç kısmına iletilir ve burada ortaya çıkan uzunlamasına hareketle kemik dokusunun mikroskobik düzeyde parçalanmasını ve kesilebilmesini sağlar (106). Transuder, elektrik sinyallerini mekanik titreşimlere ve son olarak da mekanik titreşimleri elektrik sinyallerine dönüştüren bir piezoelektrik eleman içerdiğinden; piezocerrahi sisteminin çok önemli bir parçasıdır.

Kavitasyon terimi, ultrasonik titreşimlere bağlı olarak basıncın düşmesi ve bu yolla oluşan buharlaşma, kabarcık oluşumu ve meydana gelen patlama ile orijinal boyutundan ayrışması sürecini tanımlar (114). Basınç arttığında, boşluklar patlar ve yoğun bir şok dalgası oluşturabilir. Bu etki, kemik sıcaklığını korur, debrisin uzaklaştırılmasını sağlar, hemostazı düzenler ve yüksek basınç altında su kabarcıklarını patlatıp alanı temizleyerek kullanım kolaylığı sağlamakta ve görünürlüğü artırmaktadır. Kaviteasyon fenomeni aynı zamanda bakteri hücre duvarını da parçalayarak kemik cerrahisinde yüksek öngörülebilirlik ve düşük morbidite elde etmeye yardımcı olan bir antibakteriyel özellik göstermektedir (113).

Piezocerrahi cihazının kullanımıyla elde edilen kazanımlar şunlardır:

- Mikromekanik Kesim: Yüksek dokusal hassasiyet eşliğinde hassas kemik kesimi
- Seçici Kesim: Bitişik yumuşak dokulara zarar verme riski olmadan kemik kesimi.
- Asepsi: Steril su
- Kaviteasyon etkisi: Maksimum intraoperatif görünürlük ve yüksek öngörülebilirlik.
- Minimum cerrahi stres: Mükemmel doku iyileşmesi (115, 116).

Piezocerrahi sisteminin limitasyonları:

- Farklı bir öğrenme eğrisine sahip olan bu sistem için yeterli el becerisi ve hassas bir dokunuş gereklidir.
- Geleneksel çalışma kesme enstrümanlarına kıyasla çalışma süresinde artışa neden olur.
- Geleneksel yöntemlere göre maliyet daha yüksektir.

- Çok derin osteotomilerde uygun uzunluk ve kalınlıkta uç bulunmamasından dolayı artan el basıncı nedeniyle mikrovibrasyon engellenerek sıcaklık artışına yol açabilir.
- Uçlar çok çabuk aşınır ve bu nedenle on kullanımdan fazlası önerilmemektedir çünkü kırılabilir veya kontrolsüz ısı artışı nedeniyle dokulara zarar verebilir (106, 117).

Birtakım dezavantajları bulunsa da pek çok avantaja sahip olan piezocerrahi sistemler diş hekimliği pratiğinde ve ağız cerrahisinde uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır.

Kullanım Alanları:

- İmplant cerrahisinde.
- Alveoler kret split osteotomisi, kret genişletmesi işlemlerinde.
- Sinüs ogmentasyonunda lateral pencere açılmasında ya da krestal yaklaşım tekniğinde.
- Kök ayırma ve komplikasyonlu diş çekimi işlemlerinde.
- Otojen kemik grefti toplama ve rejeneratif cerrahi işlemlerinde.
- Kist cerrahisinde, apikal rezeksiyon ve endodontik cerrahi işlemlerinde.
- Kemik dokudan biyopsi alımında.
- Sinir lateralizasyonunda (N. Alveolaris inferiorun pozisyonunun değiştirilmesinde).
- Kortikomi ve alveolar dekortikasyon işlemlerinde.
- Gömülü dişlerin cerrahisinde.
- Ortognatik cerrahi işlemlerinde (105, 106, 112, 115)

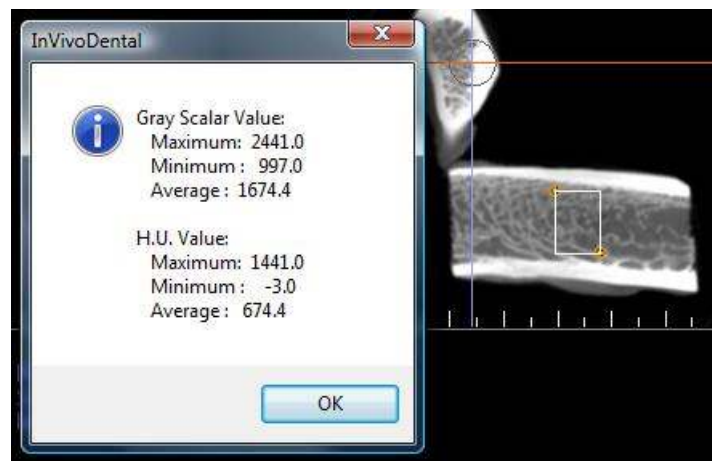
Piezocerrahi sistem kullanılarak gerçekleştirilen krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde, maksiller sinüs tabanında bulunan kortikal kemiğin kesici uçlarla kaldırılması sırasında dışardan yapılan eksternal irrigasyonun ilgili bölgeye yeterli düzeyde ulaşamaması nedeniyle soğutma etkinliğinin sınırlı olabileceği ve sonuç olarak kemikte sıcaklık artışının oluşabileceği düşünüldü. Kliniğimizde, piezocerrahi sistemi ile yaptığımız ilk ve tek krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu vakasında, böyle bir durumla karşılaşmış ve sıcaklık artışına bağlı olarak kemikte nekroz geliştiği gözlenmiştir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalı ve Mühendislik Fakültesi Makine Bölümünde *in vitro* olarak gerçekleştirilen çalışmamızda; farklı kemik yüksekliklerine sahip modeller üzerinde piezocerrahi sistem kullanılarak, krestal yaklaşım sinüs augmentasyonu işlemi esnasında kemikte meydana gelen sıcaklık artışının değerlendirilebilmesi amacıyla bir simülasyon oluşturuldu. Kullanılan kemik örnekler mezbahe artıkları sınıfına girdiği için çalışma etik kurul onayından muaftır. Çalışmamız, Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri kurumunun desteği ile gerçekleştirildi (Proje kodu: TDK-2020-9134).

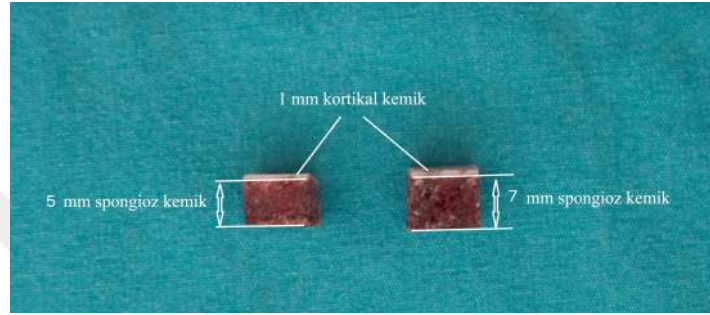
3.1. Kemik Örneklerinin Hazırlanması

Krestal yaklaşım ile sinüs augmentasyonu işleminde kullanılan piezocerrahi sistemde ortaya çıkan sıcaklık artışını araştırdığımız çalışmamızda; kuzu pelvis kemiğinden elde edilen örnekler kullanıldı. Çalışmada kullanılacak kemik örneklerin maksiller posterior bölgede bulunan D3 kemik yoğunluğuna benzer olmasını hedeflediğimiz için farklı yaşlardaki sığır ve kuzuların farklı bölgelerinden kemik örnekler toplandı. Örneklerin tamamı tomografik incelemeye tabi tutulup, HU skalasına göre kemik yoğunluğu sınıflandırması yapıldı ve D3 kemik tipi modeli için kuzu pelvis kemiğinden elde edilen örneklerin en uygun olduğu saptandı.

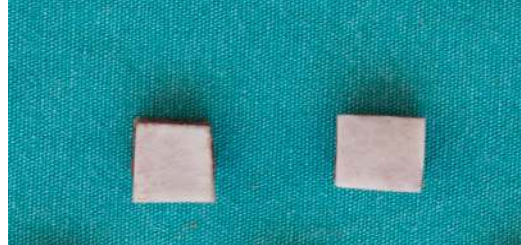


Resim 1. Kuzu pelvis kemiğinin bilgisayarlı tomografi ile incelenmesi sonrası HU skalasına göre değerlendirilmesi

Kemik örnekler klinik piyasemen ve elmas separe frez yardımıyla şekillendirilerek uç kısmında 1 mm kortikal kemik sonrasında 5 mm ve 7 mm spongioz kemik olacak şekilde toplamda 6 mm (grup 1: 15) ve 8mm (grup 2: 15)'lik vertikal kemik yüksekliğine sahip iki grup oluşturuldu. Hazırlanan örnekler -18 °C'de saklandı.



Resim 2. Kuzu pelvis kemiğinden elde edilen 6 ve 8 mm yüksekliğe sahip kemik örneklerin tabakaları



Resim 3. Kuzu pelvis kemiğinden elde edilen 6 ve 8 mm yüksekliğe sahip örnekler

3.2. Örneklem Boyutunun Hesaplanması

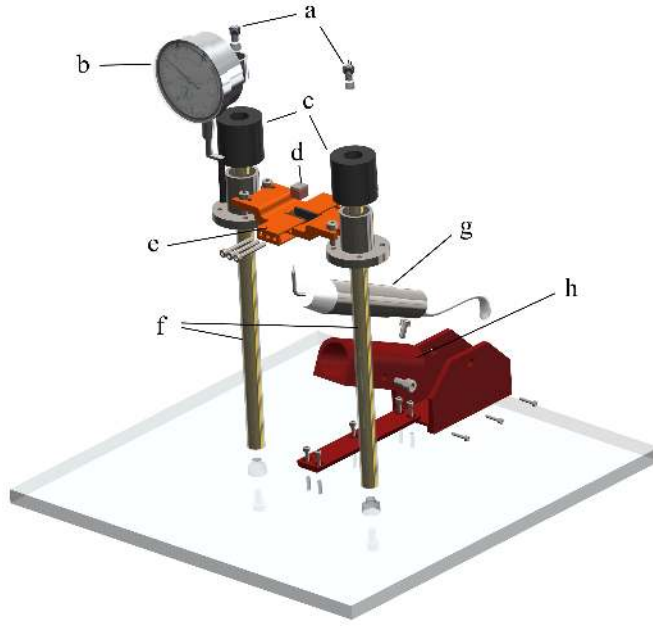
Örneklem boyutunun hesaplanmasında GPower (Heinrich Heine Düsseldorf Üniversitesi, Almanya) programı kullanıldı. Lajolo ve ark. (13) 2017 yılında yapmış olduğu çalışma baz alınarak; alfa hata=0.05, beta hata=0.20 ve etki boyutu=1 olarak hesaplama yapıldığında her bir grup için (Grup 1: 6 mm ve Grup 2: 8 mm) 14'er örneğin alınmasının uygun olduğu ancak muhtemel veri kayıplarının da göz önüne alınması sonucu her bir grup

için 15 model olacak şekilde toplamda 30 örneğin araştırmaya dahil edilmesinin uygun olacağı sonucuna varıldı.

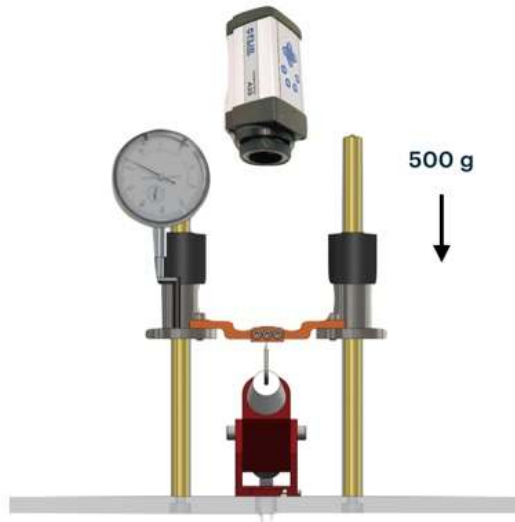
3.3. Test Düzeneginin Tasarımı ve Oluşturulması

Çalışmamızda kullanılan test düzenegi Karadeniz Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü Termodinamik Ana Bilim Dalında tasarlanıp üretildi. Düşey düzlemde tek doğrultuda hareket eden bu düzenek piezocerrahi cihazının el aleti altta sabit kalacak ve kemik örnekler düşey doğrultuda sabit kuvvetle hareket edecek şekilde tasarlandı. Böylece üst çenede bulunan maksiller kemikte işlem yapılırken irrigasyon sisteminin yer çekimine ters yönde çalışıyor olması taklit edildi. Orta kısımda birbirine paralel iki pleksi kaplı pirinç boru üzerinde düşey doğrultuda sabit kuvvet ile hareket eden, kemik örneklerin bağlandığı düz bir platform oluşturuldu. Oluşan sürtünme kuvvetlerinin etkisinin azaltılması ve platformun daha rahat hareket edebilmesi amacıyla pirinç borular üzerine yerleştirilen mini motorlar ile mikrotitreşimler oluşturuldu. Platform üzerinde sabit ve istenilen büyüklükte bir kuvvet oluşturulması amacıyla silindir borular rehberliğinde ağırlıklar yerleştirildi ve bu şekilde cihazın kullanımı sırasında uygulanan kuvvete bağlı sıcaklık artışındaki değişiklikler elimine edilerek standardizasyon sağlandı. İrrigasyon solüsyonunun kemik örneğin üst kısmına ulaşip termal kameranın hassasiyetini etkilemesinin önüne geçmek amacıyla lastik örtü kullanılarak izolasyon sağlandı. Kesici uçların kemik örnekler dik girmesini sağlamak amacıyla; piezocerrahi cihazının el aleti ve kullanılacak kesici uçların boyun açısı üzerinde ölçümler yapılarak üç boyutlu yazıcı ile el aleti için tutucu platform üretildi. Kemik örneklerin tutucu platformu da yine benzer şekilde üç boyutlu yazıcı yardımıyla üretildi. Çalışmamızda uygulanacak kuvvetin 500 g olmasına karar verilmiş olup, test düzenegi tüm örnekler üzerine 500 g sabit ağırlık uygulayacak şekilde tasarlandı ve uygulama öncesinde hassas terazi yardımıyla uygulanan kuvvet kontrol edildi.

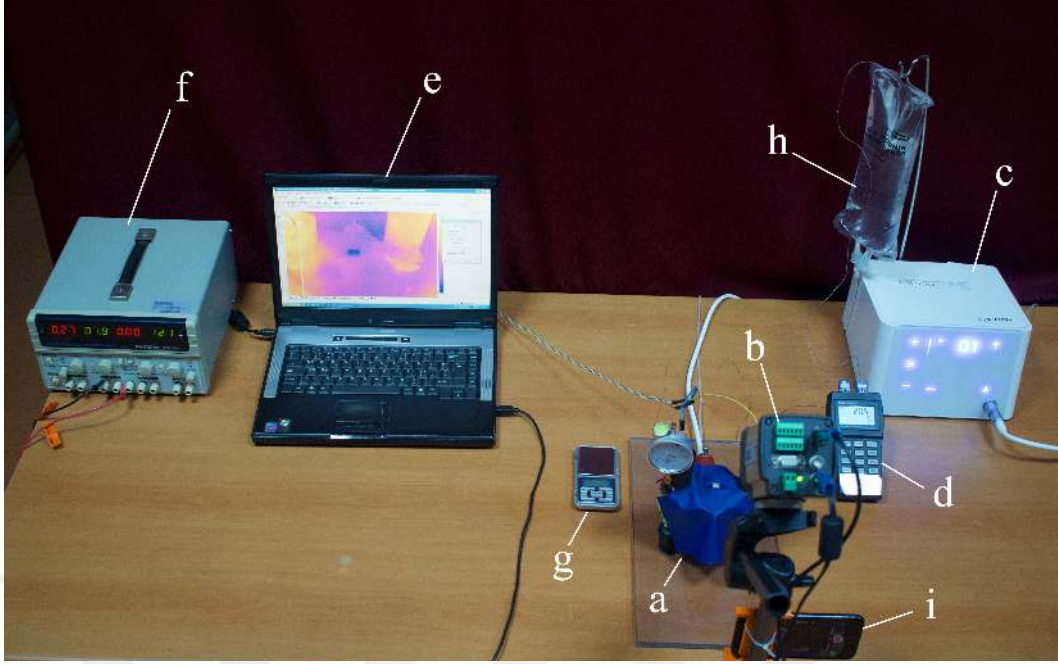
Test düzenegi üzerine hassas ölçüm yapan mekanik komperatör saaati yerleştirildi ve çalışma esnasında tüm örnekler için video kayıtları alındı. Hassas ölçümlerle o anda kesici ucun kemik içerisinde hangi derinlikte olduğu takip edildi.



Şekil 8. Test düzeneğinin üç boyutlu tasarım görüntüsü (a- Titreşim motorları, b- Komperatör saati, c- Metal ağırlıklar, d- Kemik örnek, e- Kemik örneklerin bağlandığı platform, f- Pirinç borular, g- Piezocerrahi el aleti, h- Piezocerrahi el aletinin tutucu platformu)



Şekil 9. Test düzeneğinin çalışma anındaki üç boyutlu tasarım görüntüsü



Resim 4. Test düzeneği ve test aşamasında kullanılan ekipmanların görüntüsü (a- Test düzeneği, b- Termal kamera, c-Piezotome cube, d- Termokupl termometre, e- Termal kameranın bağlı olduğu bilgisayar, f- Titreşim motorları için güç kaynağı, g- Hassas terazi, h-İrrigasyon solüsyonu, i- Video kayıt cihazı)



Resim 5. Kemik örnekle beraber test düzeneğinin görüntüsü

3.4. Piezocerrahi Cihazı Ayarları ve Kullanılacak Kesici Uçlar

Tez çalışmamızda Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Ana Bilim Dalı bünyesinde bulunan Acteon Piezotome Cube (Merignac, Fransa) piezocerrahi sistemi kullanıldı. Krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemi için üretilmiş özel kesici uçların bulunduğu Piezotome II Intralift Kit (Fransa) seti üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanıldı. Bu kitin kesici ucu olan TKW1 ile spongios kemikten çalışmaya başlandı; kortikal kemiğe ulaşıldığında TKW2 kesici ucuna geçildi ve maksiller sinüs tabanını temsil eden 1 mm kalınlığındaki kortikal kemik TKW2 kesici ucu ile kaldırıldı. İşlem esnasında bütün örneklerde piezocerrahi cihazı maksimum irrigasyon ve güç ayarlarında kullanıldı (Güç: D1 – İrrigasyon: 120ml/dk).



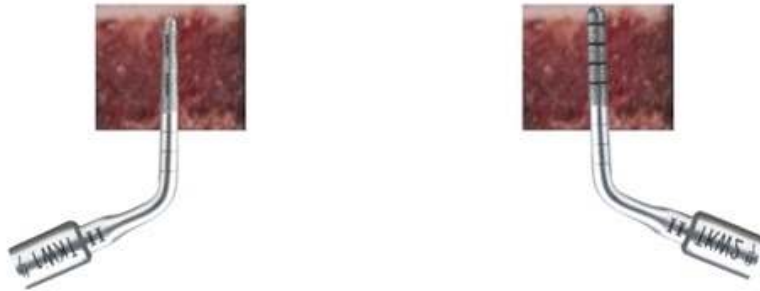
Resim 6. Piezotome Cube cihazı



Resim 7. Piezotome İntralift II seti ve set içeriğindeki uçları



Resim 8. Piezotome İntralift II setine ait TKW1 ve TKW2 numaralı frezler



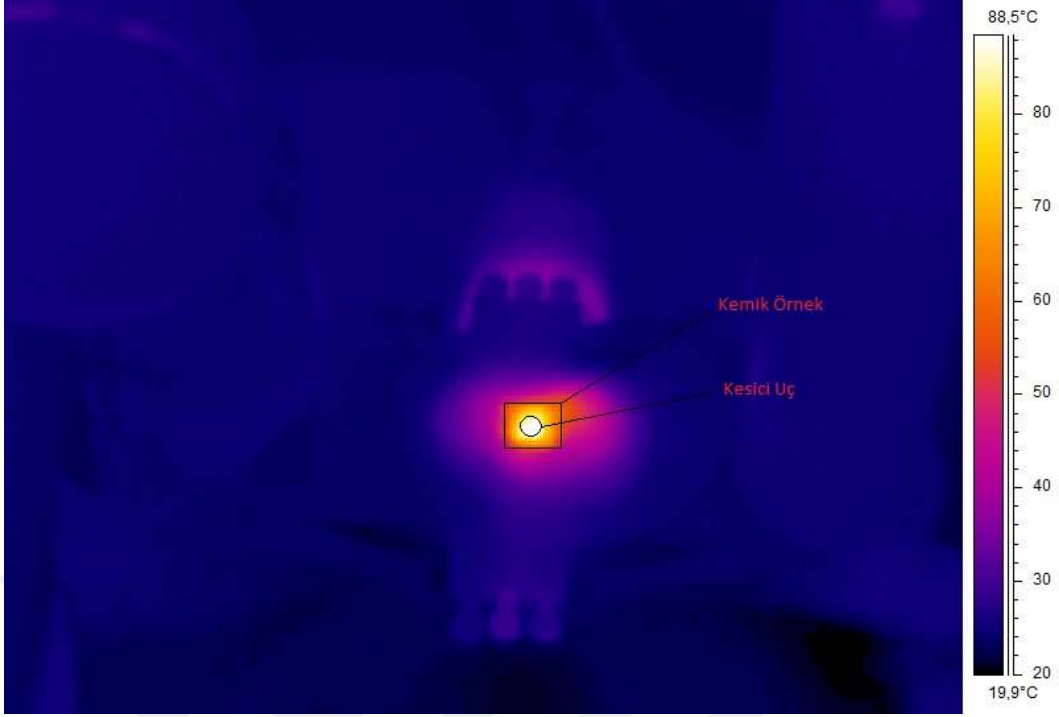
Şekil 10. TKW1 ve TKW2 nolu frezlerin çalışma esnasındaki görünüşleri

3.5. Sıcaklık Artışının Değerlendirilmesi

Piezocerrahi el aleti alt kısımda sabit durup kemik örnek tutucu platform ile düşey doğrultuda aşağı yönlü hareket yaparak sabit kuvvet ile ilerlerken, üst kısımda konumlandırılan FLIR ThermoVision A20M (FLIR Systems Inc., Boston, MA, USA) marka/model termal kamera yardımıyla kemikte oluşan sıcaklık değişimleri kayıt altına alındı. Çalışmaya başlamadan önce oda sıcaklığı ve çalışmada kullanılacak serum fizyolojik sıvısının sıcaklığı Digi-sense Dual J-T-E-K (Illinois, Amerika Birleşik Devletleri) termokupl termometre kullanılarak ölçülmüş ve çalışma boyunca takip edilmiştir. Çalışmada kullanılan kemik örneklerin işlem öncesinde oda sıcaklığına gelmesi beklendi ve her bir örneğin sıcaklık değeri termal kamera yardımıyla doğrulandıktan sonra çalışmaya başlandı. Çalışma gerçekleştirilirken oda sıcaklığı 23 ± 2 °C bulundu. Piezocerrahi kesici uçların 500g sabit kuvvet ile kemik örneklerin spongioz kısmından girip kortikal tarafından çıkana kadarki işlem süresince termal kamera yardımıyla kayıtlar alınarak, kemik örneklerde gözlenen sıcaklık artışındaki değişimler takip edildi. Piezocerrahi kesici uçların kullanımı sırasında oluşan aşınmanın sıcaklık artışı üzerine oluşturacağı etkinin gruplar arasında elimine edilmesi amacıyla; her bir grupta yeni kesici uçların kullanılması ve farklı gruplardaki aynı numaralı örnekler için kesici uçların benzer sayıda kullanılıyor olması ile standardize edildi.



Resim 9. FLIR A20m termal kamera



Resim 10. Sıcaklık değişiminin termal kamera ile ölçülmesi esnasında bilgisayardaki görüntü

Thermcam Researcher for Windows 2.7 (FLIR Systems Inc., Boston, MA, USA) uygulaması kullanılarak termal kamera ile kayıt altına alınan görüntüler analiz edildi ve sıcaklık artışı çıktıları (Mevcut sıcaklık – Başlangıç sıcaklığı) elde edildi.

3.6. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizlerde SPSS for Windows 17.0 (Statistical Package for the Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) programı kullanıldı. Gruplar arası sıcaklık artışlarının karşılaştırılmasında bağımsız örneklem t testi uygulandı. $p < 0.05$ düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

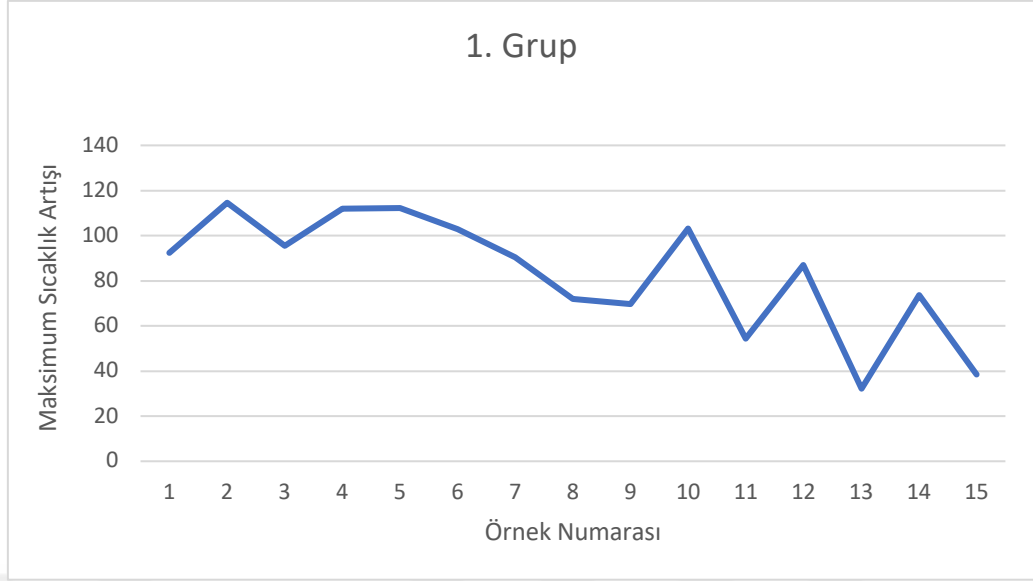
4. BULGULAR

Piezocerrahi sistemi kullanılarak yapılan krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu sırasında kemikte oluşan sıcaklık artışının değerlendirildiği, uç kısımda 1 mm kortikal kemik bulunan 6 mm ve 8 mm kemik yüksekliğine sahip, her bir grupta 15 olmak üzere toplamda 30 adet kemik örnek üzerinde gerçekleştirilen çalışma sonucunda aşağıdaki bulgular elde edildi.

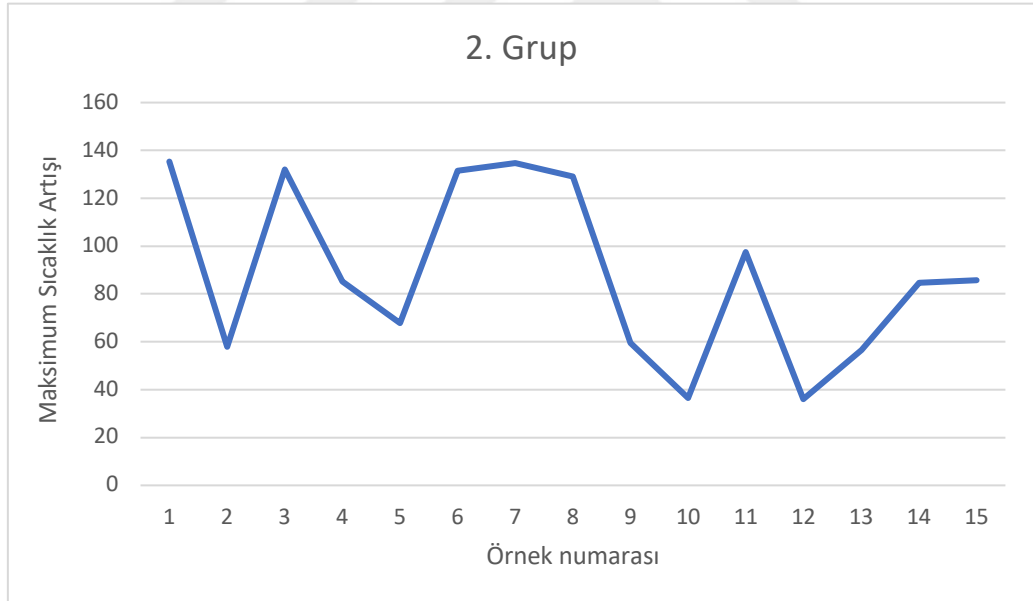
Tablo 1. Örneklerin maksimum sıcaklık artışı değerleri ($\Delta T_{\max}$)

Grup 1 (6mm)	Maksimum Sıcaklık Artışı ($\Delta T_{\max}$)	Grup 2 (8mm)	Maksimum Sıcaklık Artışı ($\Delta T_{\max}$)
1. Örnek	92.2 °C	1. Örnek	135.3 °C
2. Örnek	114.5 °C	2. Örnek	58.0 °C
3. Örnek	95.6 °C	3. Örnek	132.0 °C
4. Örnek	112.0 °C	4. Örnek	85.2 °C
5. Örnek	112.1 °C	5. Örnek	67.8 °C
6. Örnek	102.9 °C	6. Örnek	131.6 °C
7. Örnek	90.2 °C	7. Örnek	134.7 °C
8. Örnek	71.9 °C	8. Örnek	129.0 °C
9. Örnek	69.5 °C	9. Örnek	59.6 °C
10. Örnek	103.0 °C	10. Örnek	36.5 °C
11. Örnek	54.2 °C	11. Örnek	97.5 °C
12. Örnek	87.0 °C	12. Örnek	36.0 °C
13. Örnek	32.1 °C	13. Örnek	56.6 °C
14. Örnek	73.6 °C	14. Örnek	84.6 °C
15. Örnek	38.5 °C	15. Örnek	85.8 °C

* $\Delta T_{\max}$ = (Maksimum sıcaklık) - (Başlangıç sıcaklığı)



Şekil 11. 1. grup örneklerin maksimum sıcaklık artış değerleri (ΔT_{maks})



Şekil 12. 2. grup örneklerin maksimum sıcaklık artış değerleri (ΔT_{maks})

6 mm'lik kemik örneklerden oluşan 1. Grup verileri incelendiğinde maksimum sıcaklık artışının en yüksek olduğu değer 2. örnekte 114.5 °C bulunurken maksimum sıcaklık artışının en düşük olduğu değer de 13. örnekte 31.1 °C bulundu.

8 mm'lik kemik örneklerden oluşan 2. Grup verileri incelendiğinde maksimum sıcaklık artışının en yüksek olduğu değer 1. örnekte 135.3 °C bulunurken maksimum sıcaklık artışının en düşük olduğu değer de 12. örnekte 36 °C bulundu.

Analiz sonucunda maksimum sıcaklık artışı ortalaması Grup 1 (6mm) için 83.3 °C Grup 2 (8mm) için 88.7 °C bulundu. Grup 1'e kıyasla, ortalama maksimum sıcaklık artışı Grup 2'de daha yüksek olmasına rağmen aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı saptandı ($p>0.05$, $p=0.645$).

Tablo 2. Gruplardaki ortalama maksimum sıcaklık artış (ΔT_{maks}) değerleri

	Örnek Sayısı	Ort $\pm$ SS	Standart Hata	p
Grup 1 (6 mm)	15	83.3 $\pm$ 26.146	6.751	0.645
Grup 2 (8 mm)	15	88.7 $\pm$ 36.346	9.384	

*Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan sinüs ogmentasyonu işlemlerinde, piezocerrahi kesici uçların farklı kemik derinliklerinde meydana getirdiği sıcaklık artışı *in vitro* ortamda değerlendirilerek, piezocerrahi sistemin geleneksel yöntemlere güvenilir bir alternatif olup olmadığı araştırıldı.

Diş eksikliklerinin giderilmesinde geçmişte dental köprüler ve hareketli protezler yaygın olarak kullanılırken günümüzde implant destekli protezler kabul görmüş ve geleneksel tedavi yöntemlerine başarılı bir alternatif haline gelmişlerdir (118). Osseointegrasyon ve implantolojideki gelişmelerden sonra kemik içi implantların, hareketli protez gerekliliğini ortadan kaldırması, tek diş eksikliklerinde komşu dişlere preparasyon gerektirmemesi ve kemik dokudan destek aldığı için geleneksel protezlere göre daha iyi çiğneme kuvveti oluşturabilmesi ile geleneksel protezler yerini yavaş yavaş implant destekli protezlere bırakmaktadır (119). Osseointegrasyonu Branemark ve ark., “yaşayan kemik dokusu ile implant arasında oluşan ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” şeklinde tanımlamıştır (22). Başarılı bir osseointegrasyonun gerçekleşmesi implant materyali, implant tasarımı, implant yüzey özellikleri, kemiğin durumu, cerrahi teknik, implant yükleme koşulları gibi birçok değişkenle doğrudan ilişkilidir. Cerrahi işlem sırasında kemikte oluşacak stres, sıcaklık artışı ve uygulama yapan hekimin tecrübesi gibi faktörler osseointegrasyonun başarısı açısından önemli faktörlerdir (30).

İmplant üstü protezlerin, diş eksikliklerini gidermekteki başarısı her geçen gün daha da kabul görmektedir ancak bu başarı mevcut kemiğin durumunun ve anatomik bölge komşuluklarının iyi değerlendirilmesi ve doğru bir protetik/cerrahi planlamayla mümkündür. Posterior maksillada, diş çekimini takiben maksiller sinüs tabanının sarkması ve alveol kemiğinin rezorpsiyonu sonucunda yeterli kemik yüksekliğinin olmadığı durumlar implant uygulamasını zorlaştırabilmektedir (120–124). Bu bölgelerdeki yetersiz kemik yüksekliği, maksiller sinüs tabanının yükseltilip, dikey ve yatay yönde greftlenmesi işlemlerini içeren sinüs ogmentasyonu ile arttırılabilmektedir. Literatürde bu amaçla lateral (açık) yaklaşım veya krestal (kapalı) yaklaşım tekniklerinin kullanılabileceği belirtilmiştir (65, 125). Son yıllarda bu konu üzerine oldukça fazla çalışma yapılmış ve sinüs ogmentasyonu sırasında kullanılacak greft materyallerinin yanı sıra birçok cerrahi teknik de değerlendirilmiştir (126). İmplant yerleştirilmesi amacıyla gerçekleştirilecek sinüs ogmentasyonu işleminde hangi yaklaşımın tercih edileceğine mevcut kemiğin durumuna

göre karar verilmektedir. Kemik yüksekliğinin 6 mm'den daha az olduğu durumlarda lateral yaklaşım tekniğinin, 6mm'den daha fazla olduğu durumlarda ise krestal yaklaşım tekniğinin tercih edilmesi önerilmektedir (6). Lateral yaklaşımla sinüs ogmentasyonu üzerine çok sayıda çalışma yapılmış olup bu tekniğin oldukça öngörülebilir sonuçlara sahip güvenli bir yaklaşım olduğu kabul edilmektedir (1, 76, 89, 126, 127). Mevcut kemik yüksekliğinin uygun olduğu durumlarda, implant yerleştirebilmek için kemik hacminin artırılması amacıyla lateral yaklaşıma göre daha konservatif, daha az invaziv ve daha basit bir yöntem olan krestal yaklaşım tercih edilebilmektedir. Bu amaçla 1994 yılında Summers osteotom tekniğini önermiştir (69). Temel prosedür implant osteotomisi ile sinüs tabanının yükseltilmesini içermektedir. Bu işlem için çeşitli çaplarda ve şekillerde özel osteotomlar geliştirilmiştir. Geleneksel implant drilleri kullanılarak dokusal ve radyografik olarak kontrollü bir şekilde sinüs tabanına 1 mm kalana kadar ilerlenir. Kalan kemik ve sinüs tabanı osteotomun sapına cerrahi çekiç ile hafifçe vurularak vertikal olarak yukarı taşınır. Sinüs membranı bazen doğrudan osteotomlar vasıtasıyla bazen de dolaylı olarak greft materyalleri aracılığıyla yükseltilmektedir (77). Birçok klinisyen tarafından daha az invaziv ve daha başarılı bir yaklaşım olarak kabul edilmesine rağmen osteotom tekniğinde; sinüs tabanının yükseltilmesi sırasında membran bütünlüğünün şüpheli olması, sinüs tabanının kırılması ve gerçekleşen membran yükseltilmesi işleminin öngörülememesi, membranın 3-5 mm yükseltilebilmesi ile kullanılacak implant uzunluğunun sınırlandırılması, osteotom ve çekiç kullanılarak yapılan sinüs tabanı yükseltme işlemlerinde vertigo (baş dönmesi) oluşabilmesi gibi unsurlar iyi bilinmelidir (79). Bu dezavantajların etkisiyle de birçok araştırmacı, maksiller sinüs ogmentasyonu işlemini minimal olarak gerçekleştirebilmek için farklı kemik greft materyallerinin kullanımını veya yeni aletlerin bu amaçla kullanılabileceğini öne sürerek, alveoler kretin genişletilmesi ve sıkıştırılmasına dayanan Summers'ın osteotom tekniğinde değişiklikler önermişlerdir.

Maksiller sinüs tabanı ortalama 1 mm kalınlığında oldukça kortikal bir kemiktir. Bu kemiğin osteotomlarla kırılabilmesi için oldukça yüksek bir kuvvet uygulanması gerekmektedir, bu da kırılımın kontrollü bir şekilde gerçekleşmemesine ve sinüs membranında perforasyon meydana gelmesine neden olabilmektedir (77). Tedavinin öngörülebilirliğini geliştirmek ve hasta konforunu artırmak amacıyla krestal yaklaşım sinüs kit kullanımı veya piezocerrahi ile krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu gibi modifikasyonlar tercih edilebilmektedir. Cosci tekniği ve piezocerrahi sistemler bu amaçla tercih edilebilecek yöntemlerden birkaçıdır.

Cosci tekniğinde krestal stoperlara sahip uç kısmı kesici olmayan frezler kullanılarak maksiller sinüsün kortikal tabanı aşılmaya çalışılır (80). Membran kaldırma yöntemi olarak balon yöntemi, hidrolik yöntem veya kemik greftinin kendisi ile itme gibi çeşitli teknikler kullanılabilir ancak bu aşama membranı bir kemik greftiyle perfore etme ihtimalini hala barındırdığı için çok önemlidir ve dikkatlice yapılmalıdır (77).

Piezocerrahi sistemde ise osteotomiye gerçekleştirmek için ultrasonik mikro titreşimler kullanılır. Piezoelektrik enerji yumuşak dokuyu kesmez böylece bu sistem krestal veya lateral pencere tekniğinde kullanılırken sinüs mukozasının perforasyon riskini büyük oranda ortadan kaldırır (81–83). Ek olarak, ultrasonik titreşimler ile sinüs tabanı kaldırıldığında sinüs mukozasında dokusal bir his sağlanır ve bu sayede mukozanın perforasyon riski oldukça düşmektedir. Piezocerrahi krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu iki farklı yöntemle gerçekleştirilmektedir. Bunlar, piezoelektrik internal sinus elevasyonu (PISE) ve hidrodinamik piezoelektrik internal sinus elevasyonu (HPISE) yöntemleridir.

PISE tekniğinde osteotomlar yerine piezocerrahi kesici uçlar kullanılır, ancak sinüs membranını yükseltmek için kemik grefti kullanılması hala gereklidir çünkü eksternal irrigasyondan gelen hidrolik basınç membranın elevasyonu için tam olarak yeterli değildir. Sinüs tabanına girdikten sonra oluşan kemik ayrışması sinüs mukozasını yükseltir (128). Membran yükseltildikten sonra ilave bir işlem olmaksızın implant yerleştirilmektedir. HPISE’de ise kortikal sinus tabanını aşmak için yine ultrasonik piezoelektrik titreşim kullanılmakta ve internal irrigasyondan gelen hidrolik basınçla birlikte sinüs membranı yükseltilmektedir. İnternal irrigasyondan gelen hidrolik basınç, sinüs membranının kolayca ve güvenli bir şekilde kaldırılmasını sağlar. Sinüs membranı yükseltilmesi yapıp greftleme olmaksızın implantların yerleştirildiği vakaların beş yıllık takibinin yapıldığı bir çalışmada yeni kemik oluşumunun gözlemlendiği bildirilmiştir (84). Ancak araştırmacılar implantların aynı anda yerleştirilmediği durumlarda membranının yükseltilmesiyle oluşturulan boşluğun korunması amacıyla kemik greftlerinin kullanılmasını önermişlerdir (85, 86).

Biz de bu bilgiler ışığında maksiller sinüs ogmentasyonu işlemlerinde krestal yaklaşım tekniğinin uygulanabilmesi için endikasyon aralığını 6-8 mm kabul ederek; çalışmamızda 6 mm ve 8 mm olmak üzere iki farklı kemik derinliğinde meydana gelen sıcaklık artışlarını değerlendirdik. HPISE sistemiyle çalışılmasını sağlayan krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemi için üretilmiş Piezotome II Intralift Kit (Merignac, Fransa) üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanıldı. Kortikal tabakaya kadar TKW1 nolu

kesici uç ile gelindi, kortikal tabakanın aşılması TKW2 nolu kesici uç ile gerçekleştirildi. Maksimum sıcaklık artışı en derinde yer alan kortikal tabakanın aşılması esnasında gerçekleşeceği için yalnızca bu iki kesici ucun kullanılmasıyla meydana gelen sıcaklık artışı termal kamera yardımıyla değerlendirildi. Literatüre bakıldığında sıcaklığın değerlendirilmesi amacıyla termokuplların, kızılötesi termometrelerin ve termal kameraların bu amaçla kullanıldığı görülmektedir. Bir çalışmada implant yuvası hazırlanması sırasında kemik içinde meydana gelen sıcaklık değişimlerinin değerlendirilmesinde termokupl ve termal kamera yöntemleri karşılaştırılmıştır. Sığır kaburgaları kullanılarak gerçekleştirilen bu *in vitro* çalışmada frezin çalışma sahasına dik ve 0.5 mm uzaklıkta olacak şekilde kemiğin 4, 8 ve 12 mm derinliklerine üç adet termokupl yerleştirilmiş ve kemik örneğin 50 cm uzağına da bir termal kamera konumlandırılmıştır. Farklı frezlerle kullanım şartları değiştirilerek osteotomiler gerçekleştirilmiş ve sıcaklık artışları değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda termal kamera ile elde edilen sıcaklık artışının termokupllar ile elde edilenlere kıyasla anlamlı derecede daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu farkın, termokuplların çalışma prensibinin kemik ve sensörler arasındaki doğrudan temas olduğundan ve spongioz kemik bölgesinde oluşabilecek hatalı temaslardan kaynaklanabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmaya göre implant osteotomisi sırasında kemik içi sıcaklık artışının değerlendirilmesinde, termal kameraların kullanılması ile daha doğru ve güvenilir veriler elde edildiği bildirilmiştir (129). Başka bir çalışmada sığır mandibulasında implant yuvaları hazırlanmış ve işlem esnasında kemikte oluşan sıcaklık artışları termal kamera kullanılarak değerlendirilmiştir. Araştırmacılar elde edilen verileri termokupllar kullanılarak gerçekleştirilen çalışmaların sonuçlarıyla paralel bulmuşlardır. Termokuplların yüzeyle temas etmesi gerekliliğinin ölçümlerde hatalara neden olabileceğini belirten araştırmacılar termal kameralar kullanılarak gerçekleştirilen sıcaklık değerlendirme yönteminin termokupllara göre daha güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (130). Kızılötesi termometlerin kullanılmasıyla ölçüm yapılan yüzeyin ortalama sıcaklığı tespit edilebilmektedir. Biz de bu bilgiler ışığında kemik yüzeyinde meydana gelen sıcaklık artışını yüksek güvenilirlikte ve noktasal olarak tespit edebilmek amacıyla sıcaklık değerlendirme yöntemi olarak termal kamera kullanmayı tercih ettik.

Piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan krestal yaklaşım sinüs augmentasyonlarının başarısı değerlendirilirken göz önünde bulundurulması gereken bir diğer kriter işlem sırasında aynı zamanda implant yuvasının da piezocerrahi yöntemiyle hazırlanmış olmasıdır. Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında piezocerrahi sistem ile yapılan işlemlerde

süresinin uzaması, maliyetinin yüksek olması ve kontrolsüz sıcaklık artışı gibi dezavantajlar bulunmaktadır (131).

Stelzle ve ark. 2014 yılında yaptıkları bir çalışmada; geleneksel yöntem ve piezocerrahi sistem ile implant yuvası hazırlanırken uygulanan kuvvete bağlı termal değişiklikleri ve cerrahi sürelerini karşılaştırmıştır. Spiral ve trepan frezlerin çalışma sürelerinin bütün kuvvet aralıklarında piezocerrahiye göre daha kısa olduğunu belirten araştırmacılar; üç sistemin de en hızlı çalıştığı kuvvet aralığının 900 – 1 000 g olduğunu ve bu aralıkta spiral frezin 5.9 sn, trepan frezin 7.3 sn, piezocerrahi sistemin 19.5 sn çalışma sürelerine sahip olduğunu bildirmişlerdir (132). Sortino ve ark. geleneksel frezlerin ve piezocerrahi sistemin gömülü yirmi yaş cerrahisinde kullanımını karşılaştırdığı bir diğer çalışmada; piezocerrahi sistemle yapılan cerrahinin geleneksel yöntemle göre %25,83 daha uzun sürdüğünü bildirmişlerdir (133). Yine benzer şekilde Hoigne ve ark. piezocerrahi sistemin el cerrahisinde kullanımını inceledikleri çalışmalarında, nispeten küçük bir kemiğin osteotomisini 20 sn de yapabilmışler ve bu sürenin geleneksel yöntemlere göre iki kat daha uzun olduğunu belirtmişlerdir (134).

Piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan osteotomilerde kemik dokusunda lokal bir sıcaklık artışı meydana gelmektedir. Bu sıcaklık artışı osteotominin gerçekleştirildiği bölgedeki kortikal kemik kalınlığı, kemik içindeki çalışma derinliği, cerrahi sırasında uygulanan kuvvet ve kullanılan sisteme bağlı olarak aşamalı frezleme, irrigasyon tipi gibi birçok faktörden etkilenmektedir. Literatürde piezocerrahi sistem ile implant yuvası hazırlanması işleminde uygulanan kuvvetin, sıcaklık değişiminin, irrigasyon miktarının değerlendirildiği bir çok çalışma mevcuttur (14, 135–137). Rashad ve ark. sığır kaburga kemiği kullanarak gerçekleştirdikleri çalışmalarında piezocerrahi sistem ve geleneksel frezler kullanarak implant yuvaları hazırlamış ve irrigasyon akış hızındaki değişimlerin kemikteki sıcaklık artışına olan etkisini değerlendirmişlerdir (14). Her iki yöntemde de kuvvet değişikliğinin sıcaklık artışına bir etkisinin olmadığını ancak piezocerrahi sistemde hem daha fazla zaman harcandığını hem de kemikteki sıcaklık artışının daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Stelzle ve ark. (136) domuz kalvaryumları kullanarak piezocerrahi sistem ile implant yuvaları hazırlamış ve uygulanan kuvvetle birlikte sıcaklık değişimlerini incelemişlerdir. Uygulanan kuvveti, 0-1000 g aralığında kademeli olarak 100'er gram artırarak sıcaklık artışını değerlendirmişlerdir ve kuvvetin artmasıyla birlikte kemikte oluşan sıcaklığın da arttığını belirterek; sıcaklık değerinin 47 °C'yi geçmemesi için 500 g'dan daha

fazla kuvvet uygulanmaması gerektiğini bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu durum göz önünde bulundurularak, kuvvet değişikliklerinin sıcaklık artışına olan etkisini ortadan kaldırmak amacıyla, tüm kemik örneklerine uygulanan kuvvetin standart olmasını sağlayacak özel bir test düzeneği oluşturuldu. Çalışmamızda kullanılacak kuvvet büyüklüğünü belirleyebilmek için bir ön çalışma yapıldı. Aşamalı olarak 300, 400 ve 500 g kuvvetler uygulanarak sonuçlar değerlendirilip, 300 ve 400 g kuvvetler ile kemik örneklerin uç kısmında bulunan kortikal kemiğin aşamadığı gözlemlendi. Fasıllı frezleme ile çalışıldığında da bir örnekte kesici ucun kortikal kemiği kaldırıncaya kadar geçen sürenin yaklaşık olarak 60 dakika olduğu ve süre açısından 500 g kuvvet ile fasıllı frezleme tekniği ile çalışılmanın klinik olarak uygulanmasının mümkün olamayacağı gözlemlendi. Kemikte kesme etkinliğinin ve uygulanan kuvvetin sıcaklık artışına olan etkisinin optimize edilmesi amacıyla tüm örnekler standardize 500 g sabit kuvvet uygulanacak şekilde çalışmamız tamamlandı.

Kortikal kemiğin mineralizasyon değeri yüksek olduğu için osteotomi esnasında spongioz kemiğe göre daha fazla dirençle karşılaşmakta ve bu da kemikte sıcaklık artışına neden olmaktadır (138). Osteotomi yapılan kemiğin derinliği arttıkça çalışan frezle temas eden yüzey alanı arttığı için ciddi bir sıcaklık artışına yol açabilmektedir (139). İmplant yuvası hazırlanması sırasında drill çapının kademeli olarak artırılmasıyla ortaya çıkan maksimum sıcaklık tek adımda yapılan osteotomilerden çok daha düşüktür. Bunun nedeni drill değiştirilmesi sırasında malzemenin soğuması için zaman aralığının sağlanmış olması ve yeni drilin çalışırken daha soğuk olması olabilir (140). Kademeli frezleme işleminde aynı zamanda kortikal kemik de kademeli olarak aşındırıldığı için daha düşük sıcaklık artışına neden olmaktadır (43). Tüm bunlar göz önünde bulundurularak çalışmamızda kullanılan kemik örneklerinin densite değerinin maksilla posterior bölgedeki kemiğe benzer olması amaçlandı. Bu amaçla bölge kemiğine benzer yoğunluğa (D3) sahip bir kemik türü tercih edilerek krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu işleminin *in vitro* ortamda taklit edilebilmesi sağlandı. Kullanılacak kemik türüne karar verirken geçmiş çalışmalar incelenmiş olup sıcaklık artışının incelendiği *in vitro* çalışmalarda sığır ve domuz kaynaklı kemikler kullanıldığı görülmüştür (11, 12, 41, 129, 136, 137, 139, 141–143). Biz de çalışmamızda kullanılacak kemik örneklerine karar verebilmek amacıyla kuzu ve sığır kemiklerinin yoğunluğunu CBCT’de inceledik. Kemik yoğunluğu açısından D3 kemiğe en yakın HUs değerine sahip olanın kuzu pelvis kemiği olduğuna karar verildi ve çalışmamızda bu kemikten elde edilen modeller kullanıldı. Literatürde kemik yüksekliğinin 6 mm’den

daha fazla olduğu durumlarda krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu önerildiği için, kemik modeller uç kısmında maksiller sinüs tabanını temsil eden 1 mm kalınlığında kortikal kemik olacak şekilde 6 mm ve 8 mm uzunluğunda hazırlandı. Bu şekilde farklı kemik derinliklerinde oluşan sıcaklık artışları karşılaştırılırken, kortikal kemik kalınlığının sıcaklık artışı üzerindeki etkisi tüm örneklerde standart hale getirildi. Maksiller sinüs tabanını temsil eden kortikal yapının kemiğin en derin noktasında bulunması; en yüksek kemik direncinin, irrigasyon etkinliğinin en az olduğu noktaya denk gelmesine yol açmaktadır. Çalışmamızda bu etkinliğin en yüksek seviyede olması amacıyla piezocerrahi cihaz maksimum irrigasyon ve güç ayarlarında kullanıldı (Güç: D1- Irrigasyon 120ml/dk).

Alveol kemiğinin yapısı nedeniyle piezocerrahi sistemler ile çalışırken kemik osteotomilerinde en çok dirençle karşılaşılacak kortikal yapı kemiğin en dışındadır ve irrigasyon sisteminin en etkin olduğu yerdir. Çalışma derinliği arttıkça irrigasyon sisteminin etkinliği azalsa da kortikal yapının altında yer alan spongioz kemiğin direncinin düşük olması nedeniyle kemikte gözlenen sıcaklık artışı düşüktür. Krestal yaklaşımla gerçekleştirilen sinüs ogmentasyonu işlemlerinde ise bu durumun tam tersi olarak kortikal yapının kemiğin 6-8 mm daha derininde olması nedeniyle işlem esnasında meydana gelen sıcaklık artışının daha yüksek olacağı öngörülmektedir.

Çalışmamıza başlarken piezocerrahi sistem kullanılarak gerçekleştirilen krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde, maksiller sinüs tabanında bulunan kortikal kemiğin kesici uçlarla kaldırılması sırasında dışarıdan yapılan irrigasyon solüsyonunun ilgili bölgeye yeterli düzeyde ulaşamaması nedeniyle etkili olamayacağı ve sonuçta kemikte sıcaklık artışının oluşabileceği hipotezi kurulmuştu. Gerekli standardizasyon şartları sağlandıktan sonra krestal yaklaşım tekniğiyle yapılan maksiller sinüs ogmentasyonu işleminin *in vitro* ortamda bir simülasyonu oluşturuldu ve piezocerrahi sistem üretici firmanın talimatları doğrultusunda kullanılarak işlem esnasında kemikte meydana gelen sıcaklık artışı değerlendirildi. 8 mm kemik yüksekliğine sahip 2. grupta meydana gelen ortalama maksimum sıcaklık artış değeri 88.7 °C, 6 mm kemik yüksekliğine sahip 1. grupta ise 83.3 °C bulundu. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da piezocerrahi sistemi ile kemik içinde çalışma derinliği arttıkça kemikte gözlenen sıcaklık artışının da arttığı gözlemlendi. Her iki grupta meydana gelen sıcaklık artışı değerlerinin kemikte termal hasara yol açabilecek kritik değerin (10 °C) oldukça üzerinde olduğu bulundu.

Ochsner ve ark (144) klinik seyir ve histolojik değerlendirmelere dayanarak, sıcaklık artışına bağlı kemik hasarını dört aşamada sınıflandırmıştır:

Derece 0: Sıcaklık artışına bağlı hasar ve devaskülarizasyon yok.

Derece 1: Sıcaklık artışından etkilenmiş hasarlı bölge sonraki drilleme esnasında ortadan kaldırılır ve tek hasar devaskülarizasyondur.

Derece 2: Sıcaklık artışından etkilenmiş hasarlı bölgeler sonraki drilleme ile ortadan kaldırılamaz ve kemik devaskülarize olur ve termal hasara uğrar.

Derece 3: Kemiğin periost dahil tüm kesiti aşırı derece sıcaklık artışına maruz kalarak devitalize olur. Yumuşak dokulardaki ek hasarın büyüklüğüne bağlı olarak daha ciddi sonuçlar beklenebilir. Sıcaklık artışına bağlı ortaya çıkan hasarın etkileri özellikle enfeksiyon varlığında daha kritiktir.

56-60 °C'nin üzerindeki sıcaklıklar sert doku proteinlerinin denatürasyonuna neden olduğu için kemik dokusu için zararlıdır ve termal hasara yol açabilir (145). Sığır kemikleri kullanarak yapılan bir çalışmada; sıcaklığın 50 °C'ye ulaşmasıyla hücresel nekrozun başladığı ve 70 °C'nin üzerine çıktığında da onarılamaz hasarların meydana geldiği bildirilmiştir (146). Eriksson ve ark. yapmış oldukları çalışmalar neticesinde 56 °C'nin alkalin fosfatazın denatüre olması için kritik değer olduğunu ve 90 °C üzeri sıcaklıklara çok kısa sürelerde (saniyeler) maruz kalırsa dahi kemik nekrozunun oluşması için yeterli olduğunu bildirmişlerdir (10, 42, 147). Domuz kaburga kemikleri kullanarak *in vitro* ortamda kemiğin drillenmesi ve sıkıştırılması esasına dayanan iki farklı yöntemle implant yuvası hazırlanması sırasında meydana gelen sıcaklık artışının karşılaştırıldığı bir araştırmada; kemiğin sıkıştırılması tekniğinde meydana gelen sıcaklık artışının önemli ölçüde daha az olduğu ve bu tekniğin daha az termal hasara neden olarak daha gelişmiş osseointegrasyon koşulları sağladığı bildirilmiştir (148). Bir başka çalışmada düşük kemik yoğunluğunda sıcaklığın osseointegrasyona olan etkisi *in vivo* ortamda incelenmiş ve bu amaçla koyun ilyak kemiğine dental implantlar yerleştirilmiştir. İmplant yerleştirilecek bölgelerden 5 tanesi 50 °C, 5 tanesi de 60 °C sıcaklığa 1 dakika boyunca maruz bırakılırken son 5 implant yuvası da normal sıcaklık değerlerinde hazırlanmıştır. 2 aylık iyileşme sürecinin ardından histomorfolojik parametrelerle implant kemik temas yüzdesi ve kemik içi cep derinliği hesaplanmıştır. İmplant kaybı görülmeyen bu çalışmada hem 60 °C hem de 50 °C'de meydana gelen krestal kemik kaybı aşırı ısınmaya bağlı termal hasara işaret

ederken 60 °C sıcaklığa maruz bırakılan bölgede implant kemik temas yüzdesinin de ciddi oranda daha düşük olduğu bulunmuştur (149).

Literatürde piezocerrahi sistemler ve geleneksel yöntemlerle yapılan osteotomi işlemlerinin karşılaştırıldığı birçok çalışma mevcuttur. 2011 yılında yapılan bir çalışmada farklı ultrasonik sistemler ve geleneksel yöntemle implant yuvaları hazırlanırken kemikte meydana gelen sıcaklık artışı karşılaştırılmıştır. Ultrasonik sistemler kullanıldığında kemikte meydana gelen sıcaklık artışının geleneksel yöntemle göre daha yüksek olduğunu bildiren araştırmacılar, aynı zamanda ultrasonik sistemlerin daha uzun cerrahi sürelerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Aynı çalışmada kortikal kemik tabakasında oluşan sıcaklık artışında artan irrigasyon hacmi ile önemli bir düşüş olduğu, buna karşın spongios kemik tabakasında sıcaklık artışının irrigasyon hacminden kortikal kadar etkilenmediği ve yeterli irrigasyon ile kullanıldığında ultrasonik sistemlerin de geleneksel yöntemlerle eşit derecede güvenilir olduğunu sonuçları paylaşılmıştır (14). Bir başka çalışmada piezocerrahi, sonik cerrahi ve geleneksel yöntemler kullanılarak farklı pozisyonlarda osteotomiler gerçekleştirilmiş ve bu üç yöntem kemikte meydana gelen sıcaklık artışı açısından ve histolojik kesitler alınarak karşılaştırılmıştır. Işık mikroskobu ile yapılan incelemelerde üç yöntemde de bütünlüğü bozulmamış osteositler bulunduğu ve benzer hasar çapı olduğu belirtilmiştir. Sıcaklık artışının değerlendirilmesi amacıyla termokupllar kullanan araştırmacılar, sonik cerrahi ve geleneksel frez kullanımı ile kemikte meydana gelen sıcaklık artışının birbirine yakın ve 1.54- 2.29 °C olduğunu ancak piezocerrahi sistemde bu değerin çok daha yüksek ve 18.17 °C olduğunu bildirmişlerdir (150). Piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan çoklu maksiller osteotomilerin değerlendirildiği başka bir çalışmada, piezocerrahinin yumuşak dokuları ve nörovasküler demetleri korumak açısından yüksek güvenliğe sahip olduğu ve minimal kanamayla birlikte iyi bir intraoperatif görüş sağladığı bildirilmiştir. Piezocerrahi sistem ile çalışırken uygulanan kuvvetin artmasıyla birlikte etkin titreşimlerin engellendiğini ve enerjinin ısıya dönüştüğünü belirten araştırmacılar, termal hasara neden olmaması için kemikte istenilen oranda osteotomi yapılamadığında kuvveti artırmak yerine doğru kuvvetin bulunması noktasında uyarılarda bulunmuşlardır (83).

Wächter ve ark. 1991 yılında osteotomi esnasında kemikte meydana gelen sıcaklık artışını inceledikleri çalışmalarında; devamlı basınç uygulanarak yapılan osteotomiler sırasında irrigasyon kullanılsa bile 100-150 °C sıcaklık artışlarının meydana geldiğini ve

uygulanan basınçtan bağımsız olarak aralıklı basınç ve maksimum irrigasyon hacmi ile çalışmanın oluşacak sıcaklık artışını kontrol altında tutmak için önemli olduğunu bildirmişlerdir (44). Çalışmamıza başlamadan önce yaptığımız ön çalışmalarda aralıklı kuvvet uygulanarak kortikal tabakanın aşılması denendi ancak işlem süresinin oldukça uzadığı ve çok yüksek direnç sahip bu yapının aşılabilmesi için sürekli bir kuvvet uygulanmasının gerektiği gözlemlendi. Sıçanlar üzerinde in vivo olarak gerçekleştirilen bir çalışmada, araştırmacılar irrigasyon solüsyonu kullanmadan, 25 °C’de ve 4 °C’de solüsyonlar kullanarak üç farklı yöntemle osteotomiler yapıp mini vidalar yerleştirerek irrigasyon sıcaklığının kemik iyileşmesi üzerine etkisini araştırmışlardır. Irrigasyon solüsyonu kullanılmayan ve kullanılan gruplar arasında nekroz açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlendiğini bildirmişlerdir. Çalışma sonucunda yeni kemik oluşumu açısından 25 °C ve 4 °C lik iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamasına rağmen 4 °C’lik grupta yeni kemik etrafında daha fazla osteoblastik halkaların bulunmasını yara iyileşmesi açısından avantaj olarak yorumlayan araştırmacılar 4 °C’lik solüsyon kullanımını tavsiye etmişlerdir (151). Rehberli implant cerrahisinin ve irrigasyon sıcaklığının implant yuvası hazırlanması sırasında meydana gelen sıcaklık artışına etkisinin incelendiği bir başka çalışmada, rehberli cerrahide geleneksel yöntemle göre daha fazla sıcaklık artışı olduğu ancak bunun termal kemik nekroz sınırını aşmadığı ve benzer şekilde soğutulmuş irrigasyon solüsyonunun kullanılması ile daha düşük sıcaklık artışının meydana geldiği bildirilmiştir (152). Toksvig-Larsen ve ark. 1991 yılında yaptıkları bir çalışmada osteotomide kullanılan standart salınlı iki bıçağı birleştirerek internal irrigasyon sağlayabilen testere bıçak geliştirmiş ve bunu standart bıçaklarla kıyaslamışlardır. Standart bıçaklarda bulunan eksternal irrigasyon ile modifiye edilmiş testere bıçaklardaki internal irrigasyonun osteotomi sırasında oluşan sıcaklık artışı üzerine etkinliğinin karşılaştırıldığı bu çalışmada araştırmacılar şu nedenlerden dolayı testere bıçakların kullanımını tavsiye etmişlerdir; eksternal irrigasyonun sıcaklık artışını kontrol altında tutabilmesi için gereken irrigasyon hacminin çok büyük olması nedeniyle klinik olarak uygulanması mümkün değildir, internal irrigasyon sayesinde solüsyon tam olarak osteotomi bölgesine ulaşarak iyi bir soğutma gerçekleşir ve bölgede biriken kemik talaşlarının uzaklaştırılması ile daha etkin bir osteotomi yapılabilir (153). İnternal irrigasyon sistemine sahip ortopedik frezler için standart sterilizasyonun yeterli olup olmadığının araştırıldığı bir çalışmada araştırmacılar, frezleri *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus sp.*, *Beta-hemolitik streptokoklar*, *Enterobakteriumlar* ve metisiline dirençli *Staphylococcus pseudintermedius* ile 37 °C’ de 24 saat inkübe

etmişlerdir. İnkübasyon sonrasında frezlerin 132 °C sıcaklıkta ve 2.6 bar basınç altında 15, 20 ve 30 dakika süresince otoklavda sterilizasyonu gerçekleştirilmiştir. 15 dakika otoklav sterilizasyonu yapılan 16 frezden birinin *P. aeruginosa* ile kontamine olduğu, geri kalan 15 frezin steril olduğu görülürken, 20 ve 30 dakikalık sterilizasyon sonrasında tüm frezlerin steril olduğu bildirilmiştir. İnternal irrigasyona sahip frezlerin doğrudan frezin kemikte çalıştığı noktaya ulaşarak etkin soğutma sağlamasıyla sıcaklık artışını önlemede dışarıdan gerçekleştirilen irrigasyona göre daha başarılı olduğunu belirten araştırmacılar, lümenli frezlerin sterilizasyonu için önerilen sürenin en az 20 dk olduğunu bildirmişlerdir (154).

Lajolo ve ark. (13) farklı kuvvetler uygulayarak geleneksel yöntem ve piezocerrahi sistem ile gerçekleştirdikleri implant cerrahisinde apikalde bulunan kortikal kemiğin aşılması esnasında meydana gelen sıcaklık artışlarını kızılötesi termometre ile ölçerek karşılaştırmışlardır. Piezocerrahi kullanıldığında geleneksel yönteme kıyasla sıcaklık artışının anlamlı derecede daha yüksek olduğu ancak her iki grupta da uygulanan kuvvetin kemikte meydana gelen sıcaklık değişimleri üzerine anlamlı bir etkisinin olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları Stelzle ve ark.'nın bildirdiği uygulanan kuvvet arttıkça buna paralel olarak kemikte meydana gelen sıcaklığın da arttığı ve sıcaklık artışının kritik eşik değeri (10 °C) aşmaması için piezocerrahi sistem kullanılırken uygulanan kuvvetin 500 g'ı aşmaması gerektiği sonuçlarıyla çelişmektedir (132). Piezocerrahi sistemin kullanıldığı bir başka çalışmada bildirilen sıcaklık artış değerlerinin Lajolo ve ark.'nın verilerinin neredeyse iki katı kadar olduğu gözlenmiştir (150). Bu araştırmacıların gerçekleştirdiği osteotomilerin yüzeysel ve doğrudan irrigasyon solüsyonuyla temas halinde olmasına rağmen saptadıkları sıcaklık artışının, Lajolo ve ark. 'nın kemiğin en derin noktasında bulunan kortikal kemiği aşmaya çalışırken saptadığı sıcaklık artışından daha yüksek olduğu görülmektedir. Benzer şekilde en derin kısımda bulunan kortikal kemiğin aşılması sırasında meydana gelen sıcaklık artışlarının değerlendirildiği çalışmamızda bulduğumuz sonuçlar da hem mevcut kortikal kemik kalınlığı hem de çalışılan kemik derinliği daha az olmasına rağmen Lajolo ve ark.'nın bulduğu sonuçlardan oldukça yüksektir. Sonuçlar arasında tutarsızlık olmasında Lajolo ve ark.'nın çalışmalarında sıcaklık tespit yöntemi olarak tüm yüzey alanının ortalama sıcaklık değerini veren kızılötesi termometre kullanılmış olması, farklı piezocerrahi sistemi ve frezleri ile farklı kemik örneklerinin kullanılmış olmasının rol oynayabileceği düşünülmektedir.

2007 yılında yaptıkları bir çalışmada Maurer ve ark. geleneksel yöntem ve piezocerrahi sistem kullanarak gerçekleştirilen osteotomilerden sonra tavşan kafataslarında oluşan yüzey değişikliklerini ışık mikroskobu altında incelemişlerdir. Araştırmacılar bu iki tekniği işlem süresi ve cerrahi sonrası kemik iyileşmesi yönünden karşılaştırmayı amaçlamış ve bu doğrultuda 12 tavşanın kafatasından elde edilen 24 kemik örneği üzerinde çalışmışlardır. Piezocerrahi sistemle gerçekleştirilen osteotomilerde daha fazla zaman harcadığını belirten araştırmacılar; geleneksel yöntemle yapılan osteotomiler sonrasında kemikte yüzey bozulmalarının daha sık görüldüğünü, spongioz boşluklarda kemik artıklarının bulunduğunu ve kemik örneklerin yivli bir yapı gösterdiğini, buna karşın piezocerrahi sistemle yapılan osteotomi sonrası bölgenin kemik bütünlüğünün korunduğu ve bunun da daha iyi bir kemik iyileşmesi ile sonuçlanabileceğini bildirmişlerdir (155). Piezocerrahi sistem kullanılarak gerçekleştirilen krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde sinüs membranının kemik rejenerasyonu üzerine etkisinin incelendiği bir başka çalışmada 14 hastaya HPISE yöntemi uygulanarak 4. ve 7. aylardaki kalsifikasyon miktarı CBCT ile değerlendirilmiştir. İşlem sırasında sinüs membranını TKW5 frez ile atravmatik bir şekilde sinüs tabanında ayırıp valsalva manevrası ile perforasyon olup olmadığı kontrol eden çalışmacılar elde edilen boşluğa radyoopak kollajenöz sünger yerleştirmişlerdir. Operasyonların tamamı sinüs membranında perforasyon olmadan gerçekleştirilmiş ve perforasyondan şüphelenilen cerrahi sonrası komplikasyonlar olmamıştır. Araştırmacılar 4. ayda sinüsün ogmentasyon yapılan tüm duvarlarında %30 oranında kalsifikasyon tespit edildiğini ve 7. ayda ogmentasyon hacmini içeren tüm duvarlarda kalsifikasyonun tamamlandığını bildirmişlerdir. 4 ve 7. aylar arasında ogmentasyon yapılan yüksekliğin %13'ünün kaybedildiğini tespit eden araştırmacılar, sinüs membranının perforasyon olmadan, atravmatik bir şekilde yükseltilmesinin gerekliliğini vurgulayarak; sinüs membranının sağladığı osteoprogenitör hücreler ve humoral faktörlerle bölgede kemik rejenerasyonuna öncülük ettiğini belirtmişlerdir (156). Aynı araştırmacılar yine HPISE tekniğini kullanarak bu sefer insan kadavrasında krestal sinüs osteotomisi gerçekleştirerek önce sinüs membranında hasar olup olmadığını makroskopik olarak değerlendirmişler ardından da farklı bölgelerden topladıkları 150 örnek üzerinde histolojik incelemelerde bulunmuşlardır. Toplamda 15 sinüs osteotomisi gerçekleştirilen çalışmada, yapılan histolojik incelemede subepitelyal bağ doku ve solunum epitelinin periosteumla beraber sinüs tabanından, maksiller kemiğin trabeküllerinden, kemik iliğinden ve küçük arterlerden perforasyon olmadan ayrıldığı görülmüştür. Araştırmacılar bu sonuçlar doğrultusunda sinüs

membranını sert dokulardan zarar vermeden ayırabilme yeteneği sayesinde piezocerrahi sistemin krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde güvenle kullanılabileceğini bildirmişlerdir (157). Yapılan başka bir çalışmada krestal yaklaşım sinüs yükseltme işleminde Summers osteotom tekniği ve piezocerrahi sistem kullanımının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla 3-9 mm rezidüel kret yüksekliğine sahip 11 taze insan kadavrasına ait kemikler üzerinde bilgisayarlı tomografi (BT) ile incelemeler yapılmış, kemik yükseklikleri ölçülmüş ve kemik yoğunluk sınıflandırması yapılmıştır. Cerrahi prosedürler biri deneyimli biri acemi iki operatör tarafından gerçekleştirilmiştir. Piezocerrahi protokolü için pilot frezle işaretleme yapıldıktan sonra TKW1 nolu kesici uç ile maksiller sinüs tabanına kadar gelinmiş ardından TKW2 nolu kesici uç ile sinüs tabanındaki kortikal kemik delinmiştir. TKW4 nolu kesici uç ile hazırlık yapılarak TKW5 nolu uç ile 5 sn boyunca 30 ml/dk salın solüsyonu ile sinüs membranı atravmatik bir şekilde sinüs tabanından ayrılmıştır. TKW3 ve TKW4 nolu kesici uçlarla kavite genişletildikten sonra oluşan boşluğa kollajen sünger yerleştirilmiş ve ardından yükselen membranı stabilize etmek amacıyla bu boşluk kemik greftleri ile doldurulmuş ancak implant yerleştirilmemiştir. Summers tekniği de geleneksel protokole uygun şekilde gerçekleştirilmiş ve yine benzer şekilde boşluğun stabilizasyonu açısından kollajen sünger ve greft materyalleri yerleştirilmiştir. Cerrahi sonrasında tekrar bilgisayarlı tomografi ile tarama yapılmıştır. Deneyimli operatör tarafından gerçekleştirilen her iki prosedürde de cerrahi süresi kısa sürmüştür. Acemi operatör için kemik yoğunluğu arttıkça piezocerrahi ile yapılan işlemin cerrahi süresinin arttığı görülmüştür. Summers tekniği kullanılarak yapılan osteotomilerde hem deneyimli hem de acemi operatörün uyguladığı kemiklerde birer tane sinüs membran perforasyonu gerçekleşirken piezocerrahi ile yapılan sinüs yükseltme işleminde membranların hiçbirinde perforasyon meydana gelmemiş, hepsi korunmuştur. Araştırmacılar bu sonuçlar ışığında krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işlemlerinde piezocerrahi sistemin operatörden bağımsız bir şekilde daha güvenli olduğunu ve Summers osteotom tekniğine iyi bir alternatif olabileceğini bildirmişlerdir (158).

Piezocerrahi sistemi kullanılarak gerçekleştirilen krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işleminin similasyonu şeklinde hazırlanan, kesici uçların farklı kemik derinliklerinde meydana getirdiği sıcaklık artışının değerlendirildiği *in vitro* çalışmamızın sonuçlarının *in vivo* ortamda farklılık gösterebileceği göz önüne alınmalıdır. Çalışmamızda kullanılan kemik modellerde kanlanmanın olmaması ve çevre yumuşak dokuların bulunmaması gibi unsurların sıcaklık artışının daha yüksek çıkmasına neden olmuş

olabileceği düşünölebilir. Aynı zamanda çalışma düzeneğimizin standart olarak fasıllalı çalışılmaya uygun olmadığı için devamlı sabit kuvvet altında çalışılmış olunması sıcaklık artışının daha yüksek düzeyde saptanmasına neden olmuş olabilir. Ancak, fasıllalı da çalışılıyor olursa spongioz kemiğin derinliklerinde çalışırken sinüs tabanı gibi kalın ve yoğun bir kemikle karşılaşıldığında dışardan uygulanan serum soğutmanın ilgili bölgeye ulaşamamasından dolayı yüksek derecede ani sıcaklık artışının kaçınılmaz olacağı düşünölmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Piezocerrahi sistem ile yapılan krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonunun taklit edilerek *in vitro* ortamda oluşturulan düzenek ile kemik modeller üzerinde farklı çalışma derinliklerinde meydana gelen sıcaklık artışlarının değerlendirildiği çalışmamızda;

- 1- Kemik modellerde meydana gelen ortalama maksimum sıcaklık artışı değerleri grup 1’de 83,3 °C, grup 2’de 88.7 °C olarak saptandı ve bu değerlerin termal hasar oluşması açısından literatürde belirtilen kritik sınırın (10 °C) oldukça üzerinde olduğu gözlemlendi.
- 2- Grup 2’ de ölçülen ortalama maksimum sıcaklık artış değeri grup 1’de ölçülen değerden yüksekti. Gruplar arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da kemik içinde çalışma derinliği arttıkça meydana gelen ortalama maksimum sıcaklık artış değerlerinin de arttığı gözlemlendi.
- 3- Piezocerrahi sistem kullanılarak yapılan krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu işleminde üretici firmanın belirtmiş olduğu talimatlar doğrultusunda çalışıldığında eksternal irrigasyonun soğutma sisteminin etkinliğinin yetersiz kaldığı görüldü.
- 4- Piezocerrahi sistemlerin pek çok avantajının bulunmasına rağmen, kemikte ve yumuşak dokularda sıcaklık artışına bağlı olarak termal hasara neden olabileceği göz önüne alınması gereken oldukça önemli bir konudur.
- 5- Piezeocerrahi sistemler kullanılırken sürekli kuvvet uygulanmamasına dikkat edilerek, ısınan kesici ucun ve kemiğin soğumasına müsaade edecek şekilde fasıllı çalışılması önerilse de krestal yaklaşım maksiller sinüs ogmentasyonu işleminde kontrolsüz sıcaklık artış riskinin her zaman var olduğu göz önünde bulundurulmalıdır.
- 6- Kesici uç tasarımında değişiklikler yapılarak özellikle krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu için üretilen setlerde, internal irrigasyon özelliğine sahip kesici uçların kullanılması daha yararlı olabilir.
- 7- Krestal yaklaşım sinüs ogmentasyonu işleminde kesici uç bölgesinde serum soğutma sisteminin daha etkin olması için, firmanın önerdiği talimatlarda değişiklik yapılması yararlı olabilir.
- 8- Serum soğutma etkinliğinin artırılması amacıyla oda sıcaklığında irrigasyon solüsyonu yerine 4 °C veya daha düşük sıcaklıklarda irrigasyon solüsyonu kullanımı tercih edilmelidir.

- 9- Hekim tecrübesi, piezocerrahi sistemlerin kullanımında başarıyı etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Kesme etkinliğinin azaldığı kortikal kemik tabakasında osteotomi yapılırken, uygulanan kuvvetin artmasıyla birlikte meydana gelebilecek sıcaklık artış riski göz önünde bulundurularak işleme uygun kuvvetlerle devam edilmelidir.



7. KAYNAKLAR

1. Wallace SS, Froum SJ (2003). Effect of maxillary sinus augmentation on the survival of endosseous dental implants. A systematic review. *American Academy of Periodontology*, 8: 328–343.
2. Boyne PJ, James RA (1980). Grafting of the maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *Journal of Oral Surgery* 38: 613–616.
3. Tatum H (1986). Maxillary and sinus implant reconstructions. *Dental Clinics of North America* 30: 207–229.
4. Smiler DG, Holmes RE (1987). Sinus lift procedure using porous hydroxyapatite: a preliminary clinical report. *The Journal of Oral Implantology* 13: 239-253.
5. Misch CE (1987). Maxillary sinus augmentation for endosteal implants: organized alternative treatment plans. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist* 4: 49—58.
6. Emmerich D, Att W, Stappert C (2005). Sinus floor elevation using osteotomes: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Periodontology* 76: 1237–1251.
7. Nedir R, Bischof M, Vazquez L, Nurdin N, Szmukler-Moncler S, Bernard JP (2009). Osteotome sinus floor elevation technique without grafting material: 3-year results of a prospective pilot study. *Clinical Oral Implants Research* 20: 701–707.
8. Landes CA, Stübinger S, Ballon A, Sader R (2008). Piezoosteotomy in orthognathic surgery versus conventional saw and chisel osteotomy. *Oral and Maxillofacial Surgery* 12: 139–147.
9. Kshirsagar JT, Prem KK, Yashodha SR, Nirmmal MT (2015). Piezosurgery: Ultrasonic bone surgery in periodontics and oral implantology-Review. *International Journal of Applied Dental Sciences* 1: 19–22.
10. Eriksson AR, Albrektsson T (1983). Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 50: 101–107.
11. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S (2002). Heat generation during implant drilling: The significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 60: 1160–1169.

12. Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM (2006). Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 64: 265–269.
13. Lajolo C, Valente NA, Romandini WG, Petruzzi M, Verdugo F, D’Addona A (2018). Bone heat generated using conventional implant drills versus piezosurgery unit during apical cortical plate perforation. *Journal of Periodontology* 89: 661–668.
14. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P (2011). Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 22: 1361–1365.
15. Güzel KG, Meşe A, Dünder DB (2006). Tür, form ve materyal açısından günümüz dental implantlarının tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics* 14: 41–46.
16. Block MS (2018). Dental implants: the last 100 years. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 76: 11–26.
17. Greenfield EJ (1913). Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Dent Cosmos* 55: 364–369.
18. Abraham CM (2014). A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The Open Dentistry Journal* 8: 50–55.
19. Adams PB (1938). Anchoring means for false teeth. U.S. Patent and Trademark Office, Washington D.C.
20. Schou S, Pallesen L, Hjørtting-Hansen E, Pedersen CS, Fibæk B (2000). A 41-year history of a mandibular subperiosteal implant. *Clinical Oral Implants Research* 11: 171–178.
21. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery* 10: 387–416.
22. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery Supplementum* 16: 1–132.

23. Ulusoy MM, Aydın K (2010). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, Beşinci baskı. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara; Sayfa: 685-687.
24. Doundoulakis JH, Eckert SE, Lindquist CC, Jeffcoat MK (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association* 134: 1455–1458.
25. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences* 106: 527–551.
26. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Dental Research* 91: 242–248.
27. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 1: 11–25.
28. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, Steigmann M, Rebaudi A, Palti A, Pikos MA, et al. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry* 17: 5–15.
29. Terheyden H, Lang NP, Bierbaum S, Stadlinger B (2012). Osseointegration-communication of cells. *Clinical Oral Implants Research* 23: 1127–1135.
30. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J (1981). Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52: 155–170.
31. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O (2005). Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. *Micron* 36: 630–644.
32. Albrektsson T, Johansson C, Sennerby L (1994). Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000 4: 58–73.

33. Li T, Hu K, Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, Kong L (2011). Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality - a 3D finite element analysis. *Applied Mathematical Modelling* 35: 446–456.
34. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH (1991). Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. *Journal of Biomedical Materials Research* 25: 889–902.
35. Rupp F, Liang L, Geis-Gerstorfer J, Scheideler L, Hüttig F (2018). Surface characteristics of dental implants: a review. *Dental Materials* 34: 40–57.
36. Lumbikanonda N, Sammons R (2001). Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 16: 627–636.
37. Buser D, Broggini N, Wieland M, Schenk RK, Denzer AJ, Cochran DL, Hoffmann B, Lussi A, Steinemann SG (2004). Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *Journal of Dental Research* 83: 529–533.
38. Uzun DG (2007). İmplantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 43–50.
39. Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y (2007). Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dental Materials* 23: 844–854.
40. Cordioli G (1997). Heat generation during implant site preparation : an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12: 1–14.
41. Brisman DL (1997). The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11: 35–37.
42. Eriksson RA, Adell R (1986). Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 44: 4–7.
43. Tehemar SH (2000). Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14: 127–36.

44. Wächter R, Stoll P (1991). Increase of temperature during osteotomy. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 20: 245–249.
45. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang BR (1996). The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *Journal of Prosthetic Dentistry* 76: 50–55.
46. Mombelli A, Cionca N (2006). Systemic diseases affecting osseointegration therapy. *Clinical Oral Implants Research* 17: 97–103.
47. Ribeiro-Rotta RF, Lindh C, Pereira AC, Rohlin M (2011). Ambiguity in bone tissue characteristics as presented in studies on dental implant planning and placement: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research* 22: 789–801.
48. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clinical Oral Implants Research* 16: 26–35.
49. Van Steenberghe D, Quirynen M, Molly L, Jacobs R (2003). Impact of systemic diseases and medication on osseointegration. *Periodontology* 2000 33: 163–171.
50. Christensen GJ (2019). Bone density: a key determinant for treatment planning. *Misch's Contemporary Implant Dentistry* 526–527.
51. Fiorellini JP, Nevins ML (2000). Dental implant considerations in the diabetic patient. *Periodontology* 2000 23: 73–77.
52. Friberg B, Sennerby L, Gröndahl K, Bergström C, Bäck T, Lekholm U (1999). On cutting torque measurements during implant placement: a 3-year clinical prospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 1: 75–83.
53. Michael G. N, Takei H, R. Klokkevold P, Carranza F (2018). Newman and Carranza's *Clinical Periodontology* (Vol. 47), Elsevier Health Sciences, 258–260.
54. Cawood JJ, Howell RA (1988). A classification of edentulous jaws. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgeons* 17: 232–236.
55. Linkow LI, Cherchève R (1970). *Theories and Techniques of Oral Implantology* CV Mosby Company.

56. Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (1985). Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Lekholm U, Zarb GA (Ed.) Patient selection and preparation. Quintessence Publishing, Chicago, Sayfa: 199–209.
57. Misch CE (1988). Bone character: second vital implant criterion. Dent Today 7: 39.
58. Hounsfield GN (1973). Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. The British Journal of Radiology 46: 1016–1022.
59. Sogo M, Ikebe K, Yang TC, Wada M, Maeda Y (2012). Assessment of bone density in the posterior maxilla based on Hounsfield Units to enhance the initial stability of implants. Clinical Implant Dentistry and Related Research 14: 183–187.
60. Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM (2006). Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 21: 290–7.
61. Ogle OE, Weinstock RJ, Friedman E (2012). Surgical anatomy of the nasal cavity and paranasal sinuses. Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America 24: 155–166.
62. Çakur B, Sümbüllü MA, Durna D (2013). Relationship among Schneiderian Membrane, Underwood's Septa, and the maxillary sinus inferior border. Clinical Implant Dentistry and Related Research 15: 83–87.
63. Hung K, Montalvao C, Yeung AWK, Li G, Bornstein MM (2020). Frequency, location, and morphology of accessory maxillary sinus ostia: a retrospective study using cone beam computed tomography (CBCT). Surgical and Radiologic Anatomy 42: 219–228.
64. Lang NP, Lindhe J, Lai JY (2015). Clinical periodontology and implant dentistry. Sixth edition. John Wiley&Sons, West Sussex: 1117-1122.
65. Aldelaïmi TN, Khalil AA (2016). Maxillary sinus augmentation. Journal of Craniofacial Surgery 27: e557–e559.
66. Traxler H, Windisch A, Geyerhofer U, Surd R, Solar P, Firbas W (1999). Arterial blood supply of the maxillary sinus. Clinical Anatomy 12: 417–421.
67. Netter FH (2019). Atlas of human anatomy, Seventh edition. Elsevier Publishing, Philadelphia: 49-52

68. Kent JN, Block MS (1999). Grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. *Journal of Dentistry* 238–242.
69. Summers RB (1994). The osteotome technique: Part 3-Less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compendium* 15: 698, 700, 702-4.
70. Bruschi GB, Scipioni A, Calesini G, Bruschi E (1998). Localized management of sinus floor with simultaneous implant placement: a clinical report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13: 219–26.
71. Fugazzotto PA, Paoli S De (2002). Sinus floor augmentation on at the time of maxillary molar extraction: success and failure rates of 137 implants in function for up to 3 years. *Journal of Periodontology* 73: 39–44.
72. Tiwana PS, Kushner GM, Haug RH (2006). Maxillary sinus augmentation. *Dental Clinics of North America* 50: 409–424.
73. Kao DWK (2014). Clinical procedures of the lateral window technique. *Clinical Maxillary Sinus Elevation Surgery*. John Wiley & Sons, Hoboken, Sayfa: 67–78.
74. Kaufman E (2002). Maxillary sinus elevation surgery. *Dentistry Today* 21: 96–101.
75. Bhalla N, Dym H (2021). Update on maxillary sinus augmentation. *Dental Clinics of North America* 65: 197–210.
76. Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R (2005). Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *International Journal of Periodontics Restorative Dentistry* 6: 565-577.
77. Jensen OT (2019). The sinus bone graft. Third edition. Quintessence Publishing, Chicago: 48-118
78. Berengo M, Sivoilella S, Majzoub Z, Cordioli G (2004). Endoscopic evaluation of the bone-added osteotome sinus floor elevation procedure. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 33: 189–194.
79. Sammartino G, Mariniello M, Scaravilli MS (2011). Benign paroxysmal positional vertigo following closed sinus floor elevation procedure: Mallet osteotomes vs. screwable osteotomes. A triple blind randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research* 22: 669–672.

80. Cosci F, Luccioli M (2000). A new sinus lift technique in conjunction with placement of 265 Implants: A 6-year retrospective study. *Implant Dentistry* 9: 363-368.
81. Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Šedý J (2011). Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 40: 451–457.
82. Sohn DS, Ahn MR, Lee WH, Yeo DS, Lim SY (2007). Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 27: 127–31.
83. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M (2004). Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 62: 759–761.
84. Nedir R, Nurdin N, Vazquez L, Szmukler-Moncler S, Bischof M, Bernard JP (2010). Osteotome sinus floor elevation technique without grafting: a 5-year prospective study. *Journal of Clinical Periodontology* 37: 1023–1028.
85. Sohn DS, Heo JU, Kwak DH, Kim DE, Kim JM, Moon JW, Lee JH, Park IS (2011). Bone regeneration in the maxillary sinus using an autologous fibrin-rich block with concentrated growth factors alone. *Implant Dentistry* 20: 389–395.
86. Sohn DS, Moon JW, Moon KN, Cho SC, Kang PS (2010). New bone formation in the maxillary sinus using only absorbable gelatin sponge. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 68: 1327–1333.
87. Reynolds MA, Aichelmann-Reidy ME, Branch-Mays GL (2010). Regeneration of periodontal tissue: bone replacement grafts. *Dental Clinics of North America* 54: 55–71.
88. Schallhorn RG (1977). Present status of osseous grafting procedures. *Journal of Periodontology* 48: 570–576.
89. Block MS, Kent JN (1997). Sinus augmentation for dental implants: the use of autogenous bone. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 55: 1281–1286.

90. Tadjoeidin ES, De Lange GL, Bronckers ALJJ, Lyaruu DM, Burger EH (2003). Deproteinized cancellous bovine bone (Bio-Oss®) as bone substitute for sinus floor elevation. A retrospective, histomorphometrical study of five cases. *Journal of Clinical Periodontology* 30: 261–270.
91. Fillingham Y, Jacobs J (2016). Bone grafts and their substitutes. *The Bone & Joint Journal* 98: 6–9.
92. Pandit N, Pandit I (2016). Autogenous bone grafts in periodontal practice: a literature review. *Journal of the International Clinical Dental Research Organization* 8: 27-33.
93. Tadjoeidin ES, De Lange GL, Lyaruu DM, Kuiper L, Burger EH (2002). High concentrations of bioactive glass material (BioGran ®) vs. autogenous bone for sinus floor elevation. *Clinical Oral Implants Research* 13: 428–436.
94. Roberts TT, Rosenbaum AJ (2012). Bone grafts, bone substitutes and orthobiologics the bridge between basic science and clinical advancements in fracture healing. *Organogenesis* 8: 114–124.
95. Khan SN, Cammisa FP, Sandhu HS, Diwan AD, Girardi FP, Lane JM (2005). The biology of bone grafting. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 13: 77–86.
96. Chavda S, Levin L (2018). Human studies of vertical and horizontal alveolar ridge augmentation comparing different types of bone graft materials: a systematic review. *Journal of Oral Implantology* 44: 74–84.
97. Matsumoto MA, Nary Filho H, Francischone CE, Consolaro A (2002). Microscopic analysis of reconstructed maxillary alveolar ridges using autogenous bone grafts from the chin and iliac crest. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 17: 507–516.
98. Myeroff C, Archdeacon M (2011). Autogenous bone graft: donor sites and techniques. *Journal of Bone and Joint Surgery* 93: 2227–2236.
99. Tang CL, Mahoney JL, McKee MD, Richards RR, Waddell JP, Louie B, Yoo D (1998). Donor site morbidity following vascularized fibular grafting. *Microsurgery* 18: 383–386.

100. Kao ST, Scott DD (2007). A review of bone substitutes. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America* 19: 513–521.
101. Friedlaender GE, Strong M, Tomford WW, Mankin HJ (1999). Long-term follow-up of patients with osteochondral allografts: A correlation between immunologic responses and clinical outcome. *Orthopedic Clinics of North America* 30: 583–588.
102. Aykın Ş, Çakmak G, Cila E (2004). Kemik greftleri ve kemik greftlerinin yerini tutabilecek maddeler. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi* 3: 11–24.
103. Seth J, Acran H, Sharma A (2013). Bone augmentation materials: a literature review. *Journal of Dentofacial Sciences* 2: 1–6.
104. Laurencin C, Khan Y, El-Amin SF (2006). Bone graft substitutes. *Expert Review of Medical Devices* 3: 49–57.
105. Stübinger S, Stricker A, Berg BI (2015). Piezosurgery in implant dentistry. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry* 7: 115–124.
106. Thomas M, Akula U, Ealla K, Gajjada N (2017). Piezosurgery: a boon for modern periodontics. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry* 7: 1–7.
107. Zhang Y, Wang C, Zhou S, Jiang W, Liu Z, Xu L (2017). A comparison review on orthopedic surgery using piezosurgery and conventional tools. *Procedia CIRP* 65: 99–104.
108. Plotino G, Pameijer CH, Maria Grande N, Somma F (2007). Ultrasonics in endodontics: a review of the literature. *Journal of Endodontics* 33: 81–95.
109. Koli P, Pujar M, Yalgi V, Uppin V, Vagarali H, Hosmani N (2014). Ultrasonic management of calcified canal: a case report. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Radiology* 2: 11–13.
110. Horton JE, Tarpley TM, Wood LD (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 39: 536–546.

111. Horton JE, Tarpley TM, Jacoway JR (1981). Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 51: 236–242.
112. Vercellotti T (2000). Piezoelectric surgery in implantology: a case report- a new piezoelectric ridge expansion technique. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 20: 358–65.
113. Agarwal E (2014). Escalating role of piezosurgery in dental therapeutics. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 8: 8–11.
114. Yaman Z, Suer B (2013). Piezoelectric surgery in oral and maxillofacial surgery. *Annals of Oral and Maxillofacial Surgery* 5: 1-9.
115. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M (2001). The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 21: 561–7.
116. Aro H, Kallioniemi H, Aho AJ, Kellokumpu-Lehtinen P (1981). Ultrasonic device in bone cutting: a histological and scanning electron microscopical study. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 52: 5–10.
117. Khambay B, Walmsley A (2000). Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 1: forces applied by clinicians. *Journal of Dentistry* 28: 31–37.
118. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC (2007). A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clinical Oral Implants Research* 18: 707–714.
119. Schenk RK, Buser D (1998). Osseointegration: a reality. *Periodontology* 2000 17: 22–35.
120. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard J, Behneke A, Behneke N, Hirt H, Belser U, Lang N (1997). Long term evaluation of non submerged ITI implants. *Clinical Oral Implants Research* 8: 161-172.
121. Eckert SE, Wollan PC (1998). Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *Journal of Prosthetic Dentistry* 79: 415–421.

122. Scharer P, Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J, Hammerle CHF (2005). Immediate occlusal loading of Branemark System TiUnite™ implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7: 52–59.
123. Nedir R, Bischof M, Briaux JM, Beyer S, Szmukler-Monder S, Bernard JP (2004). A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clinical Oral Implants Research* 15: 150–157.
124. Monteiro DR (2015). Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. *World Journal of Clinical Cases* 3: 65.
125. Woo I, Le BT (2004). Maxillary sinus floor elevation: review of anatomy and two techniques. *Implant Dentistry* 13: 28–32.
126. Stern A, Green J (2012). Sinus lift procedures: an overview of current techniques. *Dental Clinics of North America* 56: 219–233.
127. Pjetursson BE, Tan WC, Zwahlen M, Lang NP (2008). A systematic review of the success of sinus floor elevation and survival of implants inserted in combination with sinus floor elevation: Part I: lateral approach. *Journal of Clinical Periodontology* 35: 216–240.
128. Sohn DS, Lee JS, An KM, Choi BJ (2009). Piezoelectric internal sinus elevation (PISE) technique: a new method for internal sinus elevation. *Implant Dentistry* 18: 458–463.
129. Harder S, Egert C, Freitag-Wolf S, Mehl C, Kern M (2018). Intraosseous temperature changes during implant site preparation: in vitro comparison of thermocouples and infrared thermography. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 33: 72–78.
130. Benington IC, Biagioni PA, Crossey PJ, Hussey DL, Sheridan S, Lamey PJ (1996). Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography. *Journal of Dentistry* 24: 263–267.

131. Hennes P (2015). Piezoelectric bone surgery: a review of the literature and potential applications in veterinary oromaxillofacial surgery. *Frontiers in Veterinary Science* 2: 1–7.
132. Stelzle F, Frenkel C, Riemann M, Knipfer C, Stockmann P, Nkenke E (2014). The effect of load on heat production, thermal effects and expenditure of time during implant site preparation - an experimental ex vivo comparison between piezosurgery and conventional drilling. *Clinical Oral Implants Research* 25: 140–148.
133. Sortino F, Pedullà E, Masoli V (2008). The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 66: 2444–2448.
134. Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P (2006). Piezoelectric osteotomy in hand surgery: First experiences with a new technique. *BMC Musculoskeletal Disorders* 7: 2–5.
135. Gandhi SA, Baker JA, Bairam L, Kim HI, Davis EL, Andreana S (2014). Primary stability comparison using piezoelectric or conventional implant site preparation systems in cancellous bone: a pilot study. *Implant Dentistry* 23: 79–84.
136. Stelzle F, Neukam FW, Nkenke E (2012). Load-dependent heat development, thermal effects, duration, and soft tissue preservation in piezosurgical implant site preparation: an experimental ex vivo study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27: 513–522.
137. Baker JA, Vora S, Bairam L, Kim HI, Davis EL, Andreana S (2012). Piezoelectric vs. conventional implant site preparation: ex vivo implant primary stability. *Clinical Oral Implants Research* 23: 433–437.
138. Karaca F, Aksakal B, Kom M (2011). Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Medical Engineering and Physics* 33: 1221–1227.
139. Hillery MT, Shuaib I (1999). Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology* 92–93: 302–308.
140. Kalidindi V (2004). Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. Master's Theses, University of Kentucky, Kentucky.

141. Khambay B., Walmsley A. (2000). Investigations into the use of an ultrasonic chisel to cut bone. Part 2: cutting ability. *Journal of Dentistry* 28: 39–44.
142. Gupta V, Pandey PM, Gupta RK, Mridha AR (2017). Rotary ultrasonic drilling on bone: a novel technique to put an end to thermal injury to bone. *Journal of Engineering in Medicine* 231: 189–196.
143. Schütz S, Egger J, Kühl S, Filippi A, Lambrecht JT (2012). Intraosseous temperature changes during the use of piezosurgical inserts in vitro. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 41: 1338–1343.
144. Ochsner PE, Baumgart F, Kohler G (1998). Heat-induced segmental necrosis after reaming of one humeral and two tibial fractures with a narrow medullary canal. *Injury* 29: 1–10.
145. Albrektsson T (1982). Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. *International Journal of Oral Surgery* 11: 115–121.
146. Krause WR, Bradbury DW, Kelly JE, Lunceford EM (1982). Temperature elevations in orthopaedic cutting operations. *Journal of Biomechanics* 15: 267–275.
147. Eriksson RA, Albrektsson T (1984). The effect of heat on bone regeneration: An experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 42: 705–711.
148. Misic T, Markovic A, Todorovic A, Colic S, Miodrag S, Milicic B (2011). An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: bone condensing versus bone drilling. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 112: 28–33.
149. Trisi P, Berardini M, Falco A, Vulpiani MP (2015). Effect of temperature on the dental implant osseointegration development in low-density bone: An in vivo histological evaluation. *Implant Dentistry* 24: 96–100.
150. Heinemann F, Hasan I, Kunert-Keil C, Götz W, Gedrange T, Spassov A, Schweppe J, Gredes T (2012). Experimental and histological investigations of the bone using two different Oscillating Osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. *Annals of Anatomy* 194: 165–170.

151. Isler SC, Cansiz E, Tanyel C, Soluk M, Selvi F, Cebi Z (2011). The effect of irrigation temperature on bone healing. *International Journal of Medical Sciences* 8: 704–708.
152. Markovic A, Lazic Z, Misic T, Scepanovic M, Todorovic A, Thakare K, Janjic B, Vlahovic Z, Glisic M (2016). Effect of surgical drill guide and irrigants temperature on thermal bone changes during drilling implant sites - thermographic analysis on bovine ribs. *Vojnosanitetski Pregled* 73: 744–750.
153. Toksvig-Larsen S, Ryd L, Lindstrand A (1991). On the problem of heat generation in bone cutting. Studies of the effects on liquid cooling. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B* 73: 13–15.
154. Bruketa T, Augustin G, Pintarić S, Šeol-Martinec B, Dobrić I, Bakota B (2019). Pilot study: Internally cooled orthopedic drills – standard sterilization is not enough? *Acta Clinica Croatica* 58: 379–385.
155. Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Brandt J, Heiss C (2007). Light microscopic examination of rabbit skulls following conventional and Piezosurgery® osteotomy. *Biomedizinische Technik* 52: 351–355.
156. Troedhan A, Kurrek A, Wainwright M (2012). Biological principles and physiology of bone regeneration under the Schneiderian Membrane after sinus lift surgery: a radiological study in 14 patients treated with the transcrestal hydrodynamic ultrasonic cavitation sinus lift (Intralift). *International Journal of Dentistry* 2012: 1–12.
157. Troedhan A, Kurrek A, Wainwright M, Jank S (2014). Schneiderian membrane detachment using transcrestal hydrodynamic ultrasonic cavitation sinus lift: a human cadaver head study and histologic analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 72: 1503 e1-1503 e10.
158. Llopet J, Montaudon M, Guillaud E, Ella B (2014). Comparison of 2 crestal sinus floor lift techniques performed on human cadavers. *Implant Dentistry* 23: 626–632.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Soyadı, Adı : KARATEPE Yusuf :

Uyruğu

Doğum Tarihi ve Yeri

Telefon (İş)

E-Posta

Yazışma Adresi (İş)

EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Lisans/ Y.Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Yozgat Şehitler Fen Lisesi	2009

AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ.Diş.Hek.Fak.Periodontoloji AD	2017-Halen

YABANCI DİL

İngilizce

UZMANLIK ALANI

Periodontoloji