

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**KONVANSİYONEL VE ULTRASONİK KEMİK KESİCİLERİNİN  
KEMİKTE YAPTIKLARI TERMAL DEĞİŞİKLİKLERİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**HAZIRLAYAN**

**Tolga KENCER**

**DOKTORA TEZİ**

**ANKARA - 2021**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**KONVANSİYONEL VE ULTRASONİK KEMİK KESİCİLERİNİN  
KEMİKTE YAPTIKLARI TERMAL DEĞİŞİKLİKLERİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**HAZIRLAYAN**

**Tolga KENCER**

**DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI**

**Prof. Dr. Burak BAYRAM**

**ANKARA - 2021**

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı çerçevesinde Tolga Kencer tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 13/04/2021

**Tez Adı:** “Konvansiyonel ve Ultrasonik Kemik Kesicilerinin Kemikte Yaptıkları Termal Değişikliklerin Karşılaştırılması”

**Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu )**

**İmza**

**ONAY**

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ

Enstitü Müdürü

Tarih: ... / ... / .....

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**  
**DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK RAPORU**

Tarih:13/ 04 / 2021

Öğrencinin Adı, Soyadı: Tolga KENCER

Öğrencinin Numarası:

Anabilim Dalı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Programı: Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi

Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: KONVANSİYONEL VE ULTRASONİK KEMİK KESİCİLERİNİN  
KEMİKTE YAPTIKLARI TERMAL DEĞİŞİKLİKLERİN KARŞILAŞTIRILMASI

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 49 sayfalık kısmına ilişkin, 13 / 04 / 2021 tarihinde tez danışmanım tarafından “Turnitin” adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 13’dür. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:

**ONAY**

Tarih: 13 / 04 / 2021

Öğrenci Danışmanı

## TEŞEKKÜR

Başkent Üniversitesi'ndeki doktora eğitimim boyunca bilgisini ve deneyimlerini içtenlikle paylaştan çok değerli hocam Prof. Dr. Kenan Araz'a,  
Her anlamda saygı duyduğum danışman hocam Prof. Dr. Burak Bayram'a,  
Her zaman yanımda olduğunu bildiğim ve Ankara'da Kıbrıs özlemini beraber giderdiğimiz sevgili hocam Doç. Dr. Sıdika Sinem Akdeniz'e,  
Tecrübelerini her zaman bir arkadaş ve meslektaş gözüyle anlatan sevgili hocam Doç. Dr. Nur Altıparmak'a,  
Eğlenerek öğrendiğim çok değerli hocam Dr. Öğr. Üy. Seçil Çubuk'a,  
Her zaman, her konuda yanımda olan çok değerli Dr. Öğr. Üy. Esra Beyler'e,  
Öğrencilik yıllarımdan beri tanıdığım sevgili Uzm. Dt. Ezgi Ergezen'e  
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'ndaki tüm çalışma ve asistan arkadaşlarıma,  
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki tüm hocalarıma ve asistan arkadaşlarıma,  
Tez süresince desteğini esirgemeyen çok değerli arkadaşlarım Alihan Benayyat, Cansu Sakallı, Zehra Beycioğlu ve Palin Çiftçioğlu'na,  
Bu süreçte yanımda olan değerli Cambier, Külahlı ve Benayyat ailelerine,  
Eğitim hayatımda uzakta olsalar da desteklerini hiç esirgemeyen canım annem Gürin Kencer, sevgili babam Kader Kencer ve biricik kız kardeşim Çizel Kencer'e,  
Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### **Dt. Tolga Kencer, Konvansiyonel ve Ultrasonik Kemik Kesicilerinin Kemikte Yaptıkları Termal Değişikliklerin Karşılaştırılması, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2021**

Oral ve maksillofasiyal cerrahide sert doku kesileri en sık kullanılan prosedürlerden biridir. Günümüzde bu prosedür için en sık konvansiyonel ve ultrasonik osteotomi yöntemleri kullanılmaktadır. Konvansiyonel yöntemler olan turlu döner aletlere takılan kemik frezleri ve kemik testerelerinin esas dezavantajları yakın anatomik yapılara verdikleri zararlardır. Bundan dolayı selektif vibrasyon sistemleriyle çalışan, sert ve yumuşak dokular arasında selektif kesme özelliği olan ultrasonik osteotomi sistemleri tercih edilmeye başlanmıştır. Ultrasonik sistemlerin gelişmesi, maksillofasiyal bölgedeki sinirler, kan damarları ve birçok dikkat edilmesi gereken anatomik yapıların çevresindeki operasyonlar için güvenli bir olanak tanımaktadır. Günümüzde en sık kullanılan ultrasonik osteotomi cihazları piezocerrahi ve ultrasonik kemik bıçaklarıdır. Bu sistemlerin daha güvenli oluşu ve daha az iyatrojenik hataya neden olmasına karşın, osteotomi süresinin artması ve oluşan ısı ile ilgili bazı endişeler devam etmektedir. Bu çalışmanın amacı konvansiyonel (kemik testereleri ve kemik frezleri) ve ultrasonik osteotomi sistemlerinin (piezocerrahi ve ultrasonik kemik bıçağı) aynı süre ve uzunluktaki kemik osteotomisi sırasında iki farklı irrigasyon değişkeni altında kemikte meydana getirdikleri ısı değişimlerin kıyaslanmasıdır. Bu çalışma 09/07/2020 tarihinde Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA20/11) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. In vitro çalışma materyali olarak taze sığır kaburga kemikleri, ısı farkın ölçümü için ise sıcaklık algılayıcı sensör olarak 2 adet K tipi termokupl kablosu ve universal girişli mikrokontrolör tasarımlı “Data-Logger” kullanılmıştır. Kemik bloklar üzerinde osteotomi hattına 1 mm uzaklıkta olacak şekilde biri 1.5 mm (kortikal kemik seviyesinde) diğeri 7 mm (kansellöz kemik seviyesinde) derinlikte serum fizyolojik soğutması altında cerrahi çelik rond frez ile termokuplların yerleşeceği yuvalar açıldı. Açılan yuvalara termokupl sensörleri yerleştirildi. Osteotomi işlemleri, her bir osteotomi 1cm/dk olacak şekilde, bikortikal ve iki farklı irrigasyon değişkeni (20 ml/dk ve 80 ml/dk serum fizyolojik) altında dört farklı alet grubuyla gerçekleştirildi. Oluşan ısı değişimleri, sensörler aracılığıyla bilgisayara aktarıldı.

Çalışmanın istatistiksel sonuçları 20 ml/dk ve 80 ml/dk serum fizyolojik irrigasyon gruplarında kortikal ve kansellöz ölçümlerinin gruplara göre ortalamaları arasında anlamlı farklılık olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile incelenmiştir. Tek yönlü varyans analizi sonrasında farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için TUKEY testi kullanılmıştır. Analizler SPSS 20.0 yazılımı ile %95 güven düzeyinde yapılmıştır. Osteotomi süresince ısı değişimleri sırasıyla en yüksek ultrasonik kemik bıçağı, piezoelektrik, konvansiyonel kemik frezi ve kemik testeresi gruplarında bulunmuştur. Ultrasonik osteotomi aletlerinin çevre yumuşak dokular için daha güvenli olduğu ve post-operatif dönemde de daha avantajlı olduğunu gösteren birçok araştırma olmasına rağmen en fazla ısı artışı bu gruplarda görülmüştür.

Anahtar Kelimeler; piezoelektrik cerrahi, ultrasonik kemik bıçağı, konvansiyonel kemik frezleri, kemik testeresi, termokupl

## ABSTRACT

### **Dt. Tolga Kencer, Comparison of the Thermal Changes of Conventional and Ultrasonic Bone Cutters, Başkent University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, 2021**

Hard tissue osteotomies are one of the most commonly used procedure in oral and maxillofacial surgery. Conventional and ultrasonic osteotomy methods are frequently used for this procedure. The main disadvantage of bone burs and bone saws which are conventional methods attached to rotary tools, is their damage to close anatomical structures. For this reason, ultrasonic osteotomy systems that work with selective vibration systems and feature selective cutting between hard and soft tissues, have started to be preferred. The development of ultrasonic systems provides a safe opportunity for operations around nerves, blood vessels, and sensitive anatomical structures in the dentomaxillofacial region which require much attention. Currently, the commonly used ultrasonic osteotomy devices are piezosurgery and ultrasonic bone scalpel. Although it is safer and causes fewer iatrogenic errors, there are some concerns about increased osteotomy time, osteotomy speed and heat build-up. The aim of this study is to compare the thermal changes caused by conventional (bone saws and bone burs) and ultrasonic osteotomy systems (piezosurgery and ultrasonic bone scalpel) during bone osteotomy of the same duration and length under two different irrigation variables. This study was approved by Başkent University Medical and Health Sciences Research Board on 09/07/2020 (Project number: D-KA20 / 11) and supported by Başkent University Research Fund. Fresh bovine ribs were used as in vitro study materials, and two K-type thermocouple cables and universal input microcontroller design data-loggers were used as temperature sensors for the measurement of thermal difference. Slots where the thermocouples will be placed, were opened on the bone blocks under the saline irrigation. The location of the slots were opened 1 mm away from the osteotomy line. One is 1.5 mm (at the cortical bone level) and the other one is 7 mm (at the cancellous bone level) deep. Thermocouple sensors were placed in the prepared slots. Osteotomy procedures were performed with four different instrument groups. In each group, osteotomy was 1 cm / min, bicortical and made under two different irrigation variables (20 ml / min and 80 ml / min saline). The results of temperature changes were transferred to the computer via sensors. The statistical results of the study were examined by One-Way ANOVA whether there was a



significant difference between the means of cortical and cancellous measurements in the groups of 20 ml / min saline irrigation and 80 ml / min saline irrigation. After One-Way ANOVA, TUKEY test was used to determine which group the difference originated from.

Analyzes were made with SPSS 20.0 software at 95% confidence level. Temperature changes during osteotomy were highest in ultrasonic bone scalpel, piezoelectric, conventional bone bur and bone saw groups, respectively. Although there are many studies showing that ultrasonic osteotomy instruments are safer for the surrounding soft tissues and are more beneficial in the post-operative period, the highest temperature increase was seen in this groups.

Keywords: piezoelectric surgery, ultrasonic bone scalpel, conventional bone burs, conventional bone saw, thermocouple

# İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 Kemik.....	3
2.1.1 Osteoprogenitör hücreler.....	3
2.1.2. Osteoblastlar.....	4
2.1.3. Osteoklastlar.....	4
2.1.4 Osteositler.....	4
2.2 Kemik Yapımı.....	5
2.2.1. Endokondral kemikleşme.....	5
2.2.2. İntramembranöz kemikleşme.....	5
2.3 Tarihçe.....	6
2.3.1 Mandibular osteotomilerin tarihçesi.....	6
2.3.2. Maksiller osteotomilerin tarihçesi.....	9
2.3.3. Çift çene cerrahisinin tarihçesi.....	10
2.3.4. Oral cerrahide osteotomi.....	10
2.4 Oral Cerrahi Osteotomisinde Sık Kullanılan Aletler.....	11
2.4.1 Döner aletler ve kemik frezleri.....	11
2.4.2. Kemik testereleri.....	12
2.4.3 Piezoelektrik sistemleri.....	13
2.4.4 Ultrasonik kemik bıçakları.....	15
2.5 Kemiğin Termal Yaralanmaları.....	16
2.5.1 Kemikte ısı artışıyla ilgili parametreler.....	18
2.5.1.1. Osteotomi aletine bağlı parametreler.....	18
2.5.1.1.1. Aletin dizaynı.....	18

2.5.1.1.2. Aletin çapı.....	19
2.5.1.1.3. Aletin materyali.....	19
2.5.1.2. Kemik osteotomi parametreleri.....	19
2.5.1.2.1. Osteotomi hızı.....	19
2.5.1.2.2. İlerletme hızı.....	20
2.5.1.2.3. Osteotomi derinliği.....	20
2.5.1.2.4. Kortikal kemik kalınlığı....	20
2.5.1.2.5. Aşamalı frezleme.....	21
2.5.1.2.6. Soğutma/ İrrigasyon.....	21
2.6 Kemikteki Isı Değişimlerinin Ölçülmesi.....	23
2.6.1 Termokupl (Isıl Çiftler).....	24
2.6.2. Termal kameralar.....	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1 Gereç ve Yöntem.....	26
3.2 İstatiksel Analiz.....	35
4. BULGULAR.....	36
5. TARTIŞMA.....	42
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	49
KAYNAKLAR.....	50

## TABLULAR LİSTESİ

	<b>Sayfa</b>
Tablo 1. Frez grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzelik olarak farkı.....	36
Tablo 2. Testere grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzelik olarak farkı.....	37
Tablo 3. Piezo grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzelik olarak farkı.....	38
Tablo 4. Ultrasonik kemik bıçağı (UKB) grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzelik olarak farkı.....	39
Tablo 5. Gruplar arası 20 ml/dk SF irrigasyonda kortikal kemikteki ısı değişimleri.....	40
Tablo 6. Gruplar arası 20 ml/dk SF irrigasyonda kansellöz kemikteki ısı değişimleri.....	40
Tablo 7. Gruplar arası 80 ml/dk SF irrigasyonda kortikal kemikteki ısı değişimleri.....	41
Tablo 8. Gruplar arası 80 ml/dk SF irrigasyonda kansellöz kemikteki ısı değişimleri.....	41

## ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1. Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi.....	6
Şekil 2A. Body osteotomisi.....	7
Şekil 2B. Horizontal ramus osteotomisi.....	7
Şekil 2C. Subkondiler posterior oblik ramus osteotomisi.....	7
Şekil 3A. Ters L osteotomisi.....	8
Şekil 3B. C osteotomisi.....	8
Şekil 4. Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları.....	9
Şekil 4A. Obwegeser ve Trauner'in tekniği.....	9
Şekil 4B. DalPont modifikasyonu.....	9
Şekil 4C. Hunsuck modifikasyonu.....	9
Şekil 5. Farklı kalınlık ve boyutlarda çelik rond ve fissür frezler.....	12
Şekil 6. Kemik testeresi.....	12
Şekil 7A. Piezoelektrik cihazı.....	14
Şekil 7B. Piezoelektrik uçları.....	14
Şekil 8. BoneScalpel™ ultrasonik osteotom (Misonix, Inc., Farmingdale, NY, USA). 15	15
Şekil 9A. Yukarıdan aşağıya sırasıyla 2, 3 ve 4 flütlü frez dizaynı.....	18
Şekil 9B. Soldan sağa sırasıyla 2, 3 ve 4 flütlü frez dizaynı.....	18
Şekil 10. İnternal ve eksternal irrigasyon sistemleri.....	22
Şekil 11. NSK -Surgical AP (Japonya) fizyodispenser.....	26
Şekil 12. KaVo SMARTmatic S10 S marka model piyasemen cihazı (Almanya).....	27
Şekil 13. Meisinger marka (Almanya) 018 numaralı rond ,021 numaralı fissür frezler...27	27
Şekil 14. Bien Air by Medicon G2 marka model mikrotestere (İsviçre).....	28
Şekil 15. Medicon marka 18 mm mikro testere ucu (Almanya).....	28
Şekil 16. NSK- VarioSurg marka model piezocerrahi cihazı (Japonya).....	29
Şekil 17. NSK marka (Japonya) "Sohn" tip piezo ucu.....	29
Şekil 18. Misonix marka ultrasonik kemik bıçağı cihazı (Misonix BoneScalpel™, Inc. Farmingdale, NY, USA) .....	30
Şekil 19. Misonix marka, MXB-B1 20 mm tırtıklı testere ucu ( Misonix BoneScalpel™, Inc., Farmingdale, NY, USA).....	30
Şekil 20. Elimko marka K tipi termokupl, E-680 serisi data-Logger ve iletişim birimi (Türkiye).....	31

Şekil 21. Kemik bloklarının işaretlenmesi.....	32
Şekil 22. Termokupl yuvaları.....	32
Şekil 23. Termokupl derinlik seviyelerinin kontrolü.....	33
Şekil 24. Osteotomi düzeneğinin mengeneyle adaptasyonu.....	33

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

BMD	Kemik Mineral Yoğunluğu
Cm	Santimetre
Dk	Dakika
Emk	Elektromotor kuvvet
Gr	Gram
İMF	İntermaksiller Fiksasyon
KBB	Kulak Burun Boğaz
kHz	Kilohertz
mm	Milimetre
ml	Mililitre
NaCl	Sodyum Klorür
NiCr	Nikel Krom
NiCrFe	Nikel Krom Demir
Rpm	Dakikadaki devir sayısı
SF	Serum Fizyolojik
Sn	Saniye
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
TiBN	Titanyum Boron Nitrit
UKB	Ultrasonik Kemik Bıçağı
W/mk	Isıl iletkenlik hesap değeri (lambda değeri)
Vb.	Ve Benzeri
<	Küçüktür işareti
°C	Celsius
%	Yüzde

# 1. GİRİŞ

Oral ve maksillofasiyal cerrahide sert doku kesileri sık kullanılan bir prosedürlerdir.(1) Bu prosedürler için yaygın olarak frezlerle uyumlu yüksek turlu döner aletler kullanılmaktadır. Konvansiyonel osteotomi sistemleri olarak adlandırılan frezler ve kemik testerelerinin esas dezavantajı yakın anatomik yapılara istenmeyen zarardır.(2) Bu problem nedeniyle ultrasonik osteotomi sistemleri sıkça kullanılmaya başlanmıştır. Piyasada, birçok ultrasonik osteotomi sistemleri bulunmaktadır. En büyük avantajları arasında, kanamada azalma ve artan cerrahi görüş, operasyona bağlı ödemin azalması ve yumuşak dokuları koruyan kemik osteotomları bulunmaktadır.(3) Daha güvenli oluşları ve daha az iyatrojenik hataya neden olmalarıyla birlikte, osteotomi süresinin artması, osteotomi hızı ve oluşan ısı ile ilgili bazı endişeler devam etmektedir.(4)

Osteotomi sırasında, belli bir derecede ısı nedenli kemik nekrozu meydana gelmektedir ve bu nekroz kemik iyileşmesinde önemli bir risk faktörüdür. Birçok çalışma göstermiştir ki 47 °C'nin üzerindeki ısı artışı vital kemiğin rejenerasyonunu etkilemektedir.(5, 6) Mevcut konvansiyonel ve yeni nesil ultrasonik osteotomi sistemlerinin ısı indüksiyonu ile ilgili araştırmalar ve kıyaslama çalışmaları literatürde yetersizdir. Ultrasonik kemik kesicileri konvansiyonel kemik kesicilere göre daha uzun süreye rağmen çevre yumuşak dokuları koruyarak daha güvenli osteotomi yapmaktadırlar. Sonik ve ultrasonik osteotomi sistemleri, genel olarak testere ve frezlerle kullanılan turlu aletlere kıyasla daha uzun sürede osteotomi yapmaktadırlar. Literatüre göre daha uzun süre, daha fazla ısı oluşumuna yol açmaktadır.(7) Ancak bu konudaki çalışmalar az olup, konvansiyonel ve ultrasonik osteotomi sistemlerini kıyaslanarak ısı ve kemikte oluşacak termonekroz riski açısından değerlendirilmeleri planlanmıştır.

Bu çalışmanın amacı konvansiyonel (kemik testereleri ve kemik frezleri) ve ultrasonik osteotomi sistemlerinin (piezocerrahi ve ultrasonik kemik bıçağı) aynı süre ve uzunluktaki kemik osteotomisi sırasında iki farklı irrigasyon değişkeni altında kemikte meydana getirdikleri ısı değişimlerin kıyaslanmasıdır. Bu çalışma 09/07/2020 tarihinde Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA20/11) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. In vitro çalışma materyali olarak taze sığır kaburga kemikleri, ısı farkın ölçümü için ise sıcaklık algılayıcı sensör olarak 2 adet K tipi termokupl kablosu ve üniversal girişli mikrokontrolör tasarımı "Data-Logger" kullanılmıştır.



Kemik bloklar üzerinde osteotomi hattına 1 mm uzaklıkta olacak şekilde biri 1.5 mm (kortikal kemik seviyesinde) diğeri 7 mm (kansellöz kemik seviyesinde) derinlikte serum fizyolojik soğutması altında cerrahi rond frez ile termokuplların yerleşeceği yuvalar açıldı. Açılan yuvalara termokupl sensörleri yerleştirildi. Osteotomi işlemleri, her bir osteotomi 1 cm/dk ve bikortikal olacak şekilde, iki farklı irrigasyon değişkeni (20 ml/dk serum fizyolojik ve 80 ml/dk serum fizyolojik) altında dört farklı alet grubuyla gerçekleştirildi. Oluşan ısı değişimleri sensörler aracılığıyla bilgisayara aktarıldı. Çalışmanın istatistiksel sonuçları 20 ml/dk serum fizyolojik irrigasyon ve 80 ml/dk serum fizyolojik irrigasyon gruplarında kortikal ve kansellöz ölçümlerinin gruplara göre ortalamaları arasında anlamlı farklılık olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile incelendi. Tek yönlü varyans analizi sonrasında farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için TUKEY testi kullanılmıştır. Osteotomi süresince ısı değişimleri sırasıyla en yüksek ultrasonik kemik bıçağı, piezoelektrik, konvansiyonel kemik frezi ve kemik testeresi gruplarında bulunmuştur. Ultrasonik osteotomi aletlerinin çevre yumuşak dokular için daha güvenli olduğu, post-operatif dönemde daha avantajlı olduğunu gösteren birçok araştırma olmasına rağmen en fazla ısı artışı bu grupta görülmüştür.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Kemik

Kemikler, insan vücuduna yapısal destek sağlayan organlardır. Kaslara ve organlara destek görevi gören, organları dış etkenlere karşı koruyan, bazı hormonlar aracılığı ile vücudun iyon dengesini sağlayan, yapısında bulundurduğu kemik iliği ile hematopoetik organ gibi davranabilen, sertliğini içine depolamış olduğu minerallerden alan özel bir bağ dokusudur.(8)

Kemik dokusu organik ve inorganik kısımlardan oluşmaktadır. Organik kısımda temel olarak Tip I olmak üzere kollajen, proteoglikan, proteinler (osteopontin, osteokalsin, osteonektin, kemik sialoprotein), büyüme faktörleri ve sitokinler bulunur. İnorganik kısımda ise çoğu hidroksiapatit formunda olmak üzere kristal tuzları (Kalsiyum Hidroksiapatit, Kalsiyum Fosfat) içerir.(9) Kemik dokusunun yapısında kemik hücreleri, tip I kollajen lifler ve osteoid adı verilen kemik ara maddesi bulunur.(10)

Kemikler yapısal olarak non-lameller, kortikal ve kansellöz kemik olmak üzere üç tiptedir. Non-lameller kemik kırık iyileşmesinde, embriyonik dönemde ve hiperparatiroidizm gibi patolojik süreçlerde görülür. Rastgele dizili kollajen lifler ve osteoblastlar ile dşeli düzensiz vasküler boşluklardan oluşur. Non-lameller kemik remodelling ile kortikal veya kansellöz kemiğe dönüşür. Kortikal kemik (kompakt veya lameller kemik) çok serttir ve dış kuvvetlere oldukça dayanıklıdır. Yassı kemiklerin iç ve dış yüzeylerini, uzun kemiklerin ise dış yüzeylerini oluşturur. Kansellöz kemik ise daha yumuşak ve kompakt kemiğe göre daha zayıf olmasına rağmen strese dayanıklı olup içinde kemik iliği bulundurur. Zengin hematolojik ve osteoblastik elemanlara sahiptir.(11, 12)

Genel olarak kemik dokusunda osteoprogenitör hücre, osteoblast, osteoklast ve osteosit olmak üzere dört çeşit kemik hücresi vardır.(11, 12)

#### 2.1.1 Osteoprogenitör hücreler

Osteoprogenitör hücreler, mezenkim kaynaklı hücreler olup kemiği oluşturan asıl tip hücrelerdir. Bu fibroblasta benzeyen yassılaştırmış hücreler; periosteum, perivasküler bağ dokusu, kemiğin tüm iç yüzeylerini dşeyen endosteum ve kemik iliğinde yerleşirler.(8)

Genellikle soluk boyanan nükleuslu, asidofilik sitoplazmalı hücrelerdir. Bu hücreler mitozla çoğalarak olgun kemik hücrelerine farklılaşırlar. Kemik fraktürlerinde, kemik

büyümesinde osteoblast hücrelerine dönüşerek kemiğin tamirini ve gelişimini sağlarlar.(11, 12)

### **2.1.2. Osteoblastlar**

Osteoblastlar, osteoid maddeyi, kemik matriksinin organik kısmını ve kemik matriksi sentezi süresince gerekli olan proteinleri salgırlar. Bu osteoid madde sonradan mineralizasyona uğrayarak kemiğe sağlamlık ve sertlik kazandırır. Osteoblastlar özellikle kemik yüzeylerinde, yan yana tek katlı epiteli andıracak şekilde bulunurlar.(13) Protein yapımın histolojik belirteci olan iyi gelişmiş, pürüzlü bir endoplazmik retikuluma sahiptirler.(9, 11, 12)

### **2.1.3. Osteoklastlar**

Osteoklastlar iri ve multiple çekirdekli hücreler olup başlıca görevleri kemik rezorbsiyonudur. Kemik rezorbsiyonunu rezorbe edecekleri kemik yüzeyine hidrolitik enzimler salgılayarak gerçekleştirirler. Bu enzimler kemiğin ve kalsifiye kıkırdağın organik ve inorganik matrikslerini yıkıma uğratarak kemik rezorbsiyonunu yaparlar. Osteoblastlarla birlikte kemiğin şekillenmesini sağlarlar.

### **2.1.4. Osteositler**

Osteositler kemik matriksi içine gömülmüş olgun osteoblastlardır. Esas görevleri kemik dokusunun devamlılığını sağlamak olsa da kemik yapımı ve rezorbsiyonunda da rol oynadıkları bilinmektedir.(9) Osteositler olgun kemik hücresi adını da alırlar. Osteositler matriksin kanalcıkları arasındaki boşluklarda bulunurlar. Her boşluk (laküna) içinde bir osteosit bulunur.(8) Bu hücreler lakünalar içinde yerleşerek iskelet sistem hücrelerinin yaklaşık olarak %90'ını oluştururlar ve kemik matriksinin devamlılığını sağlarlar. Kemik dokusunun oluşumu sırasında kemik matriksi içinde yerleşen olgun osteoblast hücreleridir. Bu hücreler kemik matriksi sentezler, mineral içeriğini korur, kalsiyum ve fosfatın konsantrasyonunu kontrol ederler.(11, 12)

## **2.2 Kemik Yapımı**

Mezenkim hücrelerinin osteoblastlara farklılaşması, osteoblastların kemik dokusunun organik kısmı olan kollajen fibrilleri ve esas maddeyi salgılaması, ardından organik maddenin mineralizasyonu (hidroksiapatit kristallerinin esas maddeye çökmesi) ile oluşur. Osteoblastlar yeni kemik lamelleri yaparken osteoklastlar yapılan kemik lamellerini rezorbe ederler. Böylece bir yanda yeni kemik dokusu oluşurken (apozisyon) bir yanda da rezorbsiyon olur. İskelet sisteminde iki türlü kemik yapımı vardır. Bunlar endokondral kemikleşme ve intramembranöz kemikleşmedir.(11, 12)

### **2.2.1 Endokondral kemikleşme;**

Endokondrial kemikleşmede kıkırdak hücreleri önemli rol oynar. Mevcut kıkırdak matriksin üzerine kemik matriksinin çökmesidir. Mezenkim hücreleri ilk önce kondroblastlara dönüşür ve bu hücreler oluşacak kemiğin şeklini vermek üzere hiyalin kıkırdak matriksini oluştururlar. Hiyalin kıkırdağı oluşturan kondrositler hipertrofiye uğrar ve ölürlür, geriye lakünalar kalır. Kıkırdak hücrelerinden kalan alanlara osteoprogenitör hücreler ve vasküler yapılar dolar. Bu hücreler daha sonra osteoblastlara dönüşerek kartilaj yapıyı kemik matriksiyle örtmeye başlarlar. Kalsifiye kıkırdak dokusunda kemikleşme başlar. Sonra bu primer kemik dokusunun yerini sekonder kemik dokusu alır. Bu tür kemikleşme daha çok kısa ve uzun kemiklerin meydana getirilmesinden sorumludur.(11, 12, 14)

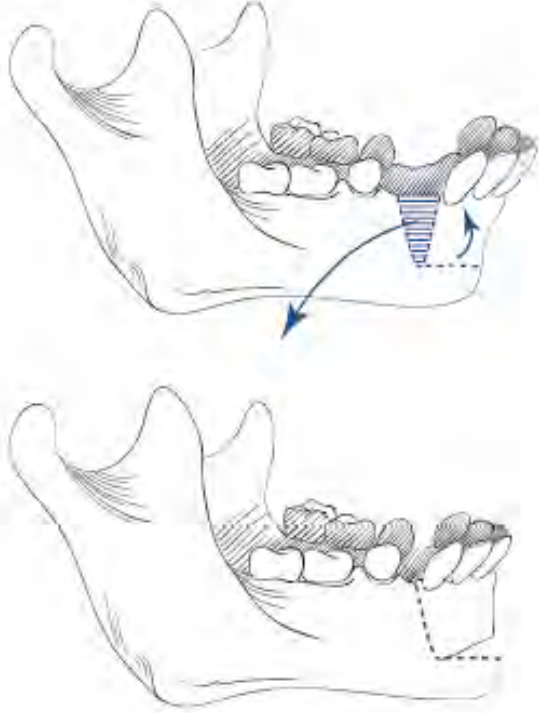
### **2.2.2 İnamembranöz kemikleşme;**

İnamembranöz kemikleşme mekanizmasında ise, mezenkim hücreleri osteoblastlara dönüşür ve kıkırdak şablon olmaksızın mineralize kemik doku oluşumu görülür. Mezenkimal hücreler ekstraselüler matriks içerisinde bir araya gelip osteoblastlara dönüştükten sonra kemik matriksi salgılamaya başlar. Oluşan matriks olgunlaşarak matür kemik dokusu meydana gelir. Çoğu yassı kemik bu şekilde gelişmektedir. Maksilla, mandibula, nazal, palatinal ve frontal kemiklerde bu tip kemikleşme görülmektedir.(11-13)

## 2.3. Tarihçe

### 2.3.1 Mandibular osteotomilerin tarihçesi

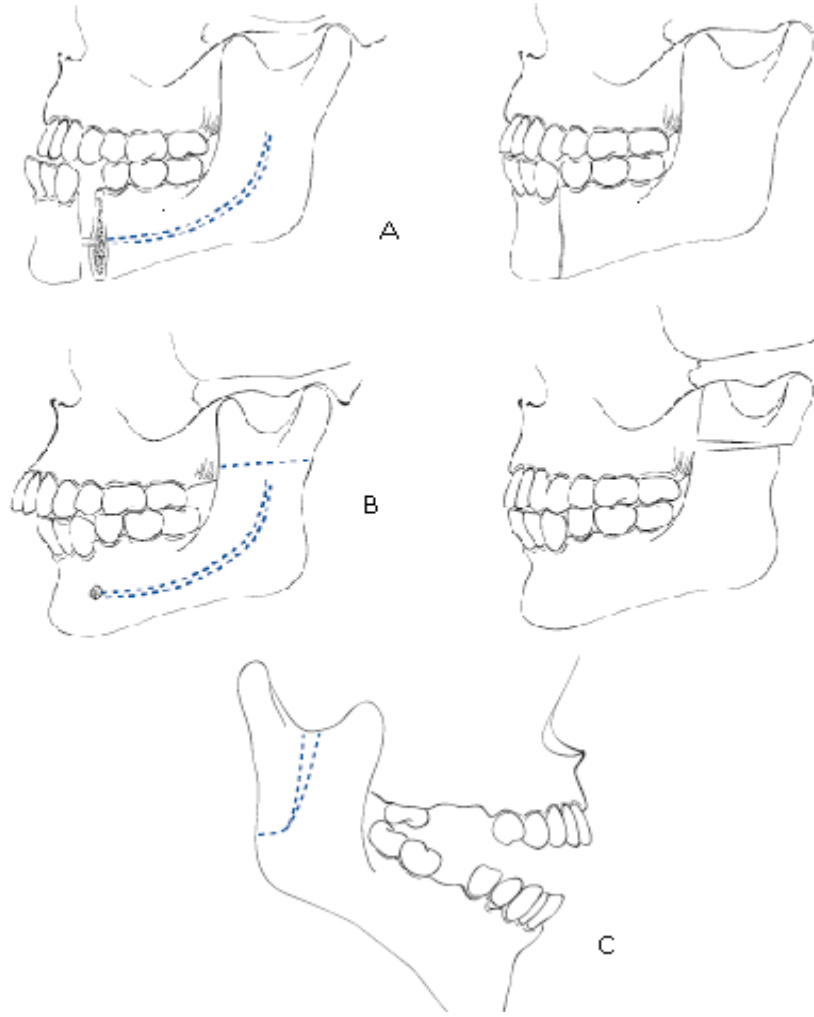
Tarihte ortognatik amaçlı ilk mandibuler osteotomi; 1849 yılında Hullihen tarafından mandibuler prognenisi ve anterior “Open Bite”ı bulunan bir hastaya uygulanmıştır. Bugün anterior subapikal osteotomi olarak adlandırdığımız uygulamaya benzer bir teknikle Hullihen, maloklüzyonu düzeltmeye çalışmıştır.(15)(Şekil 1)



Şekil 1. Hullihen'in mandibuler subapikal osteotomisi (16)

Blair, 1906 yılında mandibuler progneni nedeniyle bir hastaya “Body” osteotomisi uygulamış ve bu teknik 1970'lere kadar hiç değişmeden gelmiştir.(Şekil 2A) O dönemden sonra pek çok modifikasyon denenmesine rağmen, günümüzde artık önemini yitirmiş bir uygulamadır.(17) Horizontal ramus osteotomisi ilk kez 1907 yılında yine Blair tarafından uygulanmıştır.(Şekil 2B) Mandibulanın horizontal düzlemdeki anomalilerinin düzeltilmesi amacıyla kullanılan ekstraoral bir yaklaşım olarak tarif edilmiştir.(15)

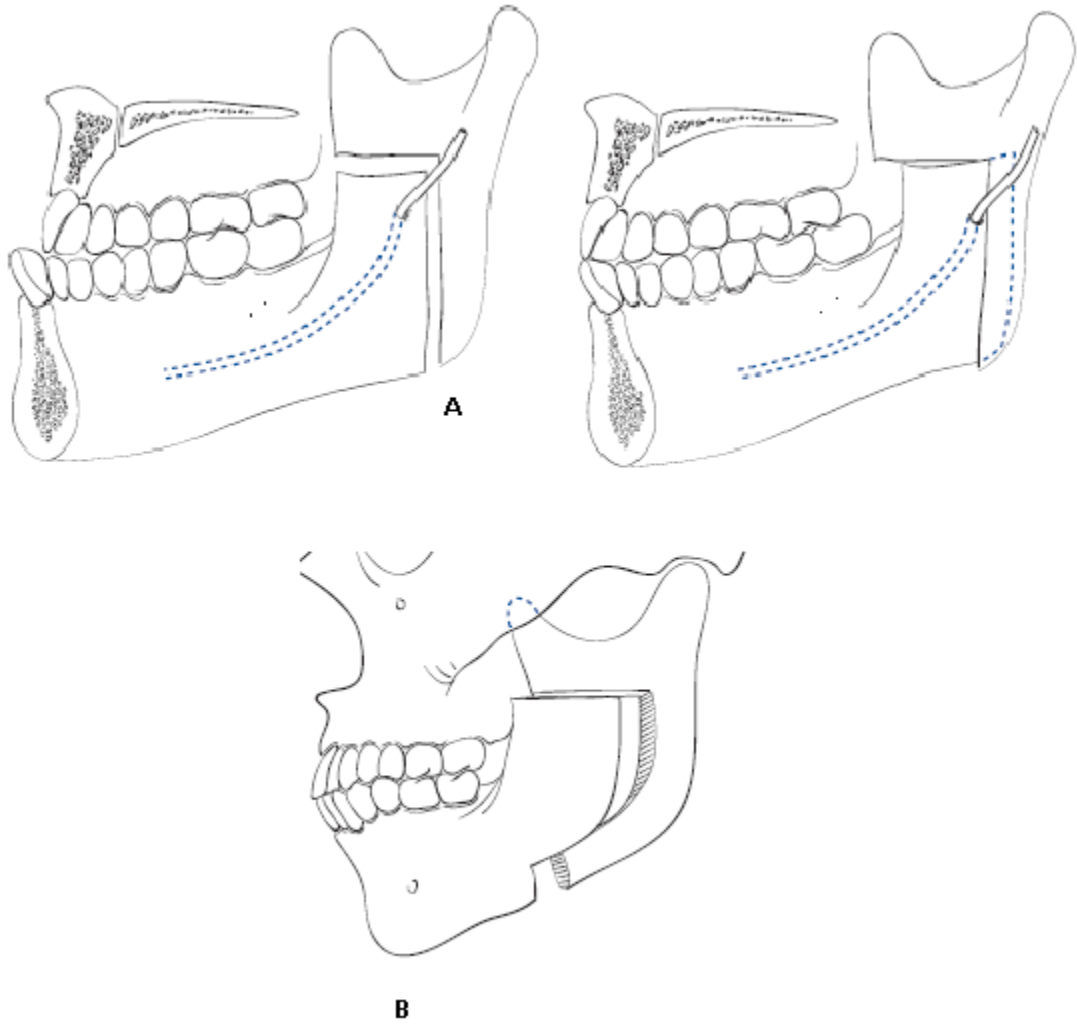
Subkondiler posterior oblik ramus osteotomisi ilk kez 1925'te Limberg tarafından ekstraoral yaklaşımla uygulanmıştır.(Şekil 2C) Limberg osteotomi hattını ramusun posterior kenarına yakın, mandibulanın sigmoid çentiğinden angulusun hemen üzerine uzanan oblik bir hat üzerine yerleştirmiştir.(15)



Şekil 2. (A)“Body” osteotomisi , (B)Horizontal ramus osteotomisi , (C)Subkondiler posterior oblik ramus osteotomisi (16)

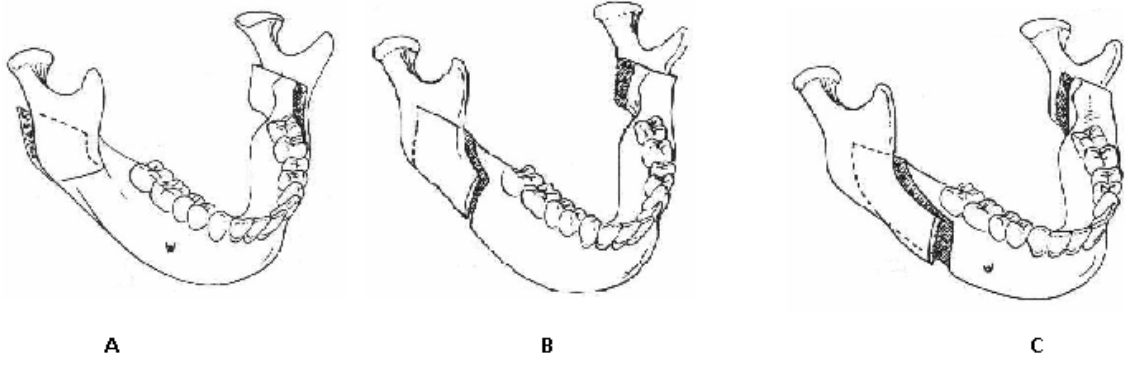
Caldwell ve Letterman 1954’te Limberg’in tekniğini modifiye ederek vertikal ramus osteotomisini uygulamışlar ve mandibuler prognatizmin tedavisini daha da pratik kılmışlardır.(18-20) Hinds ve arkadaşları 1970 yılında ramus osteotomisini intraoral yaklaşımla uygulanmalarının ardından günümüzde ileri derecede mandibuler prognenisi olan hastalarda hala geçerliliğini koruyan bir yöntem olmuştur.(20)

1927 yılında “Ters L Osteotomisi” Wassmund tarafından anlatılmıştır.(Şekil 3A) 1968 yılında Caldwell ve arkadaşları ters L osteotomisini mandibulanın alt kenarında horizontal bir kesi eklenmesiyle modifiye ederek “C Osteotomisi” olarak adlandırmışlardır.(Şekil 3B) Böylece greft ihtiyacı ortadan kalkmıştır.(15)



Şekil 3. (A) Ters “L” osteotomisi, (B) “C” osteotomi’si (16)

1957’de Hugo Obwegeser ve Richard Trauner sagittal split ramus osteotomisini tarif ederek ortognatik cerrahide önemli bir adım atmışlardır. Bu yöntemle osteotomi sonrası segmentler arasında büyük ölçüde temas sağlaması, iyileşmenin daha hızlı gerçekleşmesi ve greft ihtiyacının ortadan kalkması sağlanmıştır.(20)(Şekil 4A) Bu yöntemle ilgili ilk temel modifikasyon 1961’de Dal Pont tarafından uygulanmıştır. Dal Pont, bukkal kortikal kesiyi son molar dişin arkasına kadar uzatıp vertikal şekilde uygulayarak temas eden kemik yüzey alanını arttırmıştır. (Şekil 4B) Daha sonra 1968’de Hunsuck medial kortikal kesiyi ramusun posterior kenarı yerine lingulanın hemen arkasına kadar kısaltmıştır. Bu şekilde uygulama daha güvenli ve kolay hale gelmiş, olup medial pteryoid kasın proksimal segmentteki insersiyosu korunarak mandibuler ilerletme ve rotasyonlarda distal segmentin hareketini engellemesinin önüne geçilmiş oldu.(20, 21)(Şekil 4C)



Şekil 4. Sagittal split ramus osteotomisinin modifikasyonları. (A) Obwegeser ve Trauner'in tekniği, (B) DalPont modifikasyonu, (C) Hunsuck modifikasyonu (21)

Günümüzde sagittal split ramus osteotomisi en sık uygulanan mandibular ortognatik cerrahi yöntemdir.(22, 23) Mandibulanın tüm yönlerde yeterince hareket edebileceği kadar serbestlenebilmesi bu tekniğin her türlü mandibular anomalide rahatlıkla uygulanabilmesini sağlamaktadır.(20) Bununla birlikte geniş kemik temas yüzeyi internal rijit fiksasyonu olanaklı kılarak İMF ihtiyacını azaltmaktadır.

### 2.3.2. Maksiller osteotomilerin tarihçesi

İlk Le Fort I osteotomisi nazofaringeal poliplerin eksizyonu amacıyla 1859 yılında Bernhard von Langenbeck tarafından uygulanmıştır. 1867 yılında ise maksillanın tam olarak hareketlendirilmesi yani “Down Fracture” uygulaması Cheever tarafından uygulanmıştır.(24) Sonraki yıllar boyunca pek çok cerrah patolojik rahatsızlıkların tedavisinde uyguladıkları farklı osteotomi tekniklerini tarif etmişlerdir.(15, 20, 21) Ortognatik cerrahi amacıyla ilk Le Fort I osteotomi operasyonu, 1927 yılında orta yüz deformitelerinin ve post travmatik maloklüzyonun düzeltilmesi amacıyla Wassmund tarafından uygulanmıştır.(24) Auxhausen, maksillanın repozisyonlandırılmasıyla birlikte tam hareketini sağlayan ilk cerrahdır. Auxhausen 1934 yılında “Open Bite” deformitesi olan bir hastanın tedavisi için maksillanın hareketlendirilmesini gerçekleştirmiştir.(25)

Schuchardt 1942 yılında, maksillanın hareketlendirilmesi için ilk kez maksillayı pterigomaksiller çıkıntıdan ayırmış, 1949 yılında ise Moore ve Ward, maksillanın serbestliğini arttırmak için pterigoid çıkıntılarının horizontal düzlemde kesilmesini tarif etmişlerdir.(18) Ancak daha sonra yayınlanan raporlarda bu işlemin ciddi boyutlarda kanamaya neden olduğu ve kesinlikle sakınılması gerektiği belirtilmiştir.(15, 21)



Yukarıdaki tekniklerin çoğunda dişlerin ve maksillanın vaskülarizasyonunu bozma kaygısı olduğu için maksilla belirli ölçülerde serbestleşebilmekte ve daha sonra uygulanan ortopedik kuvvetler aracılığı ile istenen pozisyona getirilmekteydi. Ancak çoğunda yüksek relaps oranları söz konusu olmaktadır.(15, 20) Hugo Obwegeser, 1965 yılında maksillanın tek aşamada tam olarak ayrılmasını sağlayarak istenilen şekilde repozisyonlandırılmasını uygulamıştır.(21) Maymunlarda yapılan bir çalışmada, maksillanın hem palatal mukoza, hem de labial gingiva ve labial mukoza ile olan bağlantılarının korunması halinde kırılıp tam mobilize edilmesinin kemik beslenmesine önemli etkisinin olmayacağı histolojik ve mikroanjiografik verilerle gösterilmiştir.(21)

Günümüzde Le Fort I osteotomisi, tek parça veya segmental olarak, güvenilir ve en sık kullanılan maksiller osteotomidir.

### **2.3.3. Çift çene cerrahisinin tarihçesi**

Maksillanın ve mandibulanın osteotomisi yapılarak ortognatik cerrahi tedavisi uygulanan hastalara 1970'li yılların ilk zamanlarında rastlanmaktadır. İlk bimaksillar ortognatik cerrahisini 1969' da Hugo Obwegeser tarafından gerçekleştirilmiştir ve 1970 yılında rapor edilmiştir.(26) Birçok araştırmacı daha iyi estetik ve fonksiyonel sonuçlar için her iki çenenin de osteotomisi yapıp hareket ettirilerek hastaların tedavi edilmesi gerektiğini rapor etmişlerdir.(27)

### **2.3.4. Oral cerrahide osteotomi**

Çene kemiklerinde uygulanan osteotomiler, alveol kemiğine ve çene kemiklerine olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Bu osteotomiler rezektif ve rejeneratif amaçlı uygulanabilmektedir. Çene kemiklerinde patolojik oluşumlar (kistler, tümörler ve diğer patolojik oluşumlar) için operasyonlar uygulanmaktadır. Preprotetik oral cerrahide alveol kemiğine yönelik olan alveoloplasti, tüber eksizyonu, kret düzenlenmesi, torus ve ekstoza'nın eliminasyonu işlemleri sıkça kullanılmaktadır. Bunlar dışında fonksiyon ve kozmetiğin kazanılması için daha geniş osteotomileri içeren ortognatik cerrahiler sıkça başvurulan yöntemlerdir. Rejeneratif yöntemlerde ise en sık otojen blok greftlemede osteotomilere başvurulmaktadır.

## 2.4 Oral Cerrahide Sık Kullanılan Aletler

Oral cerrahide uygulanan osteotomi işlemlerinde, piyasemen, testere gibi konvansiyonel yüksek devirli döner aletler, osteotomlar gibi el aletleri, sert doku lazerleri ve ultrasonik/sonik sistemlerle çalışan elektrikli aletler kullanılmaktadır.

### 2.4.1 Döner aletler ve kemik frezleri;

Uzun yıllar boyunca osteotomi işlemi için döner turlu aletlerin ucuna takılan çelik ya da tungsten frezlerden yararlanılmıştır.(28)

Kemik frezleri yüksek devirde 15.000 – 20.000 devir / dk dönmesiyle kemiğin mekanik olarak uzaklaştırılması prensibiyle çalışır. Bu yöntemle kullanılan aletler yeterli hızda, yüksek torkta, otoklavda kolayca sterilize edilebilir olmalıdır. Yüksek devirli tur kullanıldığı için, kullanım sırasında doku ve doku aralıklarına hava kaçarak amfizem tablosu ortaya çıkma riski göz önünde bulunmalıdır.

Teknolojinin gelişmesi ile aletlerin oluşturdukları vibrasyon, ses, soğutma, ışık sistemlerindeki gelişmelere rağmen dezavantajları hala vardır. Bu konvansiyonel sistemleri daha hızlı ve kolay operasyon sağlasa da en büyük dezavantajları sıcaklık artışına bağlı oluşan osteonekroz, düzensiz osteotomi hatları ve çevre yumuşak dokulara yaptıkları hasarlardır. İçlerinde her ne kadar soğutma sistemleri olsa da ek olarak dışarıdan irrigasyon soğutmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Azaltılmış dönme hızı oluşan ısıyı azaltsa da kemik kesme etkinliğinin azalmasına neden olmaktadır.(29, 30)

Döner aletlerle yapılan osteotomi sırasında kemik debrislerinin birikimi olmaktadır ve birden fazla kullanım sonucunda metal frezlerden açığa çıkan metal debrisler de yumuşak dokuda birikerek bakteriyel kontaminasyona alt yapı oluşturmaktadırlar.(31) Bu aletlerin çevre yumuşak dokulara zarar verme riski yüksektir. Cerrahın tecrübesi ve el hassasiyeti önemli olup hatalı kullanım sonucu yumuşak doku yaralanma riski yüksektir.(32)

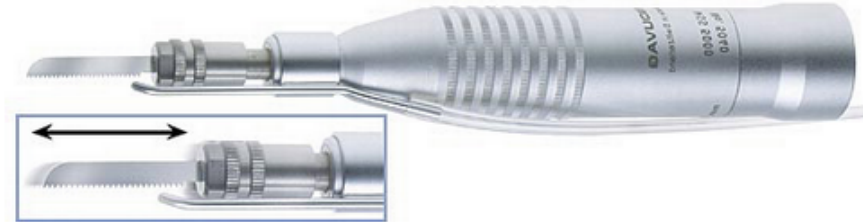
Sistemlerde oluşan mekanik titreşim, cerrahın uyguladığı basınç ve sesler, hastalarda ayrıca tedirginlik durumu yaratmaktadır. Ancak teknoloji ile bu rahatsızlık yaratan durumlar azalmıştır.(29, 33) Oral cerrahide en çok farklı kalınlık ve boyutlarda olan çelik rond ve fissür frezler kullanılmaktadır.(Şekil 5)



Şekil 5. Farklı kalınlık ve boyutlarda çelik rond ve fissür frezler

#### 2.4.2. Kemik testereleri;

Testereler makro titreşimlerle ileri geri hareket ederek çalışan, düz, yuvarlak ya da eğimli olduğu için değişken kesme açısına sahip aletlerdir. (Şekil 6) Kesme derinliği, testere hareket ettirilerek kontrol edilebilir.



Şekil 6- Kemik testeresi

Testere çok hızlı bir alet olup osteotomi hattı döner aletlere göre daha düzenlidir.(34) Ayrıca testerede kemik kaybı daha azdır. Öte yandan çok travmatik bir alettir. Piezo ve testere ile yapılan çalışmalarda kan kaybı ve ilk post operatif zamanlarda hematoma olasılığı daha yüksektir.(35, 36) Bunun yanında testere ile yapılan osteotomilerden sonra nörosensöriyal bozuklukların görülme sıklığının daha fazla bulunduğu çalışmalar da bulunmaktadır.(37-39)

Testerelerin ve döner frezlerin kullanımı, ısı hasarına bağlı olarak osteonekroza yol açarak, kemik rejenerasyonunu bozarak kemiğe ciddi zararlar verebilir.(40) Birçok çalışma, konvansiyonel kemik kesim cihazlarının dişlerdeki pulpal kan akımının bozulmasına ve dişlerin vitalitesinin kaybına yol açtığını savunmuştur. Daha etkili, güvenli ve atravmatik bir osteotomi gerçekleştirmek amacıyla yeni sistem ve enstrümanlar kullanıma sunulmuştur. (41, 42)

### 2.4.3 Piezoelektrik sistemleri

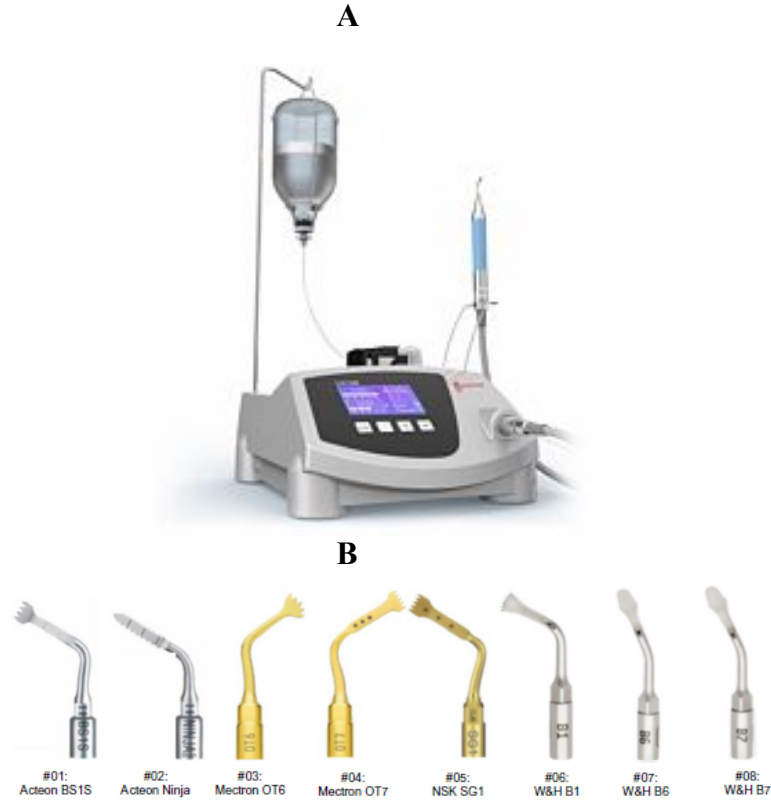
“Piezo” kelimesi, Antik Yunanca’da basınç/sıkıştırma anlamına gelmektedir. Günümüzde ise basınç elektriği anlamı ile kullanılmaktadır. Piezoelektrik akımı bazı kristallere özel, fiziksel bir fenomen olup mekanik zorlamaya maruz kalan kristallerin yüzeyinde ortaya çıkan elektrik yükü olarak tanımlanabilir. Bunun tam tersine bazı seramikler ve kristaller üzerinden alternatif elektrik akımı geçirildiğinde polaritenin yönünde materyalin genişlemesi ve buna dik olarak büzülmesi şeklinde ultrasonik bir frekansta salınım yapmaya başlarlar. Buna piezoelektrik etkisi denir(36, 43, 44) Piezoelektrik akımı 1880 yılında Pierre ve Marie Curie tarafından keşfedilmesine rağmen endüstriyel olarak kullanılması ancak 1940’lı yıllarda olmuştur.

Piezoelektrik özellik sadece iletken olmayan katı maddelerde bulunabilen bir özelliktir. Piezocerrahi cihazı mikro titreşimlerle kemiği kesmek için geliştirilmiş bir sistemdir. Bu titreşim hareketi piezoelektrik etkisi tarafından oluşturulur. Oral ve maksillofasiyal cerrahi alanında 1981 yılında Horton ve arkadaşları ultrasonik osteotomiye tanımlamasına rağmen 2000 senesinde Vercelotti ve arkadaşları, bu yöntemi tekrardan kullanıma sokana kadar uygulanmamıştır.(45, 46)

Piezoelektrik enstrümanı 24 – 32 kHz değerleri arasında frekans üretmekte olup mikro titreşim şiddeti 60 – 200 mm/sn’dir. Mikro titreşimlerin şiddeti kesim bölgesinden debris uzaklaştırmakta, ince bir kesim yapılmasını sağlamakta ve yıkama solüsyonunun kaviteye etkisinden dolayı kanamasız bir operasyon alanının oluşmasını sağlamaktadır. Böylece, daha iyi bir cerrahi görüş sağlanmış olmaktadır.

Piezocerrahi tekniğinin en önemli avantajı dokunun sertliğini tanıyabilmesinden dolayı seçici kesim yapması ve mineralize dokular üzerinde çalıştığından mukoza, epitelyal membranlar, sinir ve damar gibi yumuşak dokulara zarar vermemesidir. Bu özelliği ile döner aletlere karşı bir üstünlük sağlamaktadır.(47, 48) Bunun yanında işlem süresi, klasik yöntemlere göre daha fazla zaman almaktadır. Aletin çeşitli açısı, şekli ve boyutta özel ve

kesici uçları bulunmaktadır. İstenen kesme etkisinin sağlanması için el parçasının piezoelektrik seramik yongasıyla rezonans halinde titreşebilecek modifiye uçlar kullanılmaktadır. (Şekil 7)



Şekil 7. (A) Piezoelektrik cihazı (B) Piezoelektrik uçları (49)

Piezocerrahinin gelişmesiyle beraber oral ve maksillofasiyal cerrahinin yanısıra KBB, nöroşirurji, oftalmoloji, travmatoloji ve ortopedi gibi diğer bölümlerde de kullanılmaya başlanmıştır.(50) Piezocerrahi cihazı, mikrometrik ve seçici kesim yapıp, kemiğe osteonekrotik hasarlar vermeden hassas bir osteotomi sağlar. Cihaz sadece mineralize dokular üzerinde çalışır.(51, 52) Diş hekimliğinde ultrasonik cihazlar ilk kez 1953 yılında yüksek frekanslı ses dalgalarının diş sert dokuları üzerindeki kesme etkisinin bildirilmesini takiben periodontoloji ve endodonti alanında tedavi amacıyla kullanılmıştır.(53, 54) Bunun yanında piezocerrahi ile yapılan osteotomilerden sonra, post operatif kanama, ödem ve sinir zararı konvansiyonel yöntemlere göre daha az görülmektedir.(35)

#### 2.4.4 Ultrasonik kemik bıçakları

2001 yılında Vercellotti'nin yumuşak dokuları koruyarak oral cerrahideki osteotomileri piezoelektrik sistemleriyle gerçekleştirmesiyle başlayan ve günümüze kadar süren süreçte birçok Vercellotti-tip cihazlar piyasaya sürülmüştür. Bu sistemler piezoelektrik, piecerrahi veya piezotom sistemleri olarak da adlandırılmaktadırlar. Bununla birlikte konvansiyonel yöntemleri bu yeni yöntemlerle kıyaslayan birçok çalışma yapılmış ve post operatif kanama, ödem, sinir ve yumuşak doku yaralanmaları bakımından piezotom sistemlerini daha avantajlı bulunmuştur.

Hadeishi, 2003 yılında Vercellotti-tip olmayan, güvenli bir ultrasonik kemik küreti ile çevre dokulara zarar vermeden bir anterior klinoidektomi çalışması yapmıştır.(55) Bunu takiben, çevre yumuşak dokulara zarar vermeden, Ueki ve arkadaşları pterygoid bölgeyle, Garzino-Demo ve arkadaşları ile mandibular tümörlerle ilgili çalışma yapmışlardır.(56, 57)

Günümüzde ultrasonik kemik bıçağı olarak en sık kullanılan sistem BoneScalpel™ ultrasonik osteotom (Misonix, Inc., Farmingdale, NY, USA)'dur. (Şekil 8)



Şekil 8. BoneScalpel™ ultrasonik osteotom (Misonix, Inc., Farmingdale, NY, USA)

Nörocerrahi'de sinir dekompresyon ve spinal osteotomiler için geliştirilmiş olan bu sistem, önceki piezoelektrik sistemlerinin avantajlarını taşıyıp ek olarak daha iyi kesme verimliliği ve ergonomiye sahiptirler.

Sistem ultrasonik ses darbeleri ile spinal ve kranial uygulamalarda kesme ve traşlama işleminde kullanılmaktadır. Cihazın ön panelinde ultrasonik gücü, dalga sıklığını ve irrigasyon şiddetini gösteren ayarlanabilir göstergeler vardır. Buna ek olarak hassas kemik kesilerini yapabilmek için ultrasonik frekansı aralıklı olarak verecek “Pulse” modu bulunmaktadır.

Cihazla kullanılan el aletleri piezo elektrik kristallerinden yapılmış olup cihazın çalışma frekansı genellikle 22.5 kHz'dir. Sistem üzerinde aktif irrigasyon sağlayan ve irrigasyon gücü ayarlanabilen bir irrigasyon pompası bulunmaktadır. El aletinin çalışması ayak pedalına basarak tetiklenmektedir. Sistemde değişik tip kesici/traşlayıcı Titanyum oksitlenmeyen uçlar mevcuttur.

Demirbaş ve arkadaşlarının konvansiyonel aletler, piezocerrahi aleti ve ultrasonik kemik bıçağı ile Le Fort 1 uyguladıkları çalışma sonucuna göre; ultrasonik kemik bıçağında intraoperatif kanamada diğerlerine göre %45 azalma görmüşlerdir. Ayrıca ultrasonik kemik bıçağında diğer tekniklere kıyasla operasyon süresi daha kısa ve post-operatif ödem daha az görülmüştür.(58)

Ultrasonik kemik bıçağı ile ortognatik cerrahi yapılan başka bir çalışmada ise, ultrasonik kemik bıçağı ile osteotomilerin kontrolünün daha iyi olduğu, sinir hasarının ve “Bad Split”lerin görülme sıklığı daha az bulunmuştur.(59)

## **2.5 Kemiğin Termal Yaralanmaları;**

Osteonekroz, birçok duruma bağlı olarak in situ olarak kemik dokusunun kan desteğinin azalması neticesinde ölümüdür.(60)

Osteonekroz ilk kez 1925 yılında Brock tarafından “ortopedik prosedürlerde oluşan lokal sürtünme ısı sonucu kemik hücrelerindeki azalmış canlılık” olarak tarif edilmiştir. Brock’a göre enfeksiyon ve korozyon canlı kemik hücrelerinin azalmasındaki ana faktör olup termal zarar sadece minör bir faktördü.(61)

Anderson ve Finlayson, 1943 yılında yanık kemiğe ortopedik pin yerleştirirken yaptıkları çalışmada “aseptik nekroz” kavramını ortaya koydular.(62)

1992 yılında, domuz kaburgalarında, 2011 yılında ise in vivo olarak insanlarda termal osteonekrozun eş zamanlı olarak kızılötesi termografi ile ölçümü gerçekleştirilmiştir.(63, 64) Kullanılan yüksek devirli aletlerden oluşan ısı, kemik hücrelerine geri dönüşümsüz olarak hasar verebilir veya öldürebilir.(65-67) Osteonekrozda ilk gözlemlenen değişiklikler osteosit azalması, kan akımının azalması ve osteoklastik

rezorpsiyondur. Krause, kemik ısı 50 dereceye ulaşınca osteoklastların ölümünün başladığını, 70 derecelere çıkınca ise proteinlerin rejenerasyonunun olmadığını görmüştür.(68)

İnsanlarda termal osteonekrozun tam başlangıç sıcaklık değeri bilinmemektedir. 70 derece üzerinde ani kemik hücresi ölümü, 50 derecede ise kortikal kemikte geri dönüşümsüz enzimatik değişimler başlamaktadır.(69)

Tavşan kemiklerinde Titanyum implantların bir dakika boyunca 50 derece ısıtılması ile yapılan çalışmalarda, kemiğin %30'unun rezorbe olduğu ve yağ hücreleri ile yer değişime uğradığı, böylece implantın stabilitesini olumsuz etkilediği görülmüştür. Ayrıca bu çalışmalarda kemiğin bir dakika boyunca 47 derece ısıda tutulması ile implant üzerine yürüyen kemiğin miktarında azalma bulunmuştur.(65, 70, 71)

Oschner, intramedüller oymayı takiben termal osteonekrozu dört seviyede derecelendirmiştir.

Grade 0 - Devaskülerizasyon veya ısı kaynaklı hasar görülüyor.

Grade 1 - Isı kaynaklı hasar frezleme sırasında uzaklaştırılıyor, devaskülerizasyon hasarı var.

Grade 2 - Hasarlı kemik frezleme ile tamamen ortadan kaldırılamıyor, kemikte devaskülerizasyon ve ısı kaynaklı hasar görülmektedir.

Grade 3 - Periosteum dahil kemiğin tüm enine kesiti aşırı ısıya maruz kaldığı için devital görülüyor.

Ayrıca, termal osteonekroz varlığının enfeksiyon varlığında hayati öneme sahip olduğu ve ciddi sonuçlara yol açabileceği sonucuna varılmıştır.(72) Lokal travma sonucu arterial kan akımının bozulması da termal nekrozun derecesini arttırmaktadır. İn vivo çalışmalarda, mevcut bir kan akımının olduğu da düşünülünce, yapılan bir çalışmada frezlenen kemiğin hemen etrafında belirgin bir iskemi meydana gelmektedir.(73)

İnsan femurlarının in vivo ve in vitro frezlenmesini karşılaştıran çalışmada, frezleme sırasındaki kan akışının önemli bir etkisi olmadığı görülmüştür.(74) Modern cerrahinin gelişmesiyle birlikte, kemik frezleme işlemi ortopedi/travmatoloji ve diş hekimliğinde sık kullanılan bir prosedür olmuştur. Frez ve kemik arasındaki sürtünme kuvveti sonucu ısı artışı



görülmektedir.(75) Sonuç olarak 50 derece, kemiğin ulaşabileceği kritik ısı değeri olarak kabul edilmektedir ve sıcaklık değeri 50 derecenin altında tutulmalıdır.(61)

Literatürde termal osteonekroz ile ilgili çoğu çalışma frez, yani diş hekimliği ile yapılmıştır ve termal osteonekroz büyük bir problem olarak adlandırılmıştır.(75, 76) Oluşan fazla ısının kemikte nekroza neden olmasıyla da kemik-implant ilişkileri, kemik iyileşme prosesi negatif etkilenmektedir.(77, 78) Isı yükselmesine katkıda bulunan birçok parametre bulunmasına karşın, literatürde en çok frez dizaynı, frez hızı ve tekniği ve soğutma teknikleri üzerinde çalışmalara rastlanmaktadır.(61)

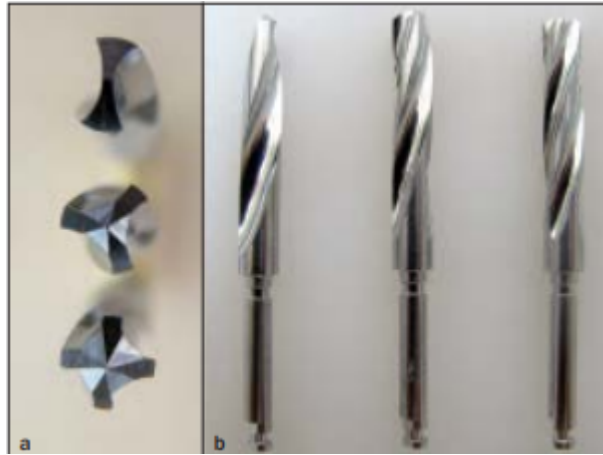
Kemikteki ısı artışına bağlı faktörler osteotomi yapılan alete bağlı (alet dizaynı, çapı ve materyali) ve osteotomi işlemine bağlı (osteotomi hızı, gücü, derinliği, kemik kortikal kalınlığı, aşamalı frezleme ve irrigasyon/soğutma) faktörler olarak ikiye ayrılıyor.

## 2.5.1 Kemikte ısı artışıyla ilgili parametreler

### 2.5.1.1. Osteotomi aletine bağlı parametreler

#### 2.5.1.1.1 Aletin dizaynı

Frezleme işleminde, frezin gövdesindeki helikal ya düz şekilli; kesme uçlarını sağlayan ve debrileri uzaklaştırmaya yarayan, kesme sıvısının kesmeye yarayan kısımlara ulaşımına imkan veren oluklara flüt denmektedir. (Şekil 9) (79)



Şekil 9.

- A. Yukarıdan aşağıya sırasıyla 2,3 ve 4 flütlü frez dizaynı
- B. Soldan sağa sırasıyla 2,3 ve 4 flütlü frez dizaynı

Bertollo'ya göre 3-flütlü frez dizaynının 2-flütlüye göre ilerleme hızı daha yüksektir. İlerleme hızı da kesme verimliliği ile ilgili olduğundan 3-flütlü dizayn daha hızlı ilerleyip daha az ısı oluşturmaktadır.(80, 81)

#### **2.5.1.1.2 Aletin çapı**

Geniş çaplı frezlerde daha geniş flütler görülmektedir. Bu da daha verimli bir kemik kesisi sağlayıp debriserin eliminasyonunda daha etkili olduklarını göstermektedir. Ayrıca, küçük çapa sahip frezler güçsüz ve kemik içinde eğilme/bükülme gösterme potansiyeli daha fazla olup cerrahiyi zorlaştırmaktadır.(82)

Frez çapının artması kemiğe iletilen enerji transferini ve sürtünmeyi de arttıracığından, daha fazla ısı ortaya çıkacaktır. Kalidindi, Augustin ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmalarda 4 - 4,5 mm frez çapının, daha küçük çaplara göre kemiğin ısını kritik değer olan 47 derecenin üzerine taşıdığını göstermişlerdir.(83, 84)

#### **2.5.1.1.3. Aletin materyali**

Medikal frezler birçok ve tekrarlanan sterilizasyon işlemlerine maruz kaldıkları için kesici kısımlarının keskinlikleri kullanımla azalmaktadır.(74) Sterilizasyon sonucunda keskinliğini kaybeden frezlerde oluşan ısı daha fazladır.(29) Karaca ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre TiBN kaplı frezler, TiBN kaplamasız olanlara göre daha fazla ısı oluşumuna neden olmaktadır.(85)

### **2.5.1.2. Osteotomi parametreleri**

#### **2.5.1.2.1 Osteotomi hızı;**

Genel olarak kabul edilmiş optimal bir frezleme hızı bulunmamaktadır. Bazı yazarlara göre oluşan kemik ısı hızı frezleme hızı ile ilişkili bulunmuş, bazılarının göre de ısı frezleme hızından bağımsız olup frezleme esnasında uygulanan basınç ile ilgili olduğu savunulmuştur.

Brisman'ın sığır kortikal kemiklerinde yaptığı çalışmasına göre düşük hız ve minimal basınç ile yüksek hız ve yüksek basınç arasında herhangi bir ısı farkı görmemiştir. (86) Bunu da hız ve basıncın beraber yükselmesi ile kemiğin daha verimli kesimi sağlanmasına yormuştur. Sezek'in yaptığı çalışmada ise 370 rpm rotasyonel ve 70 mm / dk ilerleme hızları güvenli ve başarılı bir frezleme için uygun bulunmuştur. (87) Thompson'un çalışmasına göre

ise düşük hız frezleme (<250 rpm) frez ve kemik arasındaki sürtünmeyi arttıracığından ısı artışı fazla olacaktır.(88) Bu görüşü destekleyen başka çalışmalar da olmasına rağmen insan kadavra kemiğinde 345 rpm - 2900 rpm arası hızda yapılan bir çalışmaya göre ısı olarak fark bulunamamıştır.(74, 83, 84, 89)

Yüksek (100,000 rpm) hızda ile çalışmalara göre de ısı artışı lineer şekilde değil, önce artıp, en yüksek değere ulaşır, düşüp, plato haline döndüğü tablolar elde edilmiştir.(6, 90, 91)

#### **2.5.1.2.2 İlerletme hızı**

İlerletme hızı oluşan ısı için önemli bir parametredir çünkü süre azalıp daha az ısı oluşacaktır. Ancak, işlem sırasında daha fazla kuvvet uygulanırsa, basınç artıp ısıda yükselme görülecektir. Bu yüzden optimal bir ilerleme hızı gerekmektedir. Literatüre göre; aksiyal kuvveti arttırmak frezleme süresini, maksimum kemik ısısını azaltmaktadır.(92)

Nam ve arkadaşlarına göre düşük hız (600 rpm) ve yüksek kuvvet (1000 gr) veya yüksek hız (1200 rpm) düşük kuvvet (500 gr) kombinasyonları optimal olup, ımayı kritik değerden uzak, 40-45 dereceler arasında tutmaktadır.(89)

#### **2.5.1.2.3. Osteotomi derinliği**

Derinlik ile oluşan ısı artmaktadır. Derin frezleme, hareket eden frez ucu ve kemik ile daha fazla kontakt zamanı, sürtünme oluşturup, frez çapı ve soğutma sistemlerinden bağımsız olarak belirgin bir ısı artışına sebep olmaktadır.(83, 93, 94)

#### **2.5.1.2.4. Kortikal kemik kalınlığı**

Korteks, kemiğin en sert kısmı olup frezleme zamanı bu kortikal tabakanın kalınlığına bağlıdır. Aynı zamanda kortikal kısmın sertliği kemik mineralizasyonun yoğunluğu (Bone Mineral Density / BMD) ile doğru orantılıdır. BMD arttıkça frezleme sırasında oluşan ısı artacaktır.(85)

Bunun dışında Misch tarafından (1999) yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması ise şu şekildedir (95) ;

- D1 kemik: Yüksek oranda mineralize olmuş yoğun kortikal kemiktir ve ileri derecede atrofik dişsiz anterior mandibulada görülür.
- D2 kemik: Krette yoğun, kalın poröz kortikal kemik ve altında kalın spongioz kemiktir; anterior ve posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.
- D3 kemik: İnce, poröz kortikal kemik ve altında ince spongioz kemikten oluşmuştur; anterior ve posterior maksilla ve posterior mandibulada görülür.
- D4 kemik: Neredeyse kortikal kemik yoktur ve tüm kemik hacmini ince spongioz kemik oluşturmaktadır. Posterior maksillada görülür.
- D5 kemik: Mineralizasyonunu tamamlayamamış ve olgunlaşmamış çok yumuşak kemiktir.

Kemik yoğunluk sınıflamasına bakılınca, osteotomi sonucunda oluşan ısı en çok D1 kemikte ve özellikle D1 kemiğin apeks kısımlarında görülmektedir.(96)

#### **2.5.1.2.5. Aşamalı frezleme;**

Aşamalı frezleme, oluşturulan yuvada frez çapını kademeli olarak arttırma uygulamasıdır. Ana fikir, oluşturulan deliğin boyutunu kademeli olarak arttırıp oluşan ısının daha iyi dağılmasına izin vermektir. Ancak bu işlem operasyon süresini arttırmakta ve önceden hazırlanan deliğe aynı açı ve yönde frez adaptasyonu gibi zorlukları bulunmaktadır. Önceden hazırlanan frez yuvası ile yapılan çalışmada, hazırlanmayanlara göre son sıcaklık daha az bulunmuştur.(83)

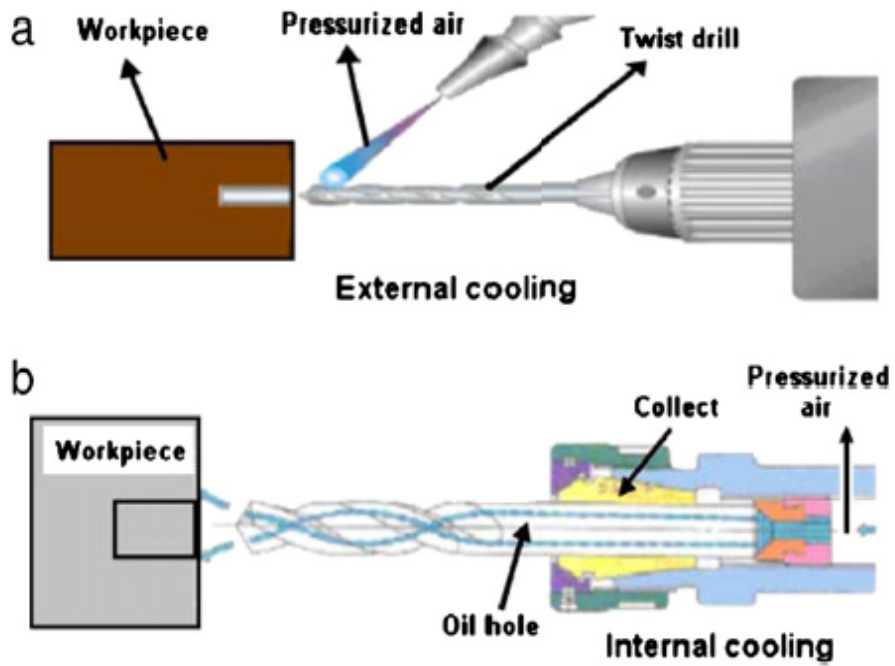
#### **2.5.1.2.6. Soğutma / İrrigasyon;**

Soğutma sistemleri basitçe iki ayrılır;

- 1) İnternal Soğutma Sistemleri
  - a) Kapalı tip
  - b) Açık tip
- 2) Eksternal Soğutma Sistemleri

İnternal sistemlerde soğutma sıvısı veya basınçlı hava frez içinden geçmektedir. Kapalı tipte sıvı/hava akışı devamlı olarak bir boru sistemi aracılığıyla frez ucunun içinden frez ucuna kadar geçip soğutma haznesine geri dönme sistemiyle çalışır. Soğutucu ile kemiğin direkt teması bulunmamaktadır. Soğutma yalnızca frezin periferinden, merkezde bulunan soğutma tüplerine ısı transferi sonucu sağlanır. Açık tipte ise soğutucu frezin ucundaki açıklıklardan çıkıp kemik ile direkt temas sağlamaktadır.

Eksternal soğutma sistemleri, frez ve kemiğin dış duvarına sıvı / hava uygulanması ile uygulanmaktadır.(Şekil 10 ) (97)



Şekil 10. İnternal ve Eksternal İrrigasyon Sistemleri

Günümüzde eksternal soğutma sistemi; akış hızının kontrol edilebildiği, kesintisiz çalışan otomatik sistemler ile veya basit şekilde izotonik sıvı içeren enjektör ile yapılmaktadır. Dışarıdan uygulanan sıvı, kemikte sıcaklık azaltıcı ve lubrikant etkisi yapmaktadır. İrrigasyonun kemik debrislerinin ortamdan uzaklaştırılması ile sürtünme kuvvetini azaltıcı etkisi vardır. İrrigasyon sıvısının infiltrasyon derinliği etkilendiği durumlarda soğutma etkisi minimaldir.

Bu durumda sıcaklığın ve sürtünmenin en yüksek olduğu frez ve kemiğin direkt temas noktasından ziyade freze ve kemiğe dışarıdan irrigasyon sıvısı ulaşır endirekt bir soğutma etkisi sağlanmaktadır.(75)

Matthew ve Hirsh'in yaptıkları çalışmada, eksternal soğutmada irrigasyon hızının kemik sıcaklığı ile ters orantılı olduğu görülmüş ve 500 ml/dk irrigasyon hızında kemiğin 50 derece altında (osteonekroz için kritik değerin altında) tutulduğunu görmüşlerdir.(74)

Irrigasyon için en etkili yöntem kullanılan aletin uç kısmından irrigasyonun çıkışı sağlanan internal soğutma sistemleridir ve Kirschner ve Meyer 1975 yılında diş hekimliğine internal soğutmalı sistemleri tanıtmışlardır.(98)

Augustin'e göre termal osteonekrozu önlemek için en önemli şey eksternal irrigasyonun uygulanmasıdır. Frez hızı, çapı, derinliği, kemiğin kalınlığı vb. gibi termal osteonekrozu etkileyen diğer faktörleri sabit tutarak eksternal irrigasyon uygulanmazsa kemik ısısı 31,4'ten 55,5 santigrat dereceye kadar yükselmektedir. Diğer faktörlerle birlikte eksternal irrigasyonun uygulanması ile de kemik kritik değerin (47 °C) altında kalmaktadır. Bu yüzden salin ile eksternal irrigasyonun kemik sıcaklık artışıdaki en önemli faktör olduğu vurgulanmıştır.(84)

Haider 'in koyunlarda internal ve eksternal soğutma sistemlerinin histolojik ve histokimyasal karşılaştırması adlı çalışmasında eksternal sistemler kortikal ve spongios kemiklerin yüzeysel kısımlarındaki frez yuvalarında, internal sistemler ise kortikal kemiğin derin seviyelerinde daha etkili bulunmuştur.(99)

## **2.6 Kemikteki Isı Değişimlerinin Ölçümü**

Kemikte yapılan osteotomilerde oluşan ısı, organik matrikste irreversible zararlara yol açabilir. Zararın şiddeti, maruz kalınan sıcaklığın süresine ve derecesine bağlıdır. 56 °C sıcaklık, aynı derecede alkalin fosfatazın denatüre olmasından dolayı kemikte hasar oluşumu için eşik değeri olarak bilinmektedir. Bundan dolayı kemikteki işlemlerde termal osteonekrozu engellemek için yeterli soğutma işlemi uygulanmalıdır.(100)

Kemikteki sıcaklık değişiklikleri;

- 1) Termokupl sensörler gibi direkt yöntemlerle
- 2) Kızılötesi kameralar gibi endirekt yöntemlerle
- 3) Sonlu Element Methodu gibi matematiksel hesaplamalarla ölçülebilir.

Yukarıdaki yöntemler genel olarak yüksek ısı değişimlerinin ölçümlerinde yardımcıdırlar. Ancak daha derindeki ısı değişimlerinin de ölçülmesi gerekmektedir. Bunun

için termokupl sensörlerinin çalışılan derinliğe önceden yerleştirilerek osteotomi alanından direkt ölçüm sağlanabilir ya da kullanılan kesici alet üzerine termosensör yerleştirilerek çalışılan derinlikten direkt ölçüm yapılabilir.(101-103)

### **2.6.1.Termokupl (Isıl Çiftler)**

Farklı malzemelerden yapılmış iki iletken veya yarı iletken materyalin uçları birleştirip elde edilen uçlar farklı sıcaklıklara maruz bırakılırsa uçlar arasında bir termik gerilim (elektromotor kuvvet, emk) meydana gelir. Bunun nedeni sıcak kaynaktan soğuk kaynağa doğru hareket eden elektronların oluşturduğu elektromotor kuvvettir. Elektron akışına zıt yönde oluşan bu kuvvete “Seebeck elektromotor kuvveti”, olaya “Seebeck Termoelektriksel Olayı” ve bu şekilde oluşturulmuş devreye de “Isıl Çift (Termoeleman, Termokupl) Devresi” denir. Termokupl’un sıcak noktası ve soğuk noktası arasındaki sıcaklık dağılımı nasıl olursa olsun üretilen gerilim, sıcak ile soğuk nokta arasındaki sıcaklık farkıyla oranlıdır.

Termokupl iki farklı metal veya alaşım tel olmasına rağmen genelde prosese çıplak olarak daldırılmazlar. Çeşitli mekanik darbeler, fiziksel ve kimyasal aşındırıcı özellikler göz önünde bulundurularak belli özel koruyucu kılıflar içinde kullanılırlar. İki farklı eleman teli farklı kutuplarda oldukları için birbirlerinden izolatör yardımıyla izole edilirler. İzolatörlerin seçiminde ortam şartlarının, sıcaklık limitlerinin önemi büyüktür. Gerek eleman tellerinin gerekse koruyucu tüplerin cinsleri termokuplların ömürlerine direkt etki etmektedir.

Literatüre bakıldığında, kemikte yapılan osteotomilerdeki ısı ölçümleri çalışmalarında sıklıkla termokupl yönteminin tercih edildiğini görebiliriz.

### **2.6.2. Termal kameralar**

Termal görüntüleme, ısı ışınım esaslarına dayanan, termografik kameraların elektromanyetik spektrumun kızılötesi aralığındaki (900-14000 nanometre) gözle görülmeyen ışınımaları tespit ederek, gözle görülebilir bir hale getirme esası ile çalışmaktadır. Değişik sıcaklıklardaki ısı ışınım yayma katsayısı yüzeylerde farklı renklerde olur. Renk değişimine göre sıcaklık tespit edilir.

Cisim tarafından yapılan yayınım arttıkça sıcaklık da artacaktır. Gözle görülemeyen bu sıcaklıklar termografi sayesinde izlenebilir hale gelmiştir. Sıcaklığı yüksek nesnelere soğuk nesnelere karşısında kolaylıkla fark edilebilmektedir. Bu nedenle insan gibi sıcakkanlı canlılar dış ortamda termal kamera ile kolaylıkla tespit edilebilmektedirler.

Termal görüntüleme yöntemi, günümüzde medikal çalışmalarda başarılı bir şekilde kullanılıp güvenli sonuçlar vermesine rağmen, bu yöntem ortamdaki sıvı varlığından etkilendiği bilinmekte olup gerçek ısı değerlerini gizleyebilmektedir.(104)



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1 Gereç ve Yöntem

Bu çalışma 09/07/2020 tarihinde Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-KA20/11) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Çalışmanın deneysel işleri Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Isı Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

“İn vitro” olarak planlanan bu deneysel çalışma, Başkent Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Isı Laboratuvarı'nda yapıldı. Çalışmada 4 adet grup oluşturuldu;

1. Kemiğin fissür frez ile yapılan osteotomisi
2. Kemiğin osilasyon testeresi ile yapılan osteotomisi
3. Kemiğin piezoelektrik sistem ile yapılan osteotomisi
4. Kemiğin ultrasonik kemik bıçağı ile yapılan osteotomisi

Deneyde ek olarak her alette iki farklı irrigasyon miktarı (20 ml/dk ve 80 ml/dk SF) değişken olarak kıyaslanmıştır. Her bir osteotomi 1cm/dk ve bikortikal olacak şekilde planlanmıştır.



Şekil 11. NSK -Surgical AP (Japonya) fizyodispenser

Konvansiyonel frez osteotomisi için, NSK -Surgical AP (Japonya) fizyodispenser (Şekil 11) ve dıştan soğutma özellikte KaVo SMARTmatic S10 S marka model piyasemen cihazı (Almanya) kullanmıştır. (Şekil 12) Piyasemen ile uyumlu Meisinger marka (Almanya) 018 numaralı rond, 021 numaralı fissür çelik frezler kullanılmıştır.(Şekil 13)



Şekil 12. KaVo SMARTmatic S10 S marka model piyasemen cihazı (Almanya)



Şekil 13. Meisinger marka (Almanya) 018 numaralı rond ,021 numaralı fissür frezler





Şekil 14. Bien Air by Medicon G2 marka model mikrotester (İsviçre)

Konvansiyonel kemik testeresi osteotomisi için Bien Air by Medicon G2 marka model cerrahi osilasyon testeresi (Şekil 14) ve testereye uyumlu Medicon marka 18 mm mikro testere ucu (Almanya) (Şekil 15) kullanıldı. Testere NSK -Surgical AP (Japonya) fizyodispenserına takılarak ostetomiler yapıldı.

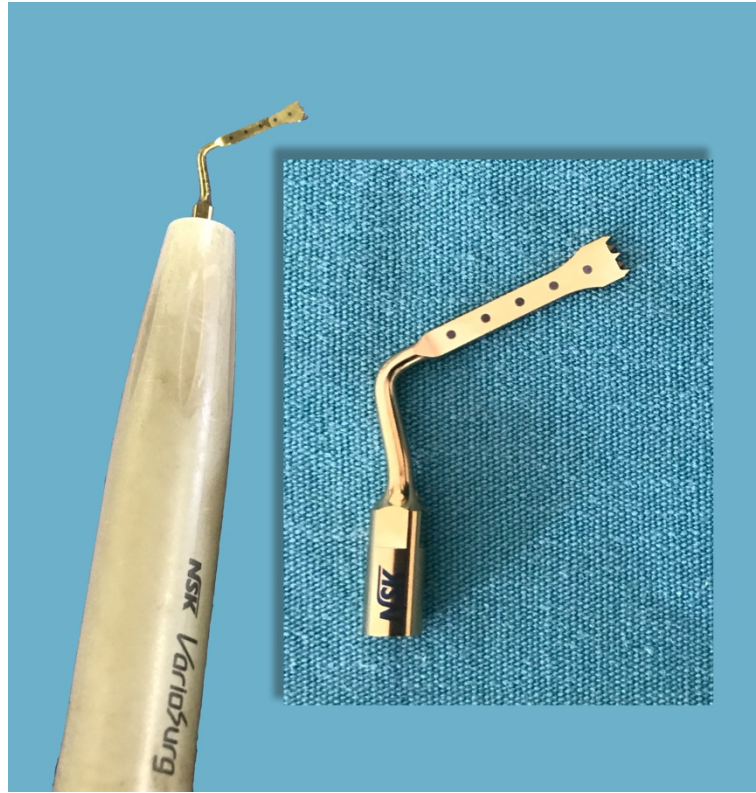


Şekil 15. Medicon marka 18 mm mikro testere ucu (Almanya)



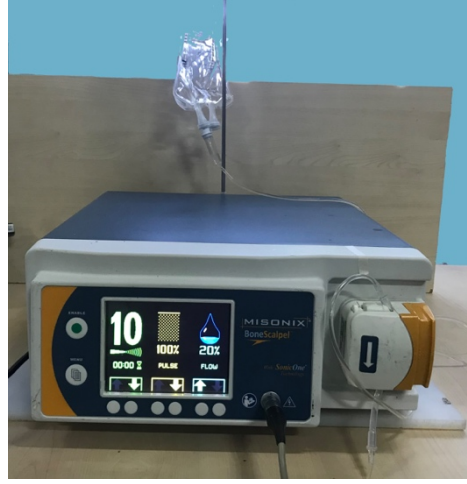
Şekil 16. NSK- VarioSurg marka model piezocerrahi cihazı (Japonya)

Ultrasonik piezoelektrik osteotomiler için NSK- VarioSurg marka model piezocerrahi cihazı (Japonya) (Şekil 16) aynı marka “Sohn” tip uç (Şekil 17) takılarak yapıldı.



Şekil 17. NSK marka (Japonya) “Sohn” tip piezo ucu





Şekil 18. Misonix marka ultrasonik kemik bıçağı cihazı (Misonix BoneScalpel™, Inc., Farmingdale, NY, USA)

Ultrasonik kemik bıçağı osteotomileri için Misonix marka ultrasonik kemik bıçağı cihazı (Misonix BoneScalpel™, Inc., Farmingdale, NY, USA) (Şekil 18) ve aynı marka MXB-B1 20 mm tırtıklı testere ucu (Şekil 19) kullanıldı.



Şekil 19. Misonix marka, MXB-B1 20 mm tırtıklı testere ucu (Misonix BoneScalpel™, Inc., Farmingdale, NY, USA)



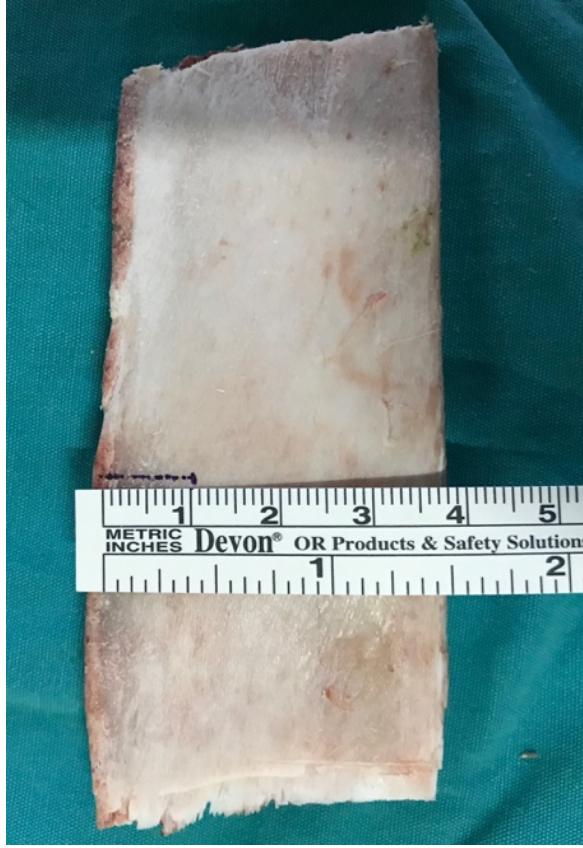
Şekil 20. Elimko marka E-680 serisi “Data-Logger” (Türkiye), Elimko marka iletişim birimi (Türkiye), Elimko marka K tipi termokupl (Türkiye)

Yapılan test ölçümünde Elimko marka, E-680 Serisi üniversal girişli (32 giriş) mikrokontrolör tasarımı “Data-Logger” kullanılmıştır. (Şekil 20) Cihaza özel bilgisayara E680 ısı ölçer yazılımı yüklenmiştir. Cihaz bilgisayara bağlanıp, 2 adet farklı noktadan data kaydı alacak şekilde ayarlanıp, her 5 saniyede bir veri (sıcaklık) kaydedecek şekilde ayarlanarak test süresince sürekli veri (sıcaklık) kaydı yapılmıştır. Sıcaklık algılayıcı sensör olarak 2 adet K tipi termokupl kablosu kullanılmıştır. Deneyde kullanılan K tipi termokupl kablosu NiCr-Ni alaşımli yapıda olup -200 °C – 1300 °C aralığında çalışan hassas algılayıcılardır. K tipi termokupl kablo uçlarına da yapılan testte uygun doku içersin den sıcaklık algılayabilecek 3 cm uzunluğunda iğne uçlu başlıklar monte edilmiştir.

Deneyde kullanılan diğer materyaller kasaptan elde edilen taze sığır kaburgaları, cetvel ve boyama kalemleri, kemik bloğu sabitlemek için kullanılan mengene ve irrigasyon için Polifleks %0,9 NaCl izotonik serumdur (Polifarma İlaç San. ve A.Ş, Türkiye).

Kasaptan in vitro şartlardaki bu deneyde kullanılmak üzere taze sığır kaburgaları temin edilmiştir. Her bir alet grubu için (Frez, Testere, Piezo, Ultrasonik kemik bıçağı) 24 adet kemik blok kullanılmıştır. Kemik blokları 19 °C serum irrigasyonu altında kemik testeresi ve testere ucu ile oluşturulmuştur. Bu şekilde toplam 96 adet kemik blok oluşturulmuştur. Çalışılmayan kemik blokları %10’luk formaldehit solüsyonunda bekletilmiştir.

Kemik bloklara kalemle osteotomi hattı (1 cm uzunluğunda) işaretlenmiştir. (Şekil 21)



Şekil 21. Kemik bloklarının işaretlenmesi

Osteotomi hattının her iki tarafına, osteotomi hattından 1 mm uzak olacak şekilde kalemle iki adet işaretleme yapıldı.



Şekil 22. Termokupl yuvaları

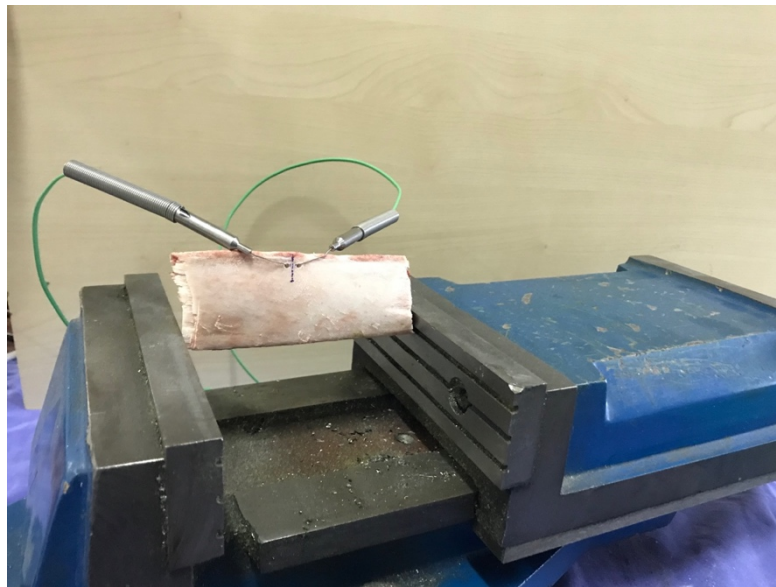


Önce fizyodispensera bağlı piyasemene rond frez yerleştirilmiştir. Bir tarafta ortalama 1,5 mm derinliğinde (kortikal seviyede kalacak şekilde) diğer tarafta da ortalama 7 mm derinliğinde (kansellöz seviyede kalacak şekilde) termokuplların oturacağı yuva rond frezle 19 °C irrigasyon altında açılmıştır. (Şekil 22) Bu işlem her bir kemik bloğu için tekrarlanmıştır. Örnek kemik bloğuna önceden hazırlanan yuvalara 2 adet K tipi termokupllar yerleştirilip, birinin kortikal seviyede diğerinin ise kansellöz seviyede olduğu her seferinde kontrol edilmiştir. (Şekil 23)



Şekil 23. Termokupl derinlik seviyelerinin kontrolü

Kemik blok mengeneye sabitlendikten sonra termokupllar tekrardan kemiğe uygun biçimde yerleştirildi. (Şekil 24)



Şekil 24. Osteotomi düzeneğinin mengeneye adaptasyonu



Osteotomilerin her biri 1 cm / dk ve bikortikal olacak şekilde planlanmıştır. Her bir aletin osteotomisinden önce 1cm/dk'lık osteotomiye manuel olarak cerrahın alışabilmesi için yeterli görülen sayıda kemik bloğunda ilgili aletle alıştırmaları yapılmıştır. Bu alıştırmaların ardından deneysel osteotomiye geçilmiştir.

Kullanılan sıcaklık ölçme mekanizması her 5 saniyede bir devamlı ölçüm yaptığından dolayı osteotomiye başlarken ve bitirirken zamanlar not edilmiştir. Daha sonra not edilen zamanlardan ilgili osteotomiye ait verilere geriye dönük olarak ulaşılmıştır. Ayrıca hangi termokuplun kortikal, hangisinin kansellöz olduğu da not edilmiştir.

Osteotomi sırası; kemik frezi, kemik testeresi, piezocerrahi ve ultrasonik kemik bıçağı cihazları olacak şekilde yapıldı.

Konvansiyonel frez osteotomisi için NSK-Surgical AP (Japonya) fizyodispenser ve dıştan soğutma özellikle KaVo SMARTmatic S10 S marka model piyasemen cihazı (Almanya) kullanmıştır. Piyasemen ile uyumlu Meisinger marka (Almanya),021 numaralı fissür çelik frezler kullanılmıştır. Fizyodispenser cihazı 2000 rpm/dk olacak şekilde ayarlanmıştır. Her osteotomide yeni bir frez kullanılmış olup kullanılmış frezler ikinci kez kullanılmamıştır. SF irrigasyon, cihaza bağlı şekilde dıştan uygulamalı olarak yapıldı. Fizyodispenserin irrigasyon ayarı önce 12 adet osteotomi için 20 ml/dk, sonra 12 adet osteotomi için 80 ml/dk olacak şekilde osteotomilerden önce ayarlanmıştır. Tüm osteotomiler ortalama 19 °C SF irrigasyonu ısısı altında gerçekleştirilmiştir. Ayrıca tüm osteotomilerin başlangıç ve bitiş zamanları not edilmiştir. Her osteotomide yeni bir kemik bloğu mengeneye sabitlenmiş ve termokupllar önceden hazırlanan yuvalara yerleştirilmiştir. Bu işlemler 12 kez 20 ml/dk ve 12 kez 80 ml/dk SF irrigasyonlar altında tekrarlanmıştır. Böylelikle aynı aletin farklı irrigasyon altında oluşan ısı verileri elde edilmiş oldu.

Konvansiyonel osilasyon testeresi ile için Bien Air by Medicon G2 marka model cerrahi osilasyon testeresi ve testereye uyumlu Medicon marka 18 mm mikro testere ucu (Almanya) kullanıldı. Testere NSK -Surgical AP (Japonya) fizyodispenserına (cihaz 2000 rpm/dk hıza ayarlanarak) takılarak osteotomiler yapıldı. Testere grubunda da frez grubundaki tüm presipler uygulandı. 12 kez 20 ml/dk ve 12 kez 80 ml/dk SF irrigasyonlar altında osteotomiler yapıldı. Böylece testerenin farklı irrigasyonlar altında oluşan ısı verileri elde edildi.

Ultrasonik piezoelektrik osteotomiler NSK- VarioSurg marka model piezocerrahi cihazı (Japonya) aynı marka "Sohn" tip uç takılarak yapıldı. Her bir osteotomide uç yenilenmiş olup ikinci kez kullanılmadı. Cihaz cerrahi için olan 1 modunda maksimum

seviyede ayarlandı. Konvansiyonel grupların prensipleri bu grupta da uygulanıp 12 tane 20 ml/dk 12 tane 80 ml/dk SF irrigasyon altındaki osteotomilerin verileri elde edildi.

Ultrasonik kemik bıçağı osteotomileri için Misonix marka ultrasonik kemik bıçağı cihazı (Misonix BoneScalpel™, Inc., Farmingdale, NY, USA) ve aynı marka MXB-B1 20 mm tırtıklı testere ucu kullanıldı. Misonix cihazı osteotomiler için uygun olan 10 modunda %100 Pulse ayarında ayarlandı. Bu grupta da yukarıdakiler gibi 12 tane 20 ml/dk 12 tane 80 ml/dk SF irrigasyon altındaki osteotomilerin verileri elde edildi.

### **3.2. İstatiksel Analiz**

20 ml/dk ve 80 ml/dk SF irrigasyon gruplarında kortikal ve kansellöz ölçümlerinin gruplara göre ortalamaları arasında anlamlı farklılık olup olmadığı tek yönlü varyans analizi ile incelenmiştir. Tek yönlü varyans analizi sonrasında farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit etmek için TUKEY testi yapılmıştır. Analizler SPSS 20.0 yazılımı ile %95 güven düzeyinde yapılmıştır ve p değeri 0,05 ten küçük anlamlı kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

Her bir alet grubunun 20 ml/ dk ve 80 ml/dk SF irrigasyon değişkenleri altında kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası ısı farkları santigrat ve yüzde şeklinde hesaplanmıştır. (Tablo 1, 2, 3, 4)

KESİ ÖRNEĞİ	FREZ - 20 ml/dk SF İrrigasyon			
	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
1	5,4	28,42	8,5	44,74
2	4,1	21,58	9,3	48,95
3	6,4	33,68	4,6	24,21
4	3,3	17,37	5,8	30,53
5	4	21,05	6,7	35,26
6	10,8	56,84	11,8	62,11
7	3,5	18,42	7,7	40,53
8	5,8	30,53	8,4	44,21
9	5,6	29,47	7,8	41,05
10	9	47,37	10,8	56,84
11	7,4	38,95	5,9	31,05
12	8,2	43,16	11,3	59,47
<b>ORTALAMA:</b>	<b>6,1</b>	<b>32,24</b>	<b>8,2</b>	<b>43,25</b>

KESİ ÖRNEĞİ	FREZ - 80 ml/dk SF İrrigasyon			
	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
13	3,7	19,47	7,1	37,37
14	1,9	10,00	6	31,58
15	3,3	17,37	5	26,32
16	2	10,53	8	42,11
17	4,9	25,79	6,7	35,26
18	7,2	37,89	8,5	44,74
19	3,1	16,32	2,7	14,21
20	5,1	26,84	5,7	30,00
21	8,2	43,16	6,3	33,16
22	5,9	31,05	7,3	38,42
23	2,8	14,74	4,3	22,63
24	3,8	20,00	5,4	28,42
<b>ORTALAMA:</b>	<b>4,3</b>	<b>22,76</b>	<b>6,1</b>	<b>32,02</b>

Tablo 1. Frez grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzdeler olarak farkı

<b>TESTERE - 20 ml/dk SF İrrigasyon</b>				
<b>KESİ ÖRNEĞİ</b>	<b>1. Prob (Kortikal) Isı Farkı</b>		<b>2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı</b>	
	<b>°C</b>	<b>%</b>	<b>°C</b>	<b>%</b>
<b>1</b>	3,5	18,42	2,9	15,26
<b>2</b>	3,6	18,95	3,8	20,00
<b>3</b>	7,6	40,00	5,1	26,84
<b>4</b>	5,8	30,53	5,2	27,37
<b>5</b>	2,8	14,74	2,5	13,16
<b>6</b>	1,7	8,95	2,1	11,05
<b>7</b>	2,7	14,21	1,8	9,47
<b>8</b>	4,1	21,58	2,1	11,05
<b>9</b>	2,4	12,63	1,4	7,37
<b>10</b>	2,4	12,63	5,4	28,42
<b>11</b>	1,6	8,42	1,1	5,79
<b>12</b>	2	10,53	0,8	4,21
<b>ORTALAMA:</b>	<b>3,4</b>	<b>17,63</b>	<b>2,9</b>	<b>15,00</b>

<b>TESTERE - 80 ml/dk SF İrrigasyon</b>				
<b>KESİ ÖRNEĞİ</b>	<b>1. Prob (Kortikal) Isı Farkı</b>		<b>2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı</b>	
	<b>°C</b>	<b>%</b>	<b>°C</b>	<b>%</b>
<b>13</b>	1,5	7,89	2,7	14,21
<b>14</b>	3,8	20,00	3,3	17,37
<b>15</b>	3,4	17,89	3,5	18,42
<b>16</b>	4,7	24,74	1,4	7,37
<b>17</b>	2,9	15,26	1,6	8,42
<b>18</b>	6	31,58	5,1	26,84
<b>19</b>	3,8	20,00	2,9	15,26
<b>20</b>	1,5	7,89	4,8	25,26
<b>21</b>	3,1	16,32	4,1	21,58
<b>22</b>	1,6	8,42	1,6	8,42
<b>23</b>	1,4	7,37	1,7	8,95
<b>24</b>	1,6	8,42	1	5,26
<b>ORTALAMA:</b>	<b>2,9</b>	<b>15,48</b>	<b>2,8</b>	<b>14,78</b>

Tablo 2. Testere grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzdellik olarak farkı

PİEZO - 20 ml/dk SF İrrigasyon				
KESİ ÖRNEĞİ	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
1	22,8	120,00	20,7	108,95
2	25,4	133,68	12,2	64,21
3	16,1	84,74	10	52,63
4	18,7	98,42	15,5	81,58
5	25,1	132,11	16,3	85,79
6	16,7	87,89	22,2	116,84
7	21	110,53	10,9	57,37
8	26,7	140,53	13,8	72,63
9	16,3	85,79	10,8	56,84
10	27,9	146,84	17,3	91,05
11	14,2	74,74	9	47,37
12	20,1	105,79	12	63,16
<b>ORTALAMA:</b>	<b>20,9</b>	<b>110,09</b>	<b>14,2</b>	<b>74,87</b>

PİEZO - 80 ml/dk SF İrrigasyon				
KESİ ÖRNEĞİ	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
13	17,7	93,16	16,8	88,42
14	15,8	83,16	11	57,89
15	14,9	78,42	8,7	45,79
16	17,3	91,05	15,5	81,58
17	6,7	35,26	7,1	37,37
18	14,2	74,74	20,2	106,32
19	7,1	37,37	10,3	54,21
20	19,2	101,05	20,6	108,42
21	16,3	85,79	12,8	67,37
22	30,4	160,00	14,2	74,74
23	18,1	95,26	13,8	72,63
24	15	78,95	15,5	81,58
<b>ORTALAMA:</b>	<b>16,1</b>	<b>84,52</b>	<b>13,9</b>	<b>73,03</b>

Tablo 3. Piezo grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzdellik olarak farkı

UKB - 20 ml/dk SF İrrigasyon				
KESİ ÖRNEĞİ	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
1	53	278,95	46,6	245,26
2	56,2	295,79	31,7	166,84
3	38,7	203,68	31,8	167,37
4	42,6	224,21	26,9	141,58
5	50,8	267,37	31,7	166,84
6	39,3	206,84	42,3	222,63
7	69	363,16	34	178,95
8	45,7	240,53	39,1	205,79
9	60,5	318,42	30,3	159,47
10	42,1	221,58	33,8	177,89
11	41,4	217,89	27,4	144,21
12	31,4	165,26	28	147,37
<b>ORTALAMA:</b>	<b>47,6</b>	<b>250,31</b>	<b>33,6</b>	<b>177,02</b>

UKB - 80 ml/dk SF İrrigasyon				
KESİ ÖRNEĞİ	1. Prob (Kortikal) Isı Farkı		2. Prob (Kansellöz) Isı Farkı	
	°C	%	°C	%
13	26,1	137,37	17,8	93,68
14	29,2	153,68	10,9	57,37
15	45,9	241,58	23,2	122,11
16	31	163,16	22,4	117,89
17	34,2	180,00	17,6	92,63
18	25,3	133,16	13,9	73,16
19	23,8	125,26	20,8	109,47
20	23	121,05	15,9	83,68
21	11,3	59,47	13	68,42
22	21,8	114,74	9,6	50,53
23	17,2	90,53	11,3	59,47
24	22,1	116,32	8,2	43,16
<b>ORTALAMA:</b>	<b>25,9</b>	<b>136,36</b>	<b>15,4</b>	<b>80,96</b>

Tablo 4. UKB grubunun 20 ml/dk ve 80 ml/dk SF’de kortikal ve kansellöz kemikteki başlangıç ve osteotomi sonrası santigrat ve yüzdelerik olarak farkı

Çalışma sonucunda grup içi ölçülen termal artışlara bakılınca, her dört alet için ısı artışları istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0.05$ ).

Her alette 80 ml/dk’lık SF irrigasyon değişkeninde oluşan ısı değerinin 20 ml/dk’lık SF irrigasyon değişkeninden daha az olduğu görülmektedir.

20 ml/dk ve 80 ml/dk SF irrigasyon gruplarında kortikal ve kansellöz kemiklerdeki ölçümlerin gruplara göre ortalamaları ve bu ortalamalar arasındaki farkın anlamlılığı test edilmiştir. Kortikal ve kansellöz kemiklerdeki ısı farkı ölçümlerinde gruplar arasında anlamlı düzeyde farklılık gözlenmiştir ( $p<0,05$ ). (Tablo 5,6,7,8)

Kortikal kemikteki santigrat ve % değişimi ölçümü için UKB grubu ortalaması diğer grupların hepsinden anlamlı derecede daha yüksektir. Ek olarak piezo grubu ortalaması frez ve testere grubu ortalamasından anlamlı derecede daha yüksektir. (Tablo 5,7)

Kansellöz kemikteki santigrat ve % değişimi ölçümü için UKB grubu ortalaması diğer grupların hepsinden anlamlı derecede daha yüksektir. Ek olarak piezo grubu ortalaması frez ve testere grubu ortalamasından, frez grubu ortalaması testere grubu ortalamasından anlamlı derecede daha yüksektir. (Tablo 6,8)

Ayrıca ultrasonik kemik kesicileri grubu ortalaması konvansiyonel gruptan anlamlı derecede daha yüksektir.

	20 ml/dk SF İrrigasyon					
	Kortikal (°C)		p	Kortikal (%)		p
	Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma		Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma	
Frez	6,13	2,35	0,000*	32,24	12,34	0,000*
UKB	47,56	10,64		250,31	56,00	
Piezo	20,92	4,64		110,09	24,39	
Testere	3,35	1,78		17,63	9,36	

Tablo 5. Gruplar arası 20 ml/dk irrigasyonda kortikal kemikteki ısı değişimleri

	20 ml/dk SF İrrigasyon					
	Kansellöz (°C)		p	Kansellöz (%)		p
	Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma		Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma	
Frez	8,22	2,28	0,000*	43,25	12,01	0,000*
UKB	33,63	6,11		177,02	32,17	
Piezo	14,23	4,24		74,87	22,33	
Testere	2,85	1,64		15	8,64	

Tablo 6. Gruplar arası 20 ml/dk irrigasyonda kansellöz kemikteki ısı değişimleri

	80 ml/dk SF İrrigasyon					
	Kortikal (°C)		p	Kortikal (%)		p
	Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma		Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma	
Frez	4,33	1,99	0,000*	22,76	10,46	0,000*
UKB	25,91	8,73		136,36	45,96	
Piezo	16,06	6,01		84,52	31,65	
Testere	2,94	1,49		15,48	7,82	

Tablo 7. Gruplar arası 80 ml/dk irrigasyonda kortikal kemikteki ısı değişimleri

	80 ml/dk SF İrrigasyon					
	Kansellöz (°C)		p	Kansellöz (%)		p
	Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma		Ortalama Sıcaklık Farkı	Standart Sapma	
Frez	6,08	1,62	0,000*	32,02	8,52	0,000*
UKB	15,38	5,05		80,96	26,57	
Piezo	13,88	4,20		73,03	22,10	
Testere	2,81	1,38		14,78	7,27	

Tablo 8. Gruplar arası 80 ml/dk irrigasyonda kansellöz kemikteki ısı değişimleri



## 5. TARTIŞMA

Osteotomi işleminde ortaya çıkan ısı değişimleri, cerrahinin başarısını etkileyen etkenlerden biridir. Bu yüzden ki literatürde son zamanlarda farklı enstrümanlar ile gerçekleştirilen osteotomilerin neden olduğu ısı değişikliklerinin çalışmalarına sıkça rastlanılmaktadır.

Giraud ve ark. , ideal bir osteotomi enstrümanının , hızlı kesim yapıp osteotomi süresini azaltması, kesim yaparken kemik kaybına neden olmaması, cerrahin enstrümanı kolayca kontrol edebilmesi, kemik iyileşmesinde gecikme veya problem yaratmaması, yumuşak dokulara zarar vermemesi, hafif ve farklı düzeylerde kesme işlemini gerçekleştirebilmesi, steril edilebilir ve sterilizasyon işleminin kolay olması olarak belirtmişlerdir.(105)

Konvansiyonel motorlu enstrümanlar genelde kemiğin kalın olduğu durumlarda kullanılıp, hava basıncını veya elektrik enerjisini frezler veya testereleler kullanarak mekanik kesme işlemine dönüştürerek çalışmaktadır. Bunlar osteotomi bölgesinde belirgin ısı meydana getirip komşu dokulardaki ısısal artış ise marjinal osteonekroza sebep olarak iyileşmede olumsuz etkiler yaratabilmektedir. Bu nedenle serum irrigasyonu ile oluşan ısı minimuma indirilmelidir.(106) Bunun yanında konvansiyonel frezler kemik üzerinde kayma eğilimindedirler. Bu kaymayı engellemek için cerrah frezin kayma yönünün tersine bir kuvvet uygulayarak aleti dengeleme ihtiyacı duymaktadır. Ayrıca frezin kontrolsüz uygulanması durumunda da istenmeyen yumuşak doku hasarları meydana gelebilmektedir. (50)

Siroraj ve ark., gömülü yirmi yaş cerrahisinde döner turlu aletlerin iki farklı devir hızının ( 20.000 devir/dk ve 40.000 devir/dk) çevre kemikteki etkisini değerlendirmek için yaptığı çalışmada yüksek devir hızında kemik kesilerinin daha keskin görüldüğü, daha az debris oluştuğu ve kemiğin daha az termal hasara uğradığı görülmüştür.(107) Azaltılmış dönme hızı oluşan ısı miktarını azaltmakla beraber kesme etkinliğini düşürmektedir.(29)

Döner turlu aletler ve kemik testereleleriyle yapılan osteotomi sırasında kemik talaşlarının oluşmasına bağlı debris birikimi görülüp, aynı zamanda bu debriste veya yumuşak dokularda çoklu kullanıma bağlı olarak frezlerden açığa çıkan metal talaşları da birikmektedir. Bu durum da bakteriyel kontaminasyona neden olma potansiyeli taşımaktadır. (31)

Konvansiyonel döner sistemlerde oluşan mekanik titreşimler ve sesler, hastalardaki anksiyetede ki artışa neden olabilmektedir.(29)

Son yıllardaki gelişmeler ile kemik cerrahisinde yeni enstrümanlar piyasaya sunulmuştur. Bunlar hassas ve yumuşak dokular için güvenli osteotomiler yapmak için ultrasonik titreşimlerden yararlanan piezocerrahi sistemi, ultrasonik sistemlerin artmış ergonomik ve kesme etkinliği ile geliştirilen ultrasonik kemik bıçakları ve lazer sistemleridir.

Piezocerrahi cihazının kesici ucu mikro titreşimlerle oluştuğundan osteotomi işlemi çok hassas şekilde yapılmaktadır. Ayrıca cihaz sadece mineralize dokular üzerinde çalıştığından cihazın kesici ucu yumuşak doku ile temas ettiği anda osteotomi işlemi durmaktadır. İrrigasyon solüsyonunun kavitasyon etkisinin fiziksel fenomeni nedeniyle kansız bir cerrahi alan oluşturarak operasyon görüş alanı artıp anatomik olarak zor bölgelerde güvenli bir şekilde osteotomi işlemi gerçekleştirmeye olanak tanımaktadır. Ek olarak kemik kesme işlevi daha az invaziv olup daha az kollateral doku hasarı oluşturur ve bu da daha olumlu bir iyileşme ile sonuçlanır.(50, 106)

Piezoelektrik sistemlerinin osteotomi işleminde kullanılması için birçok avantajı olmasına rağmen kemiği kesme süresinin uzun sürmesi bir dezavantaj olarak görülmektedir. Hoigne ve arkadaşları, el cerrahisinde kullandıkları piezoelektrik cerrahi cihazıyla yaptıkları osteotomilerin geleneksel testereden 3 kat daha yavaş olduğunu bildirmişlerdir.(108) Sortino ve arkadaşları ise 3. molar cerrahisinde piezoelektrik cerrahi tekniği için gereken sürenin döner frezlerden %26 daha uzun olduğunu bildirmişlerdir. (47) Piezoelektrik sistemlerinin tüm avantajlarını içeren ve ek olarak artmış ergonomi ve kesme etkinliği özellikleri eklenen yeni ultrasonik kemik bıçak sistemleri maksillofasial cerrahi alanında kullanılmaya başlanmıştır.

Gilles ve ark. ve Demirbaş ve ark. 'larının ultrasonik kemik bıçağı ile gerçekleştirdikleri ortognatik cerrahi operasyonlarında, ultrasonik kemik bıçaklarının diğer aletlere göre cerrahi süresini azalttıkları ve operasyonu kolaylaştırdığını gözlemlemişlerdir. (58, 59) Yapılan başka bir çalışmada ultrasonik kemik bıçağının operasyon içi toplam kan kaybının diğer aletlere kıyasla %30/40 daha az görüldüğü bildirilmiştir.(109)

Bizim çalışmamızda da konvansiyonel cerrahi frez, kemik testeresi, piezocerrahi cihazı ve ultrasonik kemik bıçağı cihazlarının osteotomi işlemi sırasında kemikte neden oldukları ısıl değişiklikleri eşzamanlı olarak ölçerek olası termal hasar riskleri karşılaştırmalı olarak incelendi. Elde ettiğimiz sonuçlara göre hem kortikal hem de kansellöz kemikteki ısı farkı iki farklı irrigasyon değerinde en az konvansiyonel yöntem olan kemik testeresinde

görülmektedir. Çevre yumuşak dokulara en az travmatik olan ve osteotomi güvenliği açısından en güvenli olarak düşünülen ultrasonik kemik bıçağı ise ısıl fark olarak en yüksek değeri göstermiştir. Ancak çalışmamızda herhangi bir yumuşak doku parametresi olmadığı için sadece iki farklı irrigasyon değeri altındaki oluşan ısı farkına bakılmıştır.

Kemiğin fiziksel özellikleri termal iletkenlik açısından önemli olup, kemik yapısal ve mekanik özellikleri bakımından anizotropiktir. Ancak literatürde anizotropinin termofiziksel özellikler üzerine olan etkisi hakkında pek fazla bilgi bulunmamaktadır. İnsan kavrularının femoral kortikal kemiklerinde yapılan çalışmada longitudinal yöndeki ısı iletiminin, transvers yönden daha fazla olduğu gösterilmiştir.(90) Kemiklerle yapılan ısı iletimi çalışmalarında, sığır kortikal kemiğinin termal iletkenlik değeri  $0.56 \pm 0.039$  W/mK olarak bulundu ve izotropik olarak değerlendirildi. Bu değer aynı zamanda insan kortikal kemiğinin termal iletkenlik değeriyle benzerlik gösterdiği bulunmuştur.(110)

Yapılan başka bir çalışmada, sığır kortikal kemik bloklarının yoğunlukları bilgisayarlı tomografi kullanılarak 1400 Hounsfield değerinde olduğu ve insan mandibulasının 1400-1600 Hounsfield değeriyle benzer olduğu incelenmiştir.(111)

Strbac ve ark. farklı irrigasyon tekniklerinin osteotomide ısı farkları üzerine etkilerini inceledikleri in vitro çalışmada sığır kemiğinden faydalanmışlardır. (112) Sener ve ark. irrigasyonun osteotomideki ısı artışı etkisini in vitro olarak incelenmesi çalışmasında taze sığır mandibulası kullanmışlardır.(104) Misir ve ark implant uygulamalarında rehber kullanımının kemikteki ısı artışına yönelik yaptıkları in vitro çalışmada sığır kemiğini tercih etmişlerdir. (113)

Rashad ve ark. in vitro olarak çalıştıkları sonik, ultrasonik ve konvansiyonel osteotomi sırasındaki kemik içi ısı oluşumu farkı çalışmasında da taze sığır kemik kullanılmıştır.(114) Rashad ve ark implant hazırlığı için farklı ultrasonik ve konvansiyonel osteotomi yöntemlerinin ısıl farklılıklarını inceledikleri benzer bir çalışmada yine sığır kemiğini tercih etmişlerdir.(115)

Biz de çalışmamızda kemik yoğunluğu ve kortikal/kansellöz kemik oranı benzerliğiyle insan çene kemiğine benzerlik gösteren taze sığır kemik bloklarını kullandık.

Daha önce kemikte yapılan osteotomi sırasında oluşan ısı hakkında yapılan çalışmalarda ısı ölçümü için K tipi termokupllar tercih edilmiştir.(40, 71, 90, 91, 94) Ancak termokuplların osteotomi hattına olan uzaklığı ve kemik içindeki yerleşme derinliği birçok çalışmada farklılık göstermektedir.

Rashad ve ark. implant hazırlığı için farklı ultrasonik ve konvansiyonel osteotomi yöntemlerinin ısıl farklılıklarını inceledikleri çalışmada ısı ölçümü için iki adet NiCrFe

alaşımından yapılmış 1.6 mm çaplarında ve -30 °C ve 500 °C ölçüm genişliğine sahip , biri 1.5 mm (kortikal seviye) diğeri 7 mm (kansellöz seviye) derinlikte olacak şekilde termokupl kullanmışlardır. (115)

Eriksson ve Adell'in insan mandibulasında in vivo yaptıkları çalışmada, bir adet termokupl uç 8 mm derinliğe ve açılan implant yuvasında 0.5 mm uzaklığa yerleştirilmiştir.(71)

Reingewirtz ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, termokupl ucu , frezden 0.8 mm uzak mesafeye yerleştirilmiştir.(91)

Rashad ve ark. in vitro olarak çalıştıkları sonik, ultrasonik ve konvansiyonel osteotomi sırasındaki kemik içi ısı oluşumu farkı çalışmasında da ısı ölçümü için iki adet cam fiber kaplı NiCr alaşımdan oluşan biri 1.5 mm (kortikal seviye) derinliğinde diğeri de 7 mm (kansellöz seviye) derinlikte olacak şekilde termokupl kullanmışlardır. (114) Rashad ve arkadaşlarının yukarıda bahsedilen çalışmaların ikisinde de termokupllar osteotomi hattından 1 mm uzak olacak şekilde yerleştirilmiştir.(114, 115)

Bizim çalışmamızda ısı ölçümü için iki adet -200 °C – 1300 °C aralığında çalışan NiCr alaşımlı K tipi termokupl kablosu ve mikrokontrolör tasarımlı “Data-Logger” kullanılmıştır. Termokupllar lüteratürle benzer şekilde osteotomi hattından 1 mm uzaklıkta, biri 1.5 mm diğeri de 7 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir.

Ercoli ve arkadaşları, beş adet dıştan soğutma sistemi ve iki adet içten soğutma sistemiyle çalışan toplamda yedi adet sistemi karşılaştırdıklarında, oluşan sıcaklık değerleri açısından istatistiksel bir fark bulamamışlardır.(116) Öte yandan Lavelle ve Wedgwood internal soğutmalı sistemlerde, Sharawy ve arkadaşları ise eksternal doğutmalı sistemlerde daha az ısı oluştuğunu bildirmişlerdir.(102, 117) Sutter ve arkadaşları, internal ve eksternal soğutma arasında bir fark bulamamışlar, yüksek basınç altında irrigasyon sıvısı kullanılmasını ve aralıklı frezleme yapılmasını önermişlerdir.(118)

Rashad ve arkadaşlarının farklı ultrasonik ve konvansiyonel osteotomi ile implant yuvası açma sırasında oluşan ısı çalışmasında 20, 50 ve 80 ml/dk SF irrigasyon değişkenleri kullanmışlardır.(115) Çalışmaya göre ultrasonik sistemlerde artmış irrigasyon hacmi, kortikal kemikte oluşan ısıyı belirgin derecede düşürmesine rağmen, kansellöz kemikte bu durum görülmemiştir. Konvansiyonel yöntemlerde ise irrigasyon hacminin oluşan ısı üzerine herhangi bir etkisi görülmemiştir.

Rashad ve arkadaşlarının sonik, ultrasonik ve konvansiyonel osteotomilerde kemik içi ısı oluşumu çalışmasında 20, 50, 80 ml/dk olacak şekilde üç farklı SF irrigasyon volümü

kullanılmış ve irrigasyon volümü ile ortaya çıkan ısı, kansellöz ve kortikal kemiklerde ters orantılı bulunmuştur(114).

Sindel ve arkadaşlarının implant cerrahisindeki oluşan ısının irrigasyon hacmi ile ilişkisi çalışmasında ise 0, 12 ve 30 ml/dk SF irrigasyon değişkenleri kullanılıp, ısı ile irrigasyon volümü arasında direkt bir ilişki bulunamamıştır.(119)

Bizim çalışmamızda da tüm alet gruplarında iki farklı parametre olacak şekilde (20 ml/dk ve 80 ml/dk SF) eksternal soğutma sistemi uygulanmıştır. Çalışmamızın sonuçlarına göre 80 ml/dk olan yüksek hacimli SF irrigasyonda, 20 ml/dk irrigasyona göre daha az ısı oluşumu gözlenmiştir. Ancak testere grubunda her iki irrigasyon hacminde de kansellöz kemikteki ısı farkı neredeyse aynı bulunmuştur.

Kemik osteotomisi sonucunda iyileşme için en ideal yöntem, cerrahın minimal çevre doku hasarla iyi doku ayırmasına ve osteotomi kenarlarına erken hücre yapışmasına ekstraselüler matriks depozisyonuna olanak sağlayan yöntemdir. Kemiğin fazla ısınması sonucu kemikte hiperemi, fibrosis, nekroz, artmış osteoklastik aktivite, osteositik dejenerasyon ve tamir mekanizmasının bozulması durumları meydana gelir.(102) Kemik testeresi, konvansiyonel döner aletler gibi aletlerle kemikte çalışılınca termal nekroz, metalik debris oluşumu, mekanik travma, osteotomi sınırı ve derinlik kontrolü kaybı sorunlarıyla karşılaşmaktadır. Konvansiyonel yöntemlerde sürtünmeye neden olan mekanik hareket vardır. Bu sürtünme de kemikte ısı ve mekanik travmaya sebep olmaktadır. Bunun sonucunda hücre ölümü ve iyileşmede bozukluklar meydana gelmektedir.(120)

Literatürdeki çalışmalara göre 1 dakika boyunca 47 dereceye maruz kalan kemikte belirgin olarak rejenerasyon yeteneğinin azaldığı görülmüştür. Ayrıca 50 dereceyi aşan değerlerde kemiğin rejenerasyon yeteneğinin bozulup 70 derece ye yakın değerlerde ise ısı hasarı sonucu hücre ölümleri gözlenmiştir. Berman ve ark., 56-70 C 'de alkalin fosfatın denatüre olmasından dolayı bu sıcaklık değerinin kemik dokusuna zararlı olduğunu bildirmişlerdir.(121) Bu yüzden 50 derece kemiğin kritik ısı değeri kabul edilip ısı değeri bunun altında tutulmalıdır.(65, 70, 121)

Bizim çalışmamızın sonuçlarına bakacak olursak, kemiğin termonekroz kritik değeri olarak kabul edilen 50 derece değerlerine ve üzerine özellikle UKB grubunda rastlıyoruz.

Kerawala ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada konvansiyonel döner aletlerin kemikteki kullanımları sırasında ortaya çıkardıkları ısının marjinal osteonekroza neden olduğunu, iyileşmeyi geciktirdiğini, periostun bütünlüğüne zarar verdiğini, kemiğin invazyonunun ve rejenerasyonunun bozulduğunu gözlemlemişlerdir.(40)

Piezocerrahi cihazının osteotomi hızı, konvansiyonel frez osteotomisine göre oldukça yavaştır. Piezocerrahi aletine zamanla alışıp tecrübe kazanılma ile bu hız değişebilmektedir. Öte yandan Landes ve arkadaşlarının piezocerrahi ile yaptıkları ilk operasyonların yaklaşık %30 daha uzun sürdüğünü, gerekli cerrahi becerinin kazanılmasından sonra süre olarak fark gözlenmediğini bildirmişlerdir.(36)

Yapılan çalışmalara göre piezocerrahi sistemlerinin en büyük dezavantajı zaman faktörü olarak görülmüştür.(52) Piezocerrahi ile yapılan osteotomiler konvansiyonel döner aletlere kıyasla süre 3-5 kata kadar uzayabilmektedir. (122, 123). Bu nedenle piezocerrahi uzun süreli ve yoğun kompakt kemik osteotomilerinde önerilmemektedir.(124)

Dammous ve arkadaşlarının kadavralarda ultrasonik kemik bıçağı ve kemik testeresi kullanarak yaptıkları bileteral sagittal split osteotomisindeki lingual kırık hattı ve Le Fort 1 osteotomisindeki pterygomaksiller ayırmanın 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi ile inceledikleri çalışmaya göre ultrasonik kemik kesicisi ile kemik testeresi arasında osteotomi süresi olarak bir fark gözlemlenmemiştir. Ancak osteotomi hatlarının ultrasonik kemik kesicilerinde daha düzgün olduğunu bildirmişlerdir.(125)

Bilge ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ultrasonik kemik kesicisi, piezo cerrahi ve Lindeman frez kullanılarak pterygomaksiller ayrıştırma gerçekleştirilmiş ve ultrasonik kemik bıçağı grubu bu ayrıştırmada en güvenli grup olarak bildirilmiştir.(126)

Bizim çalışmamızda süre faktörü her 4 grupta da eşit olduğundan, sadece eşit süre ve uzunluktaki osteotomilerde oluşan ısı farkına bakılıp süre kıyaslaması yapılmamıştır.

Friedhelm Heinemanna ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada piezo cerrahi, sonik cerrahi ve konvansiyonel frez yöntemini birbiri ile kıyaslanmıştır.(127) Domuz mandibulalarından angulus bölgelerini içeren parçaların alınmasının ardından her üç alet için eşit uzunluk ve derinlikte 5 farklı kesi hattı oluşturulmuş ve kemik içinde oluşan ısı ölçülerek etkileri araştırılmıştır. Yapılan değerlendirme sonucunda konvansiyonel frez osteotomi yöntemi ile sonik osteotomi tekniği arasında çok fazla ısı farkı olmamasına rağmen (1,54–2,29 °C), ultrasonik cerrahi ile yapılan kesilerde 18,17 °C'ye kadar yüksek bir ısı artışı görülmüştür.

Rashad ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre ultrasonik ve sonik osteotomi sistemleri konvansiyonel kemik testeresi osteotomi sistemine göre daha az ısı oluşturmaktadır. Ayrıca irrigasyon ısı oluşumunda kiritik bir rol oynamaktadır. (114) Tekrardan Rashad ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonucuna göre implant yuvası hazırlanmasında ultrasonik sistemler, konvansiyonel sistemlere göre daha zaman alıcı olup

daha fazla ısı oluşumuna neden olmaktadır. Ancak yüksek irrigasyon volümü altında ultrasonik sistemler daha güvenli kabul edilmiştir. (115)

Silva ve arkadaşlarının yaptıkları sistematik çalışmanın sonucuna göre sagittal split ramus osteotomilerinde ultrasonik osteotomi sistemleri, konvansiyonel kemik testeresi osteotomisine göre süre olarak daha uzun olup 6 ay takipte nörosensoryal bozukluklarla karşılaşma oranı daha düşük görülmüştür. (37)

Spinelli ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada ise piezoelektrik sistemlerinin bimaksiller ortognatik cerrahide konvansiyonel kemik testerelerine göre intra-operatif kanamada, post-operatif ödemde ve sinir iyileşmesinde daha iyi sonuçlar verdiğini, testereden daha az agresif ve daha güvenli bir alet olduğu vurgulanmıştır. (35) Ancak bu çalışmada mandibulada konvansiyonel kemik testeresi kullanımının daha kontrollü osteotomi yapılabilmesi için yararlı olduğu önerilmektedir.

Suzuki ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre ise ultrasonik kemik küretinin yüksek devirli frez sisteminden daha fazla ısı ortaya çıkardığı, ultrasonik küret için yüksek irrigasyon volümü ile birlikte çalışılması gerektiği vurgulanmıştır.(128)

Rossi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre ise bimaksiller ortognatik cerrahide piezo sistemleri ile operasyon süresinin konvansiyonel testereye göre daha uzun sürdüğü, ancak post-operatif olarak piezo cerrahi grubu hastalarında ağrı ve ödemin, testere grubuna göre daha az görüldüğü gözlenmiştir.(129)

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yaptığımız çalışmanın sonucu olarak;

İki SF irrigasyon değişkeninde (20 ml/dk ve 80 ml/ dk) en yüksek ısı farkları sırasıyla ultrasonik kemik bıçağı, piezocerrahi, konvansiyonel kemik frezi ve kemik testeresi gruplarında görülmüştür. Bu durum yara iyileşmesinin en geç ultrasonik kemik bıçağı grubunda görülebileceğini ve termal osteonekroz riskinin en fazla bu grupta olduğunu düşündürmektedir. Ancak literatürün desteklediği ultrasonik aletlerle yapılan osteotomilerin konvansiyonel yöntemlerden yumuşak dokular açısından daha güvenli ve post-operatif olarak daha avantajlı olduğu birçok çalışmayla da desteklenmiştir. Bu avantaj, ultrasonik aletlerle yapılacak olan osteotomilerde ekstra irrigasyon uygulayarak ortaya çıkan ısı miktarı azaltılarak daha da yükseltilebilir.

İki ultrasonik aletin osteotomi sırasında kemikte yarattıkları ısı miktarları farkı kayda değer bulunmuştur. UKB grubunda, piezo grubuna göre 20 ml/dk SF irrigasyondaki ortalama ısı farkı iki kattan fazla, 80 ml/dk SF irrigasyondaki ortalama ısı farkı ise kortikal kemikte iki kata yakın, kansellöz kemikte ise nispeten daha fazla görülmüştür. UKB grubunda düşük irrigasyon miktarında oluşan ısı farkının yarattığı dezavantaj, yüksek irrigasyon hacmi ile önemli ölçüde giderilebilir.

Irrigasyon hacmi ile ortaya çıkan ısı miktarı arasında ters bir orantı olmasına rağmen sadece kemik testeresi ile yapılan osteotomilerde kemiğin kansöllöz kısmında irrigasyon hacmi ile ısı artışı arasında herhangi bir ilişki görülmemiştir. Bu durum da eksternal irrigasyonun kemik testeresinde kansellöz kemiğe kadar ulaşmadığını düşündürmektedir.

Sadece konvansiyonel kemik frezi ile yapılan osteotomilerde kansellöz kemikte kortikal kemiğe göre daha fazla ısı farkı gözlemlenmiştir. Bunun nedeni ise kemik frezinin kortikal kemikteki osteotomi sırasında sürtünmeye bağlı ısındığı ve eksternal soğutma ile oluşan ısının azaldığı ancak kansellöz kemikte ısınmış frezle osteotomiye devam edilmesi nedeniyle bu kemikte ısınmış frez tarafından bir ısı iletimi olduğu düşünülebilir. Bu yüzden frezleme yönteminin aralıklı olarak uygulanması bu durumu önleyebileceği düşünülmüştür.



## KAYNAKLAR

1. Tepedino M, Romano F, Indolfi M, Aimetti M. Heat Production and Drill Wear Following Osseous Resective Surgery: A Preliminary In Vitro SEM Study Comparing Piezosurgery and Conventional Drilling. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2018;38(3).
2. Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK. Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant dentistry*. 2006;15(4):334-40.
3. Stübinger S, Landes C, Seitz O, Zeilhofer H, Sader R. Ultrasonic bone cutting in oral surgery: a review of 60 cases. *Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany: 1980)*. 2008;29(1):66-71.
4. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Prochnow N, Hoffmann E, et al. Practitioner experience with sonic osteotomy compared to bur and ultrasonic saw: a pilot in vitro study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2015;44(2):203-8.
5. Eriksson AR, Albrektsson T, Albrektsson B. Heat caused by drilling cortical bone: temperature measured in vivo in patients and animals. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1984;55(6):629-31.
6. Abouzgia MB, Symington J. Effect of drill speed on bone temperature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1996;25(5):394-9.
7. Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S. Piezosurgery®: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *British Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2004;42(5):451-3.
8. William K. Ovalle PCN. *Netter's Essential Histology: Saunders Elsevier*;. p. 131-156. 2009.
9. Ashammakhi N FP. Ashammakhi N, Ferretti P *Topics in tissue engineering Volume I (Electronic book)*, 2003;Chapter 7:1-46.
10. McCarthy JG, Stelnicki EJ, Mehrara BJ, Longaker MT. Distraction osteogenesis of the craniofacial skeleton. *Plastic and reconstructive surgery*. 2001;107(7):1812-27.
11. M. T. Genel Tıp Histolojisi Beta Basım Yayın Dağıtım İstanbul. 1989:143-7.
12. Ross MH RL. *Histology a text and atlas Williams and Wilkins Maryland*, 1989; pp 45-73.
13. Junqueira LC CJ. *Basic Histology, Tenth Edition: McGraw-Hill Companies*;. p. 142-52. . 2003.
14. Junquerria LC CJ, Kelley RO. . Junquerria LC, Carneiro J, Kelley RO *Basic Histology Prentice Hall International Inc, USA*, 1991: s 141-162.

15. Bloomquist DS LJ. Principles of mandibular orthognathic surgery. In: Michael Miloro, Ed. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, 2nd Ed, Vol. 2, Ontario, Canada: BC Decker Inc, 2004: 1135-1178.
16. Bloomquist DS. Bloomquist DS Principles of mandibular orthognathic surgery In: Peterson LJ, Indresano AT, Marciani RD, Roser SM, Eds Principles of oral and maxillofacial surgery Vol 3 Philadelphia: JB Lippincott; 1992: 1416
17. Hausamen J-E. The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. Journal of cranio-maxillofacial surgery. 2001;29(1):2-21.
18. Miloro M, et al. Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery. Vol. 1. , PMPH-USA. 2004.
19. Caldwell JB, Letterman GS. Vertical osteotomy in the mandibular ramal for correction of prognathism. J Oral Surg (Chic). 1954;12(3):185-202.
20. Rosen H. Aesthetic orthognathic surgery. Plastic Surgery, 2006. 2: p. 649-686.
21. Stearns JW FR, Saker M. Revascularization and healing of orthognathic surgical procedures. In: Fonseca RJ, Betts NJ, Turvey TA, Eds. Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 2, Philadelphia: Saunders, 2000: 151-168
22. Lupori J, G. Kewitt, and J. Van Sickels. Bilateral sagittal split osteotomy advancement and setback. Oral and maxillofacial surgery. 2000:297-310.
23. Wyatt WM. Sagittal ramus split osteotomy: literature review and suggested modification of technique. Br J Oral Maxillofac Surg. 1997;35(2):137-41.
24. Moloney F, Worthington P. The origin of the Le Fort I maxillary osteotomy: Cheever's operation. J Oral Surg. 1981;39(10):731-4.
25. Peacock ZS, Klein KP, Mulliken JB, Kaban LB. The Habsburg Jaw—Re-examined. American Journal of Medical Genetics Part A. 2014;164(9):2263-9.
26. Naini FB, Gill DS. Orthognathic surgery: principles, planning and practice: John Wiley & Sons; 2017.
27. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Contemporary treatment of dentofacial deformity: Mosby St. Louis; 2003.
28. Praveen G, Rajesh P, Neelakandan R, Nandagopal C. Comparison of morbidity following the removal of mandibular third molar by lingual split, surgical bur and simplified split bone technique. Indian Journal of Dental Research. 2007;18(1):15.
29. Allan W, Williams E, Kerawala C. Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2005;43(4):314-9.

30. Piersanti L, Dilorenzo M, Monaco G, Marchetti C. Piezosurgery or conventional rotatory instruments for inferior third molar extractions? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2014;72(9):1647-52.
31. Romeo U, Del Vecchio A, Palata G, Tenore G, Visca P, Maggiore C. Bone damage induced by different cutting instruments: an in vitro study. *Brazilian Dental Journal*. 2009;20(2):162-8.
32. Crosetti E, Battiston B, Succo G. Piezosurgery in head and neck oncological and reconstructive surgery: personal experience on 127 cases. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*. 2009;29(1):1.
33. Chang H-H, Lee M-S, Hsu Y-C, Tsai S-J, Lin C-P. Comparison of clinical parameters and environmental noise levels between regular surgery and piezosurgery for extraction of impacted third molars. *Journal of the Formosan Medical Association*. 2015;114(10):929-35.
34. Maurer P, Kriwalsky MS, Block Veras R, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clinical oral implants research*. 2008;19(6):570-5.
35. Spinelli G, Lazzeri D, Conti M, Agostini T, Mannelli G. Comparison of piezosurgery and traditional saw in bimaxillary orthognathic surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2014;42(7):1211-20.
36. Landes CA, Stübinger S, Rieger J, Williger B, Ha TKL, Sader R. Critical evaluation of piezoelectric osteotomy in orthognathic surgery: operative technique, blood loss, time requirement, nerve and vessel integrity. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008;66(4):657-74.
37. Silva L, Carvalho-Reis E, Bonardi J, de Lima V, Momesso G, Garcia-Junior I, et al. Comparison between piezoelectric surgery and conventional saw in sagittal split osteotomies: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2017;46(8):1000-6.
38. Ylikontiola L, Kinnunen J, Laukkanen P, Oikarinen K. Prediction of recovery from neurosensory deficit after bilateral sagittal split osteotomy. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2000;90(3):275-81.
39. August M, Marchena J, Donady J, Kaban L. Neurosensory deficit and functional impairment after sagittal ramus osteotomy: a long-term follow-up study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;56(11):1231-5.
40. Kerawala C, Martin I, Allan W, Williams E. The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 1999;88(2):145-50.

41. Morgan TA, Fridrich KL. Effects of the multiple-piece maxillary osteotomy on the periodontium. *The International journal of adult orthodontics and orthognathic surgery*. 2001;16(4):255-65.
42. Schultes G, Gaggl A, Kärcher H. Periodontal disease associated with interdental osteotomies after orthognathic surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 1998;56(4):414-7.
43. Landes CA, Stübinger S, Laudemann K, Rieger J, Sader R. Bone harvesting at the anterior iliac crest using piezoosteotomy versus conventional open harvesting: a pilot study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;105(3):e19-e28.
44. Laureano Filho JR, e SILVA EDdO, CAMARGO IB, Gouveia FM. The influence of cryotherapy on reduction of swelling, pain and trismus after third-molar extraction: a preliminary study. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(6):774-8.
45. Horton JE, Tarpley Jr TM, Jacoway JR. Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1981;51(3):236-42.
46. Vercellotti T. Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. 2000;20(4).
47. Sortino F, Pedullà E, Masoli V. The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2008;66(12):2444-8.
48. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2001;21(6):561-8.
49. Noetzel N, Fienitz T, Kreppel M, Zirk M, Safi A-F, Rothamel D. Osteotomy speed, heat development, and bone structure influence by various piezoelectric systems—an in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2019;23(11):4029-41.
50. Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, Buchfelder M, et al. Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Operative Neurosurgery*. 2005;57(suppl\_4):ONS-E410-ONS-E.
51. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M. Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2004;62(6):759-61.
52. Gruber R, Kramer F-J, Merten H-A, Schliephake H. Ultrasonic surgery—an alternative way in orthognathic surgery of the mandible: A pilot study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;34(6):590-3.

53. Stübinger S, Kuttenberger J, Filippi A, Sader R, Zeilhofer H-F. Intraoral piezosurgery: preliminary results of a new technique. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. 2005;63(9):1283-7.
54. Stübinger S, Landes C, Seitz O, Sader R. Er: YAG laser osteotomy for intraoral bone grafting procedures: a case series with a fiber-optic delivery system. *Journal of periodontology*. 2007;78(12):2389-94.
55. Hadeishi H, Suzuki A, Yasui N, Satou Y. Anterior clinoidectomy and opening of the internal auditory canal using an ultrasonic bone curette. *Neurosurgery*. 2003;52(4):867-71.
56. Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Yamamoto E. Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2004;32(6):381-6.
57. Garzino-Demo P, Boffano P, Tanteri G, Gerbino G. The use of an ultrasonic bone curette in the surgery of jaw tumors involving the inferior alveolar nerve. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2011;69(6):e100-e4.
58. KÜTÜK N, ALKAN A, DEMİRBAŞ AE, BİLGE S, ÇELEBİ S. Is Ultrasonic Bone Scalpel Useful in Le Fort I Osteotomy? 2020.
59. Gilles R, Couvreur T, Dammous S. Ultrasonic orthognathic surgery: enhancements to established osteotomies. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2013;42(8):981-7.
60. Bolland MJ, Hood G, Bastin ST, King AR, Grey A. Bilateral femoral head osteonecrosis after septic shock and multiorgan failure. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2004;19(3):517-20.
61. Timon C, Keady C. Thermal osteonecrosis caused by bone drilling in orthopedic surgery: A literature review. *Cureus*. 2019;11(7).
62. Anderson R, Finlayson B. Sequelae of transfixation of bone. *Surgery*. 1943;13(1):46-54.
63. Watanabe F, Tawada Y, Komatsu S, Hata Y. Heat distribution in bone during preparation of implant sites: heat analysis by real-time thermography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1992;7(2).
64. Olson S, Clinton JM, Working Z, Lynch JR, Warne WJ, Womack W, et al. Thermal effects of glenoid reaming during shoulder arthroplasty in vivo. *JBJS*. 2011;93(1):11-9.
65. Eriksson R, Albrektsson T. The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. *Journal of Oral and Maxillofacial surgery*. 1984;42(11):705-11.
66. Lee J, Rabin Y, Ozdoganlar OB. A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. *Medical engineering & physics*. 2011;33(10):1234-44.

67. Birkenfeld F, Becker ME, Kurz B, Harder S, Kern M, Lucius R. Changes in human mandibular bone morphology after heat application. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2010;192(4):227-31.
68. Krause W. Orthogonal bone cutting: saw design and operating characteristics. 1987.
69. Lundskog J. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1972;9:1-80.
70. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent*. 1983;50(1):101-7.
71. Eriksson R, Adell R. Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 1986;44(1):4-7.
72. Ochsner PE, Baumgart F, Kohler G. Heat-induced segmental necrosis after reaming of one humeral and two tibial fractures with a narrow medullary canal. *Injury*. 1998;29:1-10.
73. Field JR, Sumner-Smith G. Bone blood flow response to surgical trauma. *Injury*. 2002;33(5):447-51.
74. Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *JBJS*. 1972;54(2):297-308.
75. Augustin G, Zigman T, Davila S, Udilljak T, Staroveski T, Brezak D, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical biomechanics*. 2012;27(4):313-25.
76. Gehrke SA, Bettach R, Taschieri S, Boukhris G, Corbella S, Del Fabbro M. Temperature changes in cortical bone after implant site preparation using a single bur versus multiple drilling steps: an in vitro investigation. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(4):700-7.
77. Larsen ST, Ryd L. Temperature elevation during knee arthroplasty. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1989;60(4):439-42.
78. Toksvig-Larsen S, Ryd L, Lindstrand A. On the problem of heat generation in bone cutting. Studies on the effects on liquid cooling. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1991;73(1):13-5.
79. Oh HJ, Kim BI, Kim H-Y, Yeo I-S, Wikesjö UM, Koo K-T. Implant Drill Characteristics: Thermal and Mechanical Effects of Two-, Three-, and Four-Fluted Drills. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2017;32(3).
80. Bertollo N, Milne HR, Ellis LP, Stephens PC, Gillies RM, Walsh WR. A comparison of the thermal properties of 2-and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model. *Clinical biomechanics*. 2010;25(6):613-7.

81. Bertollo N, Gothelf T, Walsh W. 3-Fluted orthopaedic drills exhibit superior bending stiffness to their 2-fluted rivals: Clinical implications for targeting ability and the incidence of drill-bit failure. *Injury*. 2008;39(7):734-41.
82. Hübner T, Geerling J, Oldag G, Richter M, Kfuri Jr M, Pohlemann T, et al. Accuracy study of computer-assisted drilling: the effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide. *Journal of orthopaedic trauma*. 2005;19(5):317-22.
83. Kalidindi V. Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery. 2004.
84. Augustin G, Davila S, Mihoci K, Udiljak T, Vedrina DS, Antabak A. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2008;128(1):71-7.
85. Karaca F, Aksakal B, Kom M. Influence of orthopaedic drilling parameters on temperature and histopathology of bovine tibia: an in vitro study. *Medical engineering & physics*. 2011;33(10):1221-7.
86. Brisman DL. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(1):35-7.
87. Sezek S, Aksakal B, Karaca F. Influence of drill parameters on bone temperature and necrosis: A FEM modelling and in vitro experiments. *Computational Materials Science*. 2012;60:13-8.
88. Thompson HC. Effect of drilling on bone *J Oral Surg* 16, 22–30). 1958.
89. Nam O, Yu W, Choi MY, Kyung HM, editors. Monitoring of bone temperature during osseous preparation for orthodontic micro-screw implants: Effect of motor speed and rressure. *Key Engineering Materials*; 2006: Trans Tech Publ.
90. Abouzgia MB, James DF. Temperature rise during drilling through bone. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(3).
91. Reingewirtz Y, Szmukler-Moncler S, Senger B. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical oral implants research*. 1997;8(3):189-97.
92. Bachus KN, Rondina MT, Hutchinson DT. The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vitro study. *Medical engineering & physics*. 2000;22(10):685-91.
93. Hillery MT, Shuaib I. Temperature effects in the drilling of human and bovine bone. *Journal of Materials Processing Technology*. 1999;92:302-8.
94. Cordioli G, Majzoub Z. Heat generation during implant site preparation: an in vitro study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997;12(2).

95. Misch CE. Bone density: a key determinant for treatment planning. Contemporary implant dentistry 3rd ed St Louis: Mosby. 2007:130-46.
96. Gulsahi A. Bone quality assessment for dental implants. Rijeka: InTech. 2011:437-52.
97. Bagci E, Ozcelik B. Effects of different cooling conditions on twist drill temperature. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology. 2007;34(9):867-77.
98. Kirschner H, Meyer W. Development of an internal cooling mechanism for surgical drills. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift. 1975;30(7):436-8.
99. Haider R, Watzek G, Plenck Jr H. Effects of drill cooling and bone structure on IMZ implant fixation. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 1993;8(1).
100. Wächter R, Stoll P. Increase of temperature during osteotomy.: In vitro and in vivo investigations. International journal of oral and maxillofacial surgery. 1991;20(4):245-9.
101. Eriksson A, Albrektsson T, Grane B, McQueen D. Thermal injury to bone: a vital-microscopic description of heat effects. International journal of oral surgery. 1982;11(2):115-21.
102. Lavelle C, Wedgwood D. Effect of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling. Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965). 1980;38(7):499-503.
103. Tetsch P. Development of raised temperature after osteotomies. Journal of maxillofacial surgery. 1974;2:141-5.
104. Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I. Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. Clinical oral implants research. 2009;20(3):294-8.
105. Giraud J-Y, Villemin S, Darmana R, Cahuzac J-P, Autefage A, Morucci J-P. Bone cutting. Clinical Physics and Physiological Measurement. 1991;12(1):1.
106. Vercellotti T, Pollack AS. A new bone surgery device: sinus grafting and periodontal surgery. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2006;27(5):319-25.
107. Siroraj AP, Giri G, Ramkumar S, Narasimhan M. Extraction of impacted mandibular third molars-the effect of osteotomy at two speeds on peripheral bone: a histopathological analysis. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery. 2016;54(4):449-53.
108. Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. BMC Musculoskeletal disorders. 2006;7(1):1-4.



109. Bartley CE, Bastrom TP, Newton PO. Blood loss reduction during surgical correction of adolescent idiopathic scoliosis utilizing an ultrasonic bone scalpel. *Spine Deformity*. 2014;2(4):285-90.
110. Davidson SR, James DF. Measurement of thermal conductivity of bovine cortical bone. *Medical engineering & physics*. 2000;22(10):741-7.
111. Yacker MJ, Klein M. The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996;11(5).
112. Strbac GD, Giannis K, Unger E, Mittlböck M, Watzek G, Zechner W. A novel standardized bone model for thermal evaluation of bone osteotomies with various irrigation methods. *Clinical oral implants research*. 2014;25(5):622-31.
113. Misir AF, Sumer M, Yenisey M, Ergiöglu E. Effect of surgical drill guide on heat generated from implant drilling. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009;67(12):2663-8.
114. Rashad A, Sadr-Eshkevari P, Heiland M, Smeets R, Hanken H, Gröbe A, et al. Intraosseous heat generation during sonic, ultrasonic and conventional osteotomy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(7):1072-7.
115. Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, Maurer P. Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical oral implants research*. 2011;22(12):1361-5.
116. Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee H-J, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2004;19(3).
117. Sharawy M, Misch CE, Weller N, Tehemar S. Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2002;60(10):1160-9.
118. Sutter F, Krekeler G, Schwammberger AE, Sutter FJ. Atraumatic surgical technique and implant bed preparation. *Quintessence international*. 1992;23(12).
119. Sindel A, Dereci Ö, Hatipoğlu M, Altay A, Özalp Ö, Öztürk A. The effects of irrigation volume to the heat generation during implant surgery. *Medicina oral, patologia oral y cirugía bucal*. 2017;22(4):e506.
120. Leucht P, Lam K, Kim J-B, Mackanos MA, Simanovskii DM, Longaker MT, et al. Accelerated bone repair after plasma laser corticotomies. *Annals of surgery*. 2007;246(1):140.
121. Berman AT, Reid JS, Yanicko Jr DR, Sih GC, Zimmerman M. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1984(186):284-92.

122. Pavlíková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, Šedý J. Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(5):451-7.
123. Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF. Piezoelectric surgery: twenty years of use. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2008;46(4):265-9.
124. Kotrikova B, Wirtz R, Krempien R, Blank J, Eggers G, Samiotis A, et al. Piezosurgery—a new safe technique in cranial osteoplasty? *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2006;35(5):461-5.
125. Dammous S, Dupont Q, Gilles R. Three-dimensional computed tomographic evaluation of bilateral sagittal split osteotomy lingual fracture line and Le Fort I pterygomaxillary separation in orthognathic surgery using cadaver heads: ultrasonic osteotome versus conventional saw. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2015;73(6):1169-80.
126. Bilge S, Kaba YN, Demirbas AE, Kütük N, Kiliç E, Alkan A. Evaluation of the Pterygomaxillary Separation Pattern in Le Fort I Osteotomy Using Different Cutting Instruments. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2020;78(10):1820-31.
127. Heinemann F, Hasan I, Kunert-Keil C, Götz W, Gedrange T, Spassov A, et al. Experimental and histological investigations of the bone using two different oscillating osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2012;194(2):165-70.
128. Suzuki K, Wanibuchi M, Minamida Y, Akiyama Y, Mikami T, Fujishige M, et al. Heat generation by ultrasonic bone curette comparing with high-speed drill. *Acta neurochirurgica*. 2018;160(4):721-5.
129. Rossi D, Romano M, Karanxha L, Baserga C, Russillo A, Taschieri S, et al. Bimaxillary orthognathic surgery with a conventional saw compared with the piezoelectric technique: a longitudinal clinical study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2018;56(8):698-704.