



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**FARKLI PİEZOCERRAHİ ALETLERİNİN DOKULAR
ÜZERİNE ETKİSİNİN HİSTOPATOLOJİK
OLARAK İNCELENMESİ**

ÖZGÜN YILDIRIM

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

MART 2020



**FARKLI PİEZOCERRAHİ ALETLERİNİN DOKULAR ÜZERİNE
ETKİSİNİN HİSTOPATOLOJİK OLARAK İNCELENMESİ**

Özgün YILDIRIM

DOKTORA TEZİ

AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MART 2020

Özgün YILDIRIM tarafından hazırlanan “Farklı Piezocerrahi Aletlerinin Dokular Üzerine Etkisinin Histopatolojik Olarak İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY~~ ~~ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof.Dr.Mustafa ÖZTÜRK

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Başkan: Prof.Dr.İ.Levent ARAL

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Prof.Dr.Sibel Elif GÜLTEKİN

Oral Patoloji Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Prof.Dr.Erkan ERKMEN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Prof.Dr.Necdet DOĞAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum

Üye: Prof.Dr.Hakan Alpay KARASU

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum

Tez Savunma Tarihi: 17/03/2020

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.


Özgün YILDIRIM
17.03.2020

FARKLI PIEZOCERRAHİ ALETLERİNİN DOKULAR ÜZERİNE ETKİSİNİN HİSTOPATOLOJİK OLARAK İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Özgün YILDIRIM

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mart 2020

ÖZET

Bu çalışmada, yeni ve eski nesil piezocerrahi aletleri ile konvansiyonel döner el aletinin osteotomi sonrası kemik üzerinde yaptığı etkilerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmada, ortalama 2,5 kg ağırlığında, 3-4 aylık, 12 adet, erişkin Yeni Zelanda tipi beyaz erkek tavşan kullanılmıştır. Tavşanların parietal kemiklerinde, sağ ön tarafta eski nesil piezocerrahi aleti (EMS Piezon Master Surgery, İsviçre), sol ön tarafta yeni nesil piezocerrahi aleti (Acteon Piezotome Cube, Fransa) ve bu iki defektin arkasında orta hat üzerinde konvansiyonel döner el aleti (MİS W&H Fizyodispanser, Avusturya) ile 8'er mm çapında kemik defektleri oluşturulmuştur. Defektlere herhangi bir materyal yerleştirilmeyip, defekt alanı sadece steril serum fizyolojikle yıkanmış ve oluşan kan pıhtısıyla normal iyileşme sürecine bırakılmıştır. Cerrahi işlem sonrası 7. ve 21. günlerde deney hayvanları sakrifiye edilerek histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak değerlendirilmiştir. Yapılan histopatolojik değerlendirme sonucunda kısa dönem takipte yeni nesil piezocerrahi aletleri ile açılan defekt alanlarındaki dolumun (kemik ve bağ doku) diğer gruplara göre daha fazla olduğu ancak orta dönem takipte gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir.

Bilim Kodu : 1003.1
Anahtar Kelimeler : Piezoelektrik cerrahi, kemik iyileşmesi
Sayfa Adedi : 102
Danışman : Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK

HISTOPATHOLOGICAL INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF DIFFERENT PIEZOSURGERY TOOLS ON TISSUES

(Ph. D. Thesis)

Özgün YILDIRIM

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

March 2020

ABSTRACT

In this study, it is aimed to evaluate the effects of new and old generation piezosurgery instruments and conventional rotary hand tools on bone after osteotomy. In the study, 12 adult, New Zealand type white male rabbits weighing an average of 2.5 kg were used. In the parietal bones of the rabbits, bone defects with a diameter of 8 mm were created with the old generation piezosurgery tool (EMS Piezon Master Surgery, Switzerland) on the right front, the new generation piezosurgery tool (Acteon Piezotome Cube, France) on the left front and the conventional rotary hand tool (MIS W&H Physiodispenser, Austria) on the middle line behind these two defects. No material was placed in the defects, the defect area was washed only with sterile saline and left to the normal healing process with the blood clot formed. Experimental animals were sacrificed on the 7th and 21st days after the surgical procedure and evaluated histopathologically, histochemically and histomorphometrically. As a result of histopathological evaluation, it was determined that filling (bone and connective tissue) in the defect areas opened with new generation piezosurgery tools was higher in the short term follow up compared to other groups, but there was no significant difference between the groups in the mid term follow up.

Science Code : 1003.1
Key Words : Piezoelectric surgery, bone healing
Page Number : 102
Advisor : Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca babacan tavırlarıyla her zaman desteğini ve varlığını hissettiren, bilgi birikimi, deneyimi ve yetenekleri sayesinde yoluma ışık tutan, bana her daim güvenen ve her hastası ile ilgilenebilme şerefine nail olduğum, beraber çalışmaktan ve öğrencisi olmaktan mutluluk ve onur duyduğum değerli doktora danışmanım Sayın Prof.Dr.Mustafa ÖZTÜRK'e,

Doktora tez çalışmam sürecinde gerek teorik gerek pratik konularda bana çok fazla katkıları olan ve borcumu asla ödeyemeyeceğim çok değerli Patoloji ABD öğretim üyeleri Prof.Dr.Sibel Elif Gültekin'e ve Doç.Dr.Emre BARIŞ'a

Klinik ve ameliyathane uygulamalarımızda bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan tüm Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi ABD öğretim üyelerine,

Keyifli ve sıcak bir asistan ortamında güzel vakitler geçirmemi sağlayan tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmamın aşamalarında bilgi, destek ve yardımlarını esirgemeyen tüm GÜDAM veteriner hekimlerine ve çalışanlarına, tezimin oluşmasına maddi olarak destek veren Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Hayatımın zor ama kolay her döneminde tüm varlıklarıyla arkamda duran, verdikleri karşılıksız sevgi ve güven duygusuyla hayata karşı dik durmamı sağlayan, başarılarımın esas mimarları olan canım annem ve canım babama, desteklerini hiçbir zaman benden esirgemeyen ve bu süreçte en büyük yardımcılarım olan canım ablalarıma ve canım enişteme ve de isimlerini duyduğumda dahi gülümseyebilmemi sağlayan, yanımdan hiç eksik olmamalarını istediğim canım yeğenlerime

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kemik Doku.....	3
2.1.1. Mikroskopik yapısına göre kemik doku tipleri	3
2.1.2. Kemik matriksi.....	6
2.1.3. Kemik hücreleri.....	7
2.1.4. Osteogenez (kemik yapımı).....	10
2.1.5. Kemik iyileşmesi	11
2.1.6. Kemik dokusunun patolojik olarak incelenmesi.....	14
2.2. Piezoelektrik Cerrahi	14
2.2.1. Piezoelektrik cerrahinin tarihçesi.....	16
2.2.2. Piezoelektrik cerrahi teknik temelleri	16
2.2.3. Piezoelektrik cerrahi endikasyonları	18
2.2.4. Piezoelektrik cerrahinin avantajları	19
2.2.5. Piezoelektrik cerrahi dezavantajları	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23

	Sayfa
3.1. Deneysel Çalışma Grupları.....	23
3.2. Kullanılan Cihazlar.....	24
3.2.1. Eski Nesil Piezocerrahi Aleti (EMS Piezon Master Surgery, İsviçre)	24
3.2.2. Yeni nesil piezocerrahi aleti (Acteon Piezotome Cube, Fransa)	25
3.2.3. Konvansiyonel döner alet (MİS W&H Fizyodispenser, Avusturya)	25
3.3. Cerrahi Protokol	26
3.4. Histopatolojik Değerlendirme	31
3.5. İstatistiksel Yöntem	32
4. BULGULAR	35
4.1. Histopatolojik bulgular.....	35
4.1.1. 7.Gün değerlendirmeleri	35
4.1.2. 21. Gün değerlendirmeleri	45
4.2. Histokimyasal Değerlendirmeler	53
4.2.1. Masson Trikrom Boyaması	53
4.3. Histomorfometrik Değerlendirmeler	53
5. TARTIŞMA	67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
KAYNAKLAR	85
EKLER.....	97
EK-1. Etik Kurul Onay Yazısı	98
ÖZGEÇMİŞ	100

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. 7. ve 21. günde ölçüm yapılan tavşanların dağılımları	53
Çizelge 4.2. 7. ve 21. güne ait fotoğraf sayılarının dağılımları	54
Çizelge 4.3. 7. ve 21. güne ait kullanılan aletlerin dağılımları	55
Çizelge 4.4. 7. ve 21. güne ait inflamasyon değerlerinin dağılımları	55
Çizelge 4.5. 7. ve 21. günde parametrelerin tanımlayıcı istatistikleri.....	56
Çizelge 4.6. EP aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması.....	57
Çizelge 4.7. K aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması	58
Çizelge 4.8. YP aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması	60
Çizelge 4.9. 7. günde değişkenler için aletlerin karşılaştırılmaları.....	61
Çizelge 4.10. 21. günde değişkenler için aletlerin karşılaştırılmaları.....	64
Çizelge 4.11. 7. gündeki inflamasyon skoru ile gruplar arasındaki ilişki.....	65
Çizelge 4.12. 21. gündeki inflamasyon skoru ile gruplar arasındaki ilişki.....	65
Çizelge 4.13. 7. ve 21. günlerdeki dolu ve boş alan yüzdeleri	66

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Osteoblast, osteosit, osteoprogenitör hücre ve osteoklast [35].....	7
Şekil 2.2. Piezoelektrik cerrahi cihazının çalışmasının şematik çizimi [61]	17
Şekil 2.3. Kavitasyon fenomeni [61]	20



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. Piezoelektrik cerrahi cihazı.....	16
Resim 2.2. Piezoelektrik cerrahi cihazının uçlarından bazıları [61].....	17
Resim 3.1. Eski nesil piezocerrahi aleti	24
Resim 3.2. Eski nesil piezocerrahi aletinin ucu	24
Resim 3.3. Yeni nesil piezocerrahi aleti	25
Resim 3.4. Yeni nesil piezocerrahi aletinin ucu	25
Resim 3.5. Konvansiyonel döner alet	26
Resim 3.6. Konvansiyonel döner aletin ucu	26
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan ksilazin ve ketamin	26
Resim 3.8. Cerrahi alanın steril hazırlığı	27
Resim 3.9. Cilt insizyonu.....	28
Resim 3.10. Açılan defektlerin görünümü	28
Resim 3.11. Açılan defektin çapı.....	29
Resim 3.12. Periostun dikilmesi	29
Resim 3.13. Cildin dikilmesi	30
Resim 3.14. Sakrifiye edilen hayvandan alınan kafa.....	30
Resim 3.15. Formik asit içinde dekalsifikasyonu sağlanan kemik dokusu.....	31
Resim 4.1. Yeni piezocerrahi aleti grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (Hematoksilen-eozin [H.E.] x 20).....	36
Resim 4.2. Büyük büyütmede ince fibriller kollajen zemin (mavi renkli) üzerinde myofibroblastlar varlığı (Trikrom histokimya x 400).....	37
Resim 4.3. Defekt bölgesinde yeni oluşan bağ doku zemininde genç fibroblastlar ve myofibroblastlar (Trikrom histokimya x 400)	38
Resim 4.4. Konak kemik devamlılığında yeni kemik ve bağ doku (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku) (H.E. x 200).....	39

Resim	Sayfa
Resim 4.5. Eski nesil piezocerrahi aleti grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)	40
Resim 4.6. 7. günde defekt alanında izlenen bağ doku ve orta düzeyde mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu. (BD1: ödemli bağ doku, BD2: Sellüler bağ doku) (H.E. x 200).....	41
Resim 4.7. Defekt alanında kemik sekestrları (Ok) (H.E. x 20)	42
Resim 4.8. Konak kemikte rezorbsiyon alanları ve osteoklast varlığı (Tek ok rezorpsiyon, çift ok osteoklast) (H.E. x 200)	43
Resim 4.9. Kontrol grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK:Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku) (H.E. x 20)	44
Resim 4.10. Kontrol grubunda 7. günde defekt alanında sınırlı bağ doku ve yeni kemik oluşumu (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik (ok), BD: Bağ Doku) (Trikrom histokimya x 20)	45
Resim 4.11. Yeni piezocerrahi aleti grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)	46
Resim 4.12. Büyük büyütmede bağ dokuda yeni oluşan kemik (osteoid) (Trikrom histokimya x 400).....	47
Resim 4.13. Defekt alanında bağ dokuda kondroid diferansiyasyonlar ve osteoid trabekülleri (H.E. x 400)	48
Resim 4.14. Eski nesil piezocerrahi aleti grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)	49
Resim 4.15. Defekt alanında fibrosellüler bağ doku ve yeni oluşan kemik trabekülleri (H.E. x 40).....	50
Resim 4.16. Fibrosellüler bağ dokuda yeni kemik, konjese vasküler yapılar ve hafif düzeyde mononükleer inflamatuvar hücreler (H.E. x 200).....	51
Resim 4.17. Kontrol grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)	52
Resim 4.18. Defekt alanında oluşan yeni bağ doku, konjese vasküler yapılar, serbest kanama alanları, yeni kemik. (BD: Bağ Doku, KVV: Konjese Vasküler Yapılar, SKA: Serbest Kanama Alanları, YK: Yeni Kemik) (H.E. x 40) ...	52

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°C	Santigrat Derece
µm	Mikrometre
cm	Santimetre
dk	Dakika
kHz	Kilohertz
mg	Miligram
mg/kg	Miligram/Kilogram
mHz	Megahertz
ml	Mililitre
mm	Milimetre
nm	Nanometre
pH	Power Of Hydrogen
β	Beta
W	Watt

Kısaltmalar	Açıklamalar
BD	Bağ Doku
BD1	Ödemli Bağ Doku
BD2	Sellüler Bağ Doku
BMP	Kemik Morfogenetik Protein
CLSM	Konfokal Lazer Tarama Mikroskopisi

Kısaltmalar	Açıklamalar
EDTA	Etilendiamin Tetraasetik Asit
EGF	Epidermal Büyüme Faktörü
EP	Eski Nesil Piezocerrahi Aleti
ESEM	Çevresel Yüzey Elektron Mikroskobu
H.E.	Hematoksilen-eozin
IL-1	İnterlökin-1
K	Konvansiyonel Döner Alet
KBD	Kritik Boyut Defekti
KK	Konak Kemik
KS	Kemik Sekestri
KVY	Konjese Vasküler Yapılar
M-CSF	Makrofaj Koloni Stimüle Edici Faktör
PAS+	Periodik Asit Schiff Pozitif
PDGF	Trombosit Kökenli Büyüme Faktörü
PM	Piezosurgery® Medical
PP	Piezosurgery® Plus
RO	Konvansiyonel Döner El Aleti
SKA	Serbest Kanama Alanı
SPSS	Statistical Package For Social Sciences
TGF-β	Dönüştürücü Büyüme Faktörü Beta
TNF	Tümör Nekroz Faktör
YK	Yeni Kemik
YP	Yeni Nesil Piezocerrahi Aleti

1. GİRİŞ

Konunun Tanımı

Piezoelektrik cerrahi tekniği; oral ve maksillofasiyal cerrahi için geleneksel yöntemleri tamamlamak ve bazı vakalarda geleneksel yöntemlerin yerini almak için tasarlanmış, seramik ve kristallerin üzerinden elektrik akımı geçirildiğinde oluşan piezoelektrik ultrasonik titreşimleri kullanarak güvenli ve etkili osteotomiler yapılmasını sağlayan bir tekniktir [1-3].

Diş hekimliği alanında ultrasonik cihazlar, 1953 senesinde yüksek frekanslı ses dalgalarının diş sert dokuları üzerindeki kesme etkilerinin bulunmasının ardından temel olarak periodontoloji ve endodonti alanında kendilerine yer bulmuşlardır. Ultrasonik osteotomi tekniği, ilk olarak 1975 senesinde Horton ve arkadaşları [4] tarafından tanımlanmış olsa da 2000 senesinde Vercellotti ve arkadaşları [5], bu yumuşak doku koruyucu yaklaşımı yenileyip kullanıma sunana kadar işlerlik kazanmamıştır [4, 5].

Piezoelektrik cerrahi cihazı; mikrometrik ve seçici kesim yapabilmesinden dolayı herhangi bir osteonekrotik hasar yaratmaksızın güvenli ve hassas osteotomiler yapılmasını sağlar. Cihaz sadece mineralize dokular üzerinde çalıştığından mukoza ve sinirler gibi yumuşak dokulara ve kan akımını sağlayan damarlara zarar vermez. Kesici uç mineralize olmayan dokularla temas ettiğinde kesme işlemi sonlanır. Oral ve maksillofasiyal cerrahide kemikler, sinirler ve kan damarları arasında yakın bir ilişki mevcut olduğundan dolayı piezocerrahinin kullanımı komşu dokulara cerrahi travmanın minimize edilebilmesi çok etkin bir yöntem olabilir. Bu teknik aynı zamanda osteotomiler sırasında ısı artışı ve buna bağlı marjinal osteonekroz riskini en aza indirerek iyileşmenin daha hızlı olmasını sağlar [1-3].

Son yıllarda cerrahlar tarafından sıklıkla kullanılmaya başlanan ultrasonik piezoelektrik cihazların diğer cihazlarla karşılaştırmaları yapılan çalışmalarda, daha güvenilir ve efektif olduğu görülmüştür. Bunun nedeni piezoelektrik cihazın sadece mineralize dokular üzerinde çalışarak, düzgün ve hassas kesimler yapılabilmesi, vital nörovasküler dokuların korunması ve cerrahi alanda daha iyi bir görüş elde edilebilmesi, ayrıca mikrometrik ve seçici kesim yaparak osteonekrotik hasarlar vermeden güvenli ve hassas bir osteotomi sağlamasıdır [6].

Teknolojinin ilerlemesi ile kullanıma giren ultrasonik cihazların osteotomilerde kullanılması ile oral ve maksillofasiyal cerrahide daha konforlu ve yüz güldürücü sonuçlar alınmıştır [7].

Konunun Önemi

Minimal invaziv cerrahi; daha az doku travması ve buna bağlı olarak hastaların operasyon sonrası konforunun artması için oldukça önemlidir. Son yıllarda, modern tıbbın minimal invaziv cerrahiye doğru yönelmesiyle birlikte, ultrasonik mikro hareketlerin komşu yumuşak dokulara gözle görülür bir hasar vermediği sonucundan yola çıkılarak kemik osteotomisi için ultrasonik dalgaların kullanımı Ağız, Diş ve Çene Cerrahisinde de önem kazanmıştır.

Piezocerrahi aletleri, geleneksel döner aletlere kıyasla kemik cerrahisinde daha hassas ve güvenli osteotomi ve ostektomi ihtiyacına cevap olarak geliştirilmiştir. Tıbbın ortopedi ve beyin cerrahisi gibi birçok bölümünde kullanıldığı gibi diş hekimliğinin cerrahi uygulamaları arasında da son yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir.

Amaç ve Hipotez

Bu tezde; yeni nesil (Acteon Piezotome Cube, Fransa) ve eski nesil (EMS Piezon Master Surgery, İsviçre) piezocerrahi aletlerinin yukarıda anlatılan özellikleri doğrultusunda, avantajlarını ve dezavantajlarını tespit edebilmek amacıyla branşımızda uzun yıllardır cerrahi operasyonlarda güvenle kullanılan konvansiyonel döner cerrahi aleti ile hayvan modeli üzerinde karşılaştırılması ve sonuçların histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ulaşılan bulgular, hasta konforuna ve uygulayıcının rahatlığına ışık tutmakla beraber, fiyat performans açısından kliniklerde kullanılacak cihaz seçimine de ışık tutacaktır. Yeni nesil piezocerrahi aletlerinin kemik doku üzerinde yarattığı nekrozun, eski nesil piezocerrahi aletlerine ve konvansiyonel döner cerrahi aletlerine göre daha az olduğu beklenmektedir. Hayvan deneyinden elde edilecek sonuçların ışığı altında, kemik iyileşmesinin daha hızlı ve hasta konforunun da daha iyi olacağı beklenmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik Doku

Kemik dokusu, destekleyici ve koruyucu fonksiyonlarıyla vücudun en sert özelleşmiş bağ dokusudur. Bu doku, intersellüler matriks içerisinde bulunan hücrelerden ve bağ doku ipliklerinden oluşur [8]. Kemiğe destekleyici ve koruyucu özelliğini veren en önemli mineral hidroksiapatit kristalleri şeklinde bulunan kalsiyum fosfattır. Histolojik yapısı sebebiyle organizmada uzama ve gerilme kuvvetlerine direnç gösterebilen tek dokudur. Kıkırdaklı balıklar hariç tüm omurgalı hayvanlarda iç iskeleti oluşturur ve baş, göğüs bölgesinde organları koruma işlevi vardır [9].

Kemik dokusu bu mekanik işlevlerinin yanı sıra organizmanın kalsiyum, fosfat ve diğer iyonlarını depo eder. Bu iyonlarının salınımı ya da depolanması vücut sıvılarındaki konsantrasyonuna ve dönüştürücü büyüme faktörü beta (TGF- β) gibi çeşitli büyüme faktörleri ile birbirine zıt çalışan parathormon ve kalsitonin hormonuna bağlı olarak gerçekleşir. Kemik dokunun yeniden şekillenmesi, büyümesi ve onarılması yönünden de incelendiğinde canlının hayatı boyunca dinamik bir doku özelliğinde olduğu görülür [9].

Kemikler, genel görünümüne göre temel olarak uzun ve yassı kemikler olarak sınıflandırılırlar [10]. Uzun kemikler, iskelet sistemi kemiklerini içerirken (tibia, femur, radius, ulna, humerus gibi), yassı kemiklere kafatası kemikleri, maksilla, mandibulaya ek olarak sternum, scapula ve pelvis kemikleri örnek olarak gösterilebilir [11]. Kemikler yoğunluğuna göre kompakt ya da kansellöz kemik olarak sınıflandırılırlar. Mandibula kalın bir korteks tabakası ve bu kabuğun altında plaka halinde spongiyöz kemiği içerir. Yassı kemikler intramembranöz kemikleşme gösterirler [12, 13] .

2.1.1. Mikroskopik yapısına göre kemik doku tipleri

Primer kemik dokusu

Olgunlaşmamış kemik (örgü kemik), fetüste iskelet kemiklerinin gelişmesi sırasında ve kemik kırıklarının onarımında izlenir. Geçici kemik dokusudur. Örgü kemikte, hücre sayısı lameller kemikten daha fazladır. Hücrelerden sentezlenen kollajen lifler bütün yönlere

saçılarak örgü kemik içinde üç boyutlu rastgele ağlar yaparlar. Olgunlaşmamış kemik matriksinin temel maddesi, olgun kemik (lameller kemik) matriksine göre fazla miktardadır ve mineralizasyonunu tamamlamamıştır [14-16].

Gelişim döneminde, organizmanın bazı kemikleri dışında yerini lameller kemik dokuya bırakır. Primer kemik dokusu sekonder kemik dokusuna dönüşürken kemik morfojenik proteinlerin salgılanması artar [17]. Kafatasının oynamaz eklemleri, tendonların kemiklere bağlandığı alanlar, dişlerin etrafını saran alveol kemikleri olgunlaşmamış kemik olarak kalır. Mineral maddesi lameller kemikten azdır. Erişkin çene kemiklerinde periodontal ligamentlerin kemiklere tutundukları alveoler alanda fazla miktarda bulunur. Erişkinlerde, dişsel ortodontik tedavileri uygulama imkanı sunan yapı alveoler kemiklerdeki olgunlaşmamış kemiktir. Temel maddede kemikleşme tamamlanmamıştır. Hidroksiapatit kristalleri kollajen lifler üzerinde yerleşmiştir. Osteositler hücresel yapıyı oluşturur. Osteositler, ara maddede rastgele yayılmışlardır. Olgunlaşmamış kemikte lakünaların görüntüsü daha yuvarlaktır [18, 19].

Sekonder kemik dokusu

Olgun kemik erişkinlerde bulunur. Örgü kemik dokusunun yerini alan bu kemik, lameller kemik dokusu olarak da isimlendirilir. Kollajen liflerin düzenli dizilimine bağlı olarak oluşan ince kemik lamelleri, sekonder kemiğin kendine özgü lameller görünümü kazanmasına yol açar. Aynı lamelde yer alan lifler birbirlerine paralel olarak yerleşirken, etraf lameldeki liflere göre çapraz veya spiral olarak sıralandıkları izlenir. Olgunlaşmamış kemiğe göre daha az sayıda olan kemik hücreleri, lameller üzerinde düzenli yerleşim gösterirler. Hidroksiapatit kristalleri şeklinde izlenen kalsiyum tuzları, kollajen lifler üzerinde birikmiştir ve liflerin mineralizasyonlarının tamamlandığı görülür [20]. Kısa, yassı, uzun ve düzensiz formları olan olgun kemikler, kansellöz kemik ve kompakt kemik olmak üzere iki çeşit kemik dokusu içerir. Erişkin insan iskeleti, %80 kompakt kemik, %20 kansellöz kemikten meydana gelir [21, 22].

Sekonder kemik dokusunun kendine özgü yapısında, lameller içindeki kollajen liflerin bir damar kanalı etrafında dairesel olarak sıralandıkları ya da birbirlerine paralel yerleştikleri görülür. Lameller kemikte havers sistemi veya osteon olarak adlandırılan, bir kanalın

çevresini saran dairesel kemik lamellerinden oluşan yapılar bol miktarda bulunur. Havers sistemi kan damarları, sinirler ve gevşek bağ dokusundan oluşur [23, 24].

Kansellöz kemik

Kansellöz kemik dallanmalar gösteren, ağzlaşmalar yapan ve değişik büyüklükteki düzensiz ilik boşluklarını saran ince, kemik benzeri trabeküllerden meydana gelir. Çevresini saran periost bazı bölgelerde kemiğin iç kısmına doğru girintiler yapar. Trabeküller kan damarı içermeyen, şekilsiz kemik alanlarıdır. Birkaç sıra şeklinde uzunlamasına konumlanan kemik lamellerinden meydana gelmişlerdir [25, 26].

Kansellöz kemiğin metabolik aktivitesi genel olarak kompakt kemiğe göre daha yüksektir. Kemik iliği, trabeküllerdeki düzensiz şekilli boşlukları doldurmuştur. Trabeküllerdeki boşluklar kan damarları, lenfatikler ve sinirlerin dokular arası geçiş yapabilmesine olanak tanımaktadır. Organizmada, kan hücrelerinin üretiminden sorumlu kırmızı kemik iliği ve yapı birimi yağ olan sarı kemik iliği olmak üzere iki tür kemik iliği yer alır [27, 28].

Kompakt kemik

Uzun kemiklerin gövdesinin merkezinde geniş bir boşluk ve bu boşluğu çevreleyen trabeküler kemik yer alır. Trabeküler kemiği de yoğun, homojen, çıplak gözle bakılınca boşluksuz görünen bir kemik katmanı çevreler, bu katmana sert ya da kompakt kemik adı verilir. Dışı periostla kaplanmışır [27, 29].

Kemiğin yapısını, osteositleri ya da kemik hücrelerini barındıran ve kemiksi dokudan meydana gelen ince plaklar halinde lameller oluşturur. Sert kemik, makroskopik olarak neredeyse homojen olup küçük ölçekli mikroskop büyötmelerinde ancak bazı alanlarda enine ve boyuna kanal kesitleri izlenen sıkı bir dokudur. Uzun kemiklerin gövdesi temel olarak sert kemik dokusundan köken alır. Uzun kemiklerin uç kısımlarıyla, kısa ve yassı kemikler de yine sert kemik dokusundan ince bir dış kabukla kuşatılmışlardır. [25, 30].

2.1.2. Kemik matriksi

Kemik dokusunun matriksi, hücreler ve hücreler arası matriksten meydana gelir. Hücreler arası matriks; mukopolisakkariti andıran şekilsiz, homojen, yapıştırıcı organik maddeler, kollajen lifler ve değişik çeşitlerde inorganik tuzlardan oluşur [26, 31].

Kemik dokusu matriksi, yüzde olarak %50–70 mineral, %20-40 organik matriks, %5-10 su ve %3'ten daha az yağ içerir [21].

Organik matriks

Şekilsiz ara maddede proteine bağlı nötral ve asidik glikozaminoglikanlar yer alır. Periodik asit schiff pozitif (PAS+) boyamayla boyanır. Organik kısım %95 kollajen lif esaslı olduğundan kollajen boylarıyla pozitif boyanır. Organik matriks düzgün bir biçimde asidofilik boyanır. Gelişme ve büyüme döneminde organik madde miktarı son derece sabit kalır, ancak su miktarı giderek azalır ve mineral madde miktarı artar [28, 32].

Kemik matriksinde bol miktarda çapraz bağlı tip 1 kollajen bulunur. Bu kollajen liflerinin genişliği 50-70 nm kadardır. Histokimyasal araştırmalarda kemik matriksindeki glikoprotein miktarının az olduğu gösterilmiştir. Organik matrikste hyaluronik asit, keratan sülfat, kondroitin sülfat gibi glikozaminoglikanlar bulunur [19, 33].

İnorganik matriks

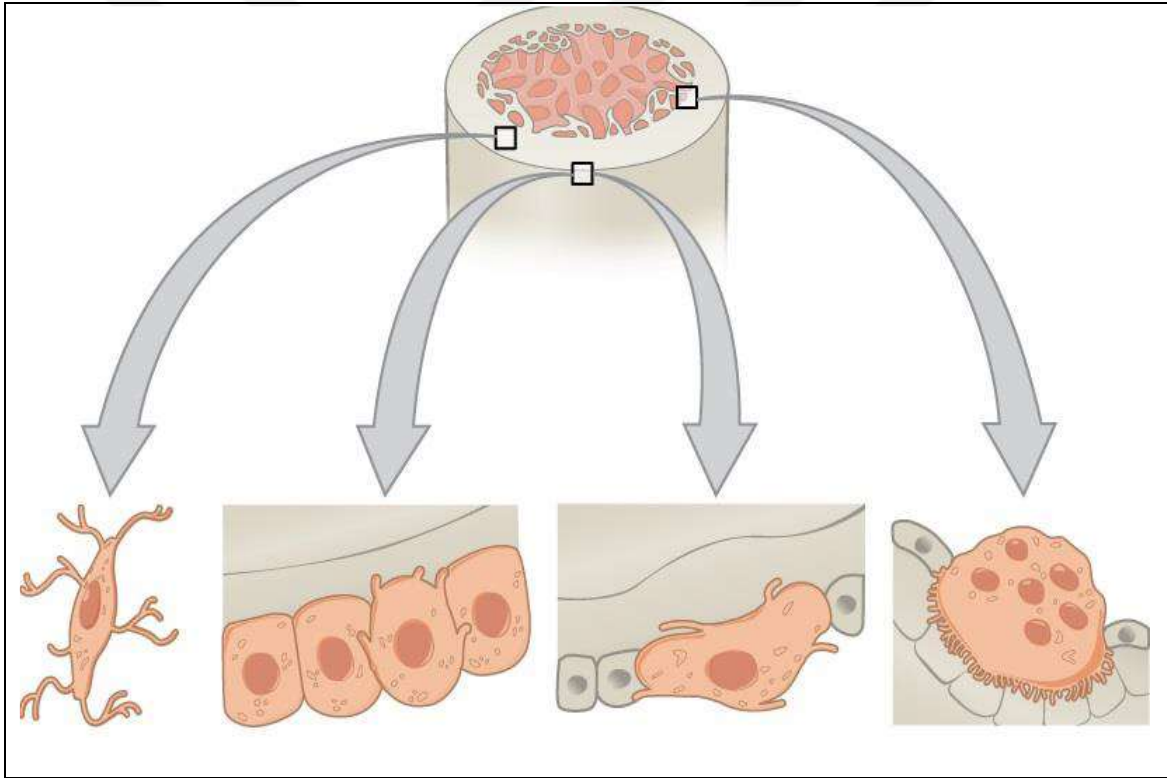
İnorganik matriksin temel mineralleri kalsiyum karbonat, kalsiyum fosfat, kalsiyum ve magnezyum floriddir [34]. Kemiğin ekstrasellüler matriksinde inorganik tuzlar bol miktarda yer alır. Kemiğin mineral kısmı esas olarak, kimyasal yapısı hidroksiapatiti andıran kalsiyum fosfatlardan oluşur. Sitrat, florid, magnezyum ve sodyum gibi diğer mineraller daha az miktarda bulunur [30, 33].

Kemiğin organik matriksi kemikten ayrılırsa kalan mineralize kemik çok kırılgan bir hal alır, kemiğin mineral kısmı kemikten ayrılırsa kemik esnek bir yapıya dönüşür. Sonuçta kemiği meydana getiren bu iki yapı bileşeninin birbiriyle uyumlu olarak kemiğe baskılara dayanıklılık ve esneklik özelliklerini kazandırdığı belirtilmektedir [14, 33].

2.1.3. Kemik hücreleri

Kemik hücreleri dört ana başlık altında incelenebilir. Bu hücreler:

- 1- Osteoblast
- 2- Osteosit
- 3- Osteoprogenitör hücre (kemik öncülü hücre)
- 4- Osteoklastlardır. (Şekil 2.1.)



Şekil 2.1. Osteoblast, osteosit, osteoprogenitör hücre ve osteoklast [35]

Osteoblast

Osteoprogenitör hücrelerinden ilk gelişen hücre olan osteoblastlar, TGF- β ve kemik morfogenetik protein (BMP) etkisi altında kemik oluşumundan sorumlu hücrelerdir. Kemikleşme bölgelerinde, gelişmekte olan kemiklerin periosteumunun kemiğe temas eden derin bölgelerinde diziler halinde bulunurlar ve birbirlerine kısa uzantılarıyla tutunurlar.

Kemikte yeni matriks oluşumu sırasında kübik veya kısa silindirik epitel hücreleri şeklinde yan yana gelerek tabaka oluştururlar [36, 37].

Osteoblastlar yüksek seviyede alkalen fosfotaz aktivitesi gösterirler. Bu da kemik matriksinde kalsiyum depolanmasını osteoblastların düzenlendiğini gösterir. Osteoblastların kana bu enzimi çok miktarda salgılamaları, kandaki alkalen fosfotaz seviyesini yükseltir ve bu da kemik şekillenmesi hakkında bilgi verici olur. Osteoblastlar periyodik asit schiff (PAS- bu yöntemde aldehit grupları içeren bileşikler pembe renkli boyanırlar) pozitif granüller bakımından zengindir. Kemğin yapımı sırasında bu granüller kemik matriksinin öncülleri olarak kabul edilir ve mikroskopta pembe renkli küçük sitoplazmik vakuoller şeklinde görülür. Bu hücreler kemik matriksinin organik kısmını yani kollagen fibrilleri, proteoglikanları, glikozaminoglikan ve glikoproteinleri salgılar. Henüz kireçleşmemiş olan bu tür organik maddeye osteoit denir. Osteoblastlar matriksin tüm organik bileşiklerini sentezlemenin yanında, paratiroid hormonu için gerekli reseptörleri de sentezleyerek kemikte gerçekleşecek mineralizasyona da katılırlar. Osteoblastlar salgıladıkları osteoit içinde gömülü kalır. Yeni aktif kemik oluşumu durduğunda, osteoblastların aktiviteleri önce yavaşlar sonra durur. Şekilleri de yavaş yavaş değişerek iğ veya mekik şeklindeki hücrelere dönüşür. PAS pozitif granülleri sitoplazmalarından yavaş yavaş kaybolur. Hücrelerin fosfataz tepkimesi de hızlı bir şekilde düşer. Sonunda osteosit haline geçerler [36, 38].

Osteositler

Kalsiyum tuzlarının birikmesiyle kireçleşmiş kemik matriksi içinde hapis olan osteoblastlara osteosit denir. Dolayısıyla osteositler, tamamen oluşmuş kemikte esas hücrelerdir. Osteositin hücre gövdesi, içinde bulunduğu lakün adı verilen boşluğun şekline uyar. Yassı şekilde bir yapıya sahip olan bu hücreler, ince sitoplazmik uzantılara sahiptir. Bu uzantılar kanalikuli denilen küçük kemik kanalcıkları içinden geçerek komşu osteositlerin uzantılarıyla ilişki kurar. Bu durum, kemik hücrelerinin lakünleri içinde tek başına hapis olmadıklarını, hücre-hücre bağlantı özellikleriyle birbirleriyle ilişki halinde olduklarını gösterir. Delik geçit bölgeleri oldukça düşük elektrik direncinde, küçük molekül ve iyonların geçişine izin verebilecek özelliktedir. Bu bulgu, kemğin kalsifiye olmuş matriksi içinde gömülü bulunan osteositlerin kan yoluyla gelen hormonlarla nasıl uyarıldığını ve bunlara hücrelerin nasıl yanıt verdiğini izah edebilmektedir [36].

Osteosit, kendi gelişimi sırasında kemik matriksiyle çevrili bir osteoblasttan başka bir şey değildir. Bulunduğu lakün içinde yavaş yavaş sitolojik değişime uğrarken, aktivitesini de devam ettirir. Hücreler yaşlandıkça komşu hücrelerle bağlantısı kopar. Yaşlanıp ölen osteositin etrafındaki matriks bozulmaya başlar ve osteoklastlar tarafından da rezorbe edilir. Osteositler vücut sıvılarındaki kalsiyum konsantrasyonunun dengelenmesinde de aktif rol alırlar [36, 37].

Osteoprogenitör hücreler

Kemik hücreleri, diğer embriyonel bağ doku hücrelerinde olduğu gibi mezenşimal kökenli hücrelerdir. Doğumdan sonra yassı, oldukça az farklılaşmış embriyonik mezenşimal hücreler olarak sekonder kemik zarlarında (endost ile periostun iç hücresel katında) ve bu kemiklerin içerdiği havers ve volkmann kanallarında bulunurlar. Osteoprogenitör dediğimiz bu hücreler doğumdan sonrada mitoz yeteneğini kaybetmediğinden çoğalabilirler ve osteojenik potansiyele sahip olan kemik hücrelerine farklılaşabilirler. Bu osteoprogenitör hücreler kemiklerin normal büyümesi sırasında aktiftir. Kemik yenilenmesi ya da iyileşmesi durumunda bu hücreler osteoblastlara dönüşür. Osteogenez durduğunda ise osteoblastlarda osteoprogenitor hücrelere dönüşebilir [36, 37].

Osteoklastlar

Diğer bütün kemik hücreleri ve onların öncül hücreleriyle karşılaştırıldığında, çok çekirdekli osteoklastlar çok daha büyük hücrelerdir. Mezenkimden gelişirler, 30-100 mikron büyüklüğündedirler ve dört taneden yirmi taneye kadar çekirdekleri olabilir [33]. Çekirdeklerin sayısı değişkendir. Sitoplazmaları boyamaları bazofiliktir. Serbest ribozom bulundururlar. Köpük benzeri özel bir görünümleri vardır. Hücrelerin kenarlarında girinti çıkıntılar görülür. Çekirdeklerinde kromatin miktarı azdır. Çekirdekçik sayısı tektir. Gelişmekte olan kemiklerin proliferasyon bölgelerinde sayıları fazladır [12, 31].

Osteoklastlar, canlıda kemik rezorbsiyonunu sağlayan hücrelerdir. Makrofaj koloni stimüle edici faktör (M-CSF), tümör nekroz faktör (TNF) ve interlökin-1 (IL-1) gibi sitokin ve büyüme faktörleri osteoklastların farklılaşması ve olgunlaşmasından sorumludur. Hidrolitik enzimler salgırlar. Hidrolitik enzimler matriks yapısını parçalar. Salgıladığı kollajenaz

enzimiyle matriks kollajenini parçalar. Kemik rezorbsiyonu sırasında oluşan artık maddeleri temizler [32, 39].

2.1.4. Osteogenez (kemik yapımı)

Kemik yapımı (osteogenez), kemik yıkımı (rezorbsiyon) ile birlikte görülür. Uygulanan gerilim (çekme, germe) kemik yapımına, basınç ise kemikte yıkıma neden olur. Böylece embriyonal dönemden itibaren önceden oluşmuş olan kemik dokusu bir yandan yıkılır ve yerini yeni oluşan kemik dokusuna bırakır. Kemik yıkım ve yapımı daha az olmakla birlikte yetişkinde de devam eder. Bu sayede kemik dokusu canlının yaşamı boyunca devamlı olarak kendini yeniler [30, 35].

Embriyoda iki ayrı kemik oluşumu türü görülür [11]. Birincisi mezenkim içinde gelişir ve intramembranöz kemikleşme olarak isimlendirilir. İkinci kemikleşme türünde, kemikleşme bir hyalin kıkırdak model üzerinde gerçekleşir. Böyle kemikleşmeye de endokondral kemikleşme adı verilir. Her iki kemikleşmede de ilk olarak primer kemik dokusu meydana gelir. Primer kemik geçicidir ve lameller düzenlenme göstermez. Primer kemik bir süre sonra süngerimsi kemiğe, o da iç düzenlemelerle sert kemiğe dönüşür [26, 27].

Intramembranöz kemikleşme

Yassı kemikler, mezenkim dokusundan doğrudan kemik dokusuna dönüşür. Bu kemikleşme zara benzeyen mezenkimal yoğunlaşmaların içinde oluşur ve embriyonik mezenkim kaynaklıdır [22]. Bağ dokusu zarlarında yer alan osteoprogenitör hücreler, osteoblastlara dönüşürler. Osteoblast hücreleri osteoid üretirler. Kemik oluşumunda meydana gelen bu ilk yapı, birincil kemikleşme merkezi olarak isimlendirilir [40, 41].

Birincil kemikleşme merkezlerinden itibaren kemikte genişliğine büyüme görülür. Bu tür kemikleşmeye primer ya da intramembranöz kemikleşme adı verilir. Kafatasında bulunan yassı kemikler, maksilla, mandibula, yüz kemiklerinin birçoğu ve klavikulanın bir kısmı primer olarak kemikleşme gösterir [15, 29].

Endokondral kemikleşme

Kafatasının alt kısmında, omurgada, pelviste, kol ve bacaklardaki kemiklere kıkırdak kemikleri denir ve bu tip kemikleşmeyle bu kemikler oluşur. Hyalin kıkırdaktan minyatür bir model oluşur, takiben kıkırdak modelin yerini kemik doku alır [37, 38].

Hyalin kıkırdak modeldeki ilk göze çarpan belirti, kıkırdağın tam ortasında bulunan kondrositlerin belirgin bir şekilde büyümesiyle kendini karakterize eden bir kemikleşme merkezinin oluşmasıdır. Bu bölgeye birincil kemikleşme merkezi denir. Önce bu bölgedeki hücreler hipertrofiye uğrar ve bu bölgedeki hücreler arasında glikojen birikmeye başlar. Hücrelerin sitoplazması aşırı derecede vakuol içerir. Kondrositler büyüyüp genişlerken, lakünleri de genişler. Genişleme matrikse doğru devam eder. Bu arada matriks yavaş yavaş ince delikli bölmelere ayrılır ve düzensiz şekilli iğnemsî yapılar oluşmaya başlar. Hipertrofik kıkırdak hücrelerinin bulunduğu bölgede kalan hyalin matriks kireçleşebilir özellik kazanır. Böylece kalsiyum fosfat kristallerinin oluşturduğu bir ağ ve küçük granüler birikintiler bu hücrelerin arasında depolanmaya başlar. Hipertrofik kıkırdak hücrelerinde görülen çekirdeğin şişmesi, kromatinin kaybolması gibi gerileyen değişiklikleri, bu hücrelerin tamamen bozulması ve ölümü takip eder [37].

Anlatılan bu süreç, bir süre önce osteoklastlar tarafından kıkırdak modelin orta bölümündeki (diafiz) kemik yakasında açılan ve kan damarlarının içeri girdiği bölge olan delikten osteoprogenitör hücrelerin bölgeye getirilmesiyle başlar. Daha sonra, osteoblastlar kireçlenmiş kemik matriksine tutunurlar ve kıkırdak matriksinden geriye kalan çevresinde kesintisiz birincil kemik tabakasını yaparlar. Bu aşamada kireçlenmiş kıkırdak bazofilik gözüktür. Birincil kemik ise eozinofiliktir. Bu şekilde birincil kemikleşme merkezi ortaya çıkar. Bunlar genişlemesi ve yeniden biçimlenmesi esnasında, birincil ve ikincil kemikleşme merkezleri zamanla kemik iliğiyle dolan boşluklar olur [42].

2.1.5. Kemik iyileşmesi

Kemik dokusu beslenme, metabolik, endokrin ve mekanik koşullara duyarlı bir dokudur. Bu nedenle canlı ve dinamik diğer bir ifadeyle aktif doku olma özelliğini taşır. Kırık kemik hattında ve defekt sahasında iyileşme; çok sayıda biyokimyasal, biyomekanik, hücresel, hormonal ve patolojik süreçlerden tarafından etkilenir [43,44].

Yaralanan dokunun iyileşmesi; genellikle orijinal dokudan morfoloji ve fonksiyon olarak farklılaşan dokunun oluşumuna yol açar. Bu tip iyileşme tamir olarak adlandırılır. Doku rejenerasyonu ise morfoloji ve fonksiyonun tamamen restore edildiği iyileşme olarak tanımlanır [43-45].

Kemik dokunun iyileşmesi yaralanmanın durumuna bağlı olarak hem rejenerasyonu hem de tamiri içerir. Örneğin doğru bir şekilde stabilize edilmiş küçük bir kemik kırığı (yeşil ağaç kırığı) rejenerasyonla iyileşirken geniş defektler genellikle tamirle iyileşir [43].

Kemik defektinin oluşumuyla birlikte yaralı bölgede genel doku cevapları görülür. Bunlar esas olarak, kanama ve daha sonra burada oluşan granülasyon dokusunun meydana getirdiği pıhtılaşma olaylarıdır. Periosttan gelen kan damarları, çevrelerindeki bağ dokusu ile beraber defekt bölgesine girerek burayı damarsal ve hücrel olarak zengin bir granülasyon dokusu ile doldururlar. Kemik fraktürü söz konusu ise endosteum da bu olayda rol alır [43, 44].

Pıhtı formasyonu ve kemik iyileşmesindeki etkisi cerrahi tedaviler sırasında kan damarlarının zedelenmesi, kanın damar dışına çıkmasına neden olur. Kanın pıhtılaşması ve trombositlerin çökmesi sonucunda meydana gelen fibrinden zengin tıkaç, damarlardan dışarıya doğru daha fazla kanın akmasını engeller [43].

Pıhtı, aynı zamanda sitokinler ve büyüme faktörleri için bir depo görevi görür. Aktive olan trombositler granül içeriklerini boşalttıkça, bu sitokin ve büyüme faktörleri ortama salınır. Erken dönemde bu büyüme faktörleri, yara iyileşme sürecini başlatırlar. Hemostazı sağlayan ve büyüme faktör rezervi olan trombositlerin bünyesinde, trombosit kökenli büyüme faktörü (PDGF) bulunur. Yaralanma sonrasında bölgede kanama sonucu pıhtı oluşumu meydana gelmektedir. Yaranın çevresinde aktive olan trombositler PDGF, TGF- β 1, epidermal büyüme faktörü (EGF) salınımını yaparlar. Yara bölgesine komşu hücreler de yaralanmadan 1-2 saat sonra PDGF, TGF- α ve TGF- β 1 salınımını yaparlar. Aynı zamanda bölgeye gelen makrofajlar da PDGF, TGF- α ve TGF- β 1 kaynağı olarak rol oynarlar. Doku onarımında tüm büyüme faktörlerinin olumlu etkileri vardır. Pıhtı içerisindeki büyüme faktörlerinin varlığı da yara iyileşme sürecini hızlandırır. PDGF mitogenez ile iyileşme hücrelerinin artışı, anjiogenez ile yeni kapillerlerin gelişimini sağlar. Fibroblastik ve osteoblastik fonksiyonları düzenlerler. Bu gibi nedenlerle kanın ve bundan oluşan pıhtının iyileşme mekanizması üzerine etkileri literatürde yoğun bir biçimde yer almaktadır [43, 46].

Kemik iyileşmesinin süreci 3 evrede gerçekleşmektedir. Bunlar:

1) Enflamasyon Evresi

İlk birkaç saat ile birkaç gün içinde defekt bölgesinde hematoma oluşur. Bu hematoma, defekt iyileşmesi için gerekli birçok faktörün depo özelliğini taşır. Bu esnada, trombositlerden TGF- β ve PDGF gibi, hücre proliferasyonu ve farklılaşmasında önemli rol oynayan faktörler salgılanır. Enflamasyonda görev alan hücreler (makrofajlar, monositler, lenfositler ve polimorfonükleer hücreler) ve fibroblastlar, prostoglandin etkileşimi ile kemiğe infiltre olurlar. Bu aşamada defekt bölgesinde granülasyon dokusu oluşumu, vasküler doku ve mezenşimal hücre göçü başlar [43].

2) Onarım Evresi

Bu fazda ise fibroblastlar, vasküler göçe yardım etmek üzere stromaya yerleşirler. Vasküler göç arttıkça, kollagen matriks belirginleşir ve bu esnada osteoidler oluşur. Bunu takiben mineralizasyon ve defekt alanında yumuşak kallus meydana gelir. İlk 4-6 haftalık süre içinde oluşan bu kallusun, basınca karşı direnci düşüktür [43].

3) Yeniden Yapılanma Evresi

Defekt alanında kallus oluşumu başladığı zaman, kemiğin yeniden modellenmesi aşaması başlar. Oluşan büyük defekt kallusu, normal kemik iliği boyutuna ulaşınca kadar osteoklastlar tarafından yıkılır. Bunun sonucunda havers sistemi bulunan lameller kemik yapısı oluşur. Bu süreç yıllar boyu devam edebilir [43]. Kemik defektlerinde, kemik yapımını engelleyen bazı faktörler bulunmaktadır ki bunlar; yaraya damarların proliferasyon olamaması, koagülasyon ve granülasyon dokusunun defektte stabil olmaması, defekt içine osteojenik olmayan ya da fibröz dokuların yüksek proliferatif aktivite göstermesi ve bakteriyel kontaminasyon olarak sıralanabilir [43, 47].

2.1.6. Kemik dokusunun patolojik olarak incelenmesi

Kemik bulunduran dokuların histopatolojik olarak incelenmesi öncesi labaratuvar takibi normal dokulara göre bazı farklılıklar gösterir. Sert doku materyalinin gerek örnekleme gerekse rutin kesit işleminin gerçekleştirilmesi için yumuşak hale gelmesi gerekmektedir. Bu da kemik ve sert doku içerisindeki kalsiyum tuzlarının uzaklaştırılması ile meydana gelen dekalsifikasyonla olur. Kemik dekalsifikasyonu histopatoloji laboratuvarlarında halen zor ve uzun sürede yapılabilen bir işlemdir. Dekalsifikasyon işleminin süresi dokuda bulunan kemik miktarına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Organik asitler ve şelasyon yapıcı ajanlar olmak üzere iki çeşit dekalsifikasyon ajanı bulunur. Dekalsifikasyon süresini azaltmak için günümüze kadar değişik teknikler tavsiye edilmiştir [48, 49].

Etilendiamin tetraasetik asit (EDTA) en fazla kullanılan şelasyon yapıcı ajandır. Güvenlidir fakat uzun sürede dekalsifikasyonu sağlayabilir. Asitler, çözelti içerisinde bir miktar ya da tamamının çözümlerine (hidrojen yaymalarına) göre zayıf asitler veya kuvvetli asitler olarak sınıflandırılırlar. Kuvvetli asitlere hidroklorik asit ve nitrik asit; zayıf asitlere asetik asit, formik asit, glasiyal asetik asit örnek olarak verilebilir. Asitin kuvvetli olması dekalsifikasyon süresini kısaltır. Fakat kısa sürede yapılan dekalsifikasyonla doku yapıtaşlarının bozulma riski artar ve boyamanın kalitesi düşer. Kuvvetli asitler başta olmak üzere bütün dekalsifikasyon ajanları, dekalsifikasyon sonrası boyanma işlemlerinin kalitesini düşürür. (örnek olarak, osteoid boyanması dekalsifikasyondan olumsuz etkilenir.) bunun için kuvvetli asitler belli oranlarda dilüe edilirler. En sık %10'luk tamponlanmış formaldehit kullanılan dekalsifikasyon ajanıdır. EDTA güvenli bir dekalsifikasyon ajanı olmasına rağmen pH'sı 7,5'i geçebilir. pH yükseldiği ve dokular gerektiğinden fazla dekalsifiye edildiği zaman boyanmalarda bozulmalar izlenir [29, 50].

2.2. Piezoelektrik Cerrahi

Oral ve maksillofasiyal bölgedeki; patolojik durumlar, travmalar, odontojenik ve nonodontojenik enfeksiyonlar, kist ve tümörlerin gelişimi gibi birçok nedenden dolayı çene kemikleri oldukça sık etkilenmektedir. İlgili kemiğe ulaşabilmek amacıyla önce yumuşak doku üzerinde bistüri, koter veya lazerler aracılığı ile insizyon yapılmakta ve diseksiyonların ardından kemik dokuya ulaşılmaktadır. Osteotomi ve ostektomi yapılması maksadıyla geçmişte çekiç ve guj kullanılmış olsa da gelişen teknolojinin sağladığı avantajlar

doğrultusunda elektronik cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Günümüzde osteotomi ve ostektomi yapabilmek maksadıyla kullanılan birçok konvansiyonel ve yeni nesil aletler bulunmaktadır. Bunlardan biri de piezoelektrik cerrahi aletleridir.

Cerrahi işlemlerde minimal invaziv cerrahi, doku travmasının ve hasta morbiditesinin azaltılması için oldukça önemlidir [1]. Son yıllarda, modern tıbbın minimal invaziv cerrahiye doğru yönelmesiyle, ultrasonik mikro hareketlerin komşu yumuşak dokulara gözle görülür bir hasar vermediği sonucundan yola çıkılarak kemik osteotomisi için ultrasonik dalgaların kullanımı oral ve maksillofasiyal cerrahide de giderek önem kazanmıştır [7].

Geçmişte, geleneksel cihazlara oranla kemik cerrahisinde daha hassas ve güvenli osteotomi ve ostektomi ihtiyacına cevap olarak daha iyi bir osteotomi ve ostektomi cihazı yaratmak ve geliştirmek için ciddi deneysel çabalar sarfedilmiştir [1, 51]. Diş hekimliği alanında ultrasonik cihazlar, 1953 senesinde yüksek frekanslı ses dalgalarının diş sert dokuları üzerindeki kesme etkilerinin bulunmasının ardından temel olarak periodontoloji ve endodonti alanında kendilerine yer bulmuşlardır. Ultrasonik osteotomi tekniği, ilk olarak 1975 senesinde Horton ve arkadaşları [52], tarafından tanımlanmış olsa da 2000 senesinde Vercellotti ve arkadaşları [53], bu yumuşak doku koruyucu yaklaşımı yenileyip kullanıma sunana kadar işlerlik kazanmamıştır [52, 53].

Piezoelektrik cerrahi, piezoelektrik ultrasonik titreşimler kullanarak güvenli ve etkili osteotoiler yapılmasını sağlayan yeni bir tekniktir. Mikrometrik ve seçici kesim yapabilmesinden dolayı, piezoelektrik cerrahi cihazı, osteonekrotik hasarlar vermeden güvenli ve hassas bir osteotomi sağlar. Cihaz; yumuşak doku ve kan desteğini koruyarak, sadece mineralize dokular üzerinde çalışır [1, 2, 52]. Polarize piezoseramiklere uygulanan voltaj, polariteye dik olarak gelip voltaj akımının genişlemesine ve büzülmesine neden olur. 25-29 kHz frekans kullanılır, çünkü bu frekansta (60 ila 210 m arasında değişen) oluşan mikro hareketler sadece mineralize dokuları keser; nörovasküler doku ve diğer yumuşak dokular 50 kHz'den daha yüksek frekanslarda kesilir. Piezoelektrik cihazlar genellikle ana güç ünitesine bağlı bir el parçası ve ayak anahtarından oluşur. Bu, el parçası için bir tutucuya sahiptir ve peristaltik bir pompa ile 0-60 ml / dakikalık ayarlanabilir bir hız oluşturan irrigasyon sıvısı içerir. Kesme alanındaki kalıntıları temizler ve hassas kesim sağlar. Ayrıca, irrigasyon çözeltisinin kavitasyonu nedeniyle kansız bir çalışma alanı sağlar ve özellikle karmaşık anatomik alanlarda daha fazla görünürlük sağlar [55].

2.2.1. Piezoelektrik cerrahinin tarihçesi

Cerrahi teknikleri gelişirken, geleneksel tekniklere oranla daha hassas ve güvenli osteotomi sunan bir teknik ve bir cihaz yaratmak ve geliştirmek için birçok araştırma yapılmaktadır [1, 51]. Diş hekimliği alanında son zamanlarda sıklıkla kullanılmaya başlanan ultrasonik cihazlar önce periodontoloji ve endodonti alanında kendilerine yer bulmuşlardır. İlk adımlar 1953 senesinde yüksek frekanslı ses dalgalarının diş sert dokuları üzerindeki kesme etkinliklerinin bulunmasının ardından olmuştur. İlk ultrasonik osteotomi tekniği Horton ve arkadaşları tarafından 1975 yılında anlatılmıştır [56]. Piezoelektrik cerrahi rutin kullanıma girerek ve geliştirilerek klasik enstrümanların oral cerrahi ameliyatındaki kısıtlamalarının üstesinden gelmek üzere İtalyan cerrah Tomasa Vercelotti tarafından 1988 yılında geliştirilmiştir [53]. İlk kez preprotetik cerrahide, alveolar kret genişletmede ve sinüs lifting operasyonunda rapor edilmiştir [6, 51, 53, 56]. 2000 senesinde Vercelotti ve arkadaşları, bu yumuşak doku koruyucu yaklaşımı inceleyip ortognatik cerrahi amacıyla alt çenede kullanıma sunana kadar işlerlik kazanmamıştır [53].

2.2.2. Piezoelektrik cerrahi teknik temelleri

Piezocerrahi cihazı, ultrasonik frekans ve kesme enerjisi açısından değişiklik yapılabilen mikrometrik ultrasonik piezoelektrik titreşimler kullanan çok amaçlı bir cihazdır. Cihaz güçlü bir piezoelektrik el parçasının bağlı bulunduğu bir platformdan, bu platforma bağlı bir ayak pedalı, el parçasının ve irrigasyon solüsyonunun tutucularından meydana gelmektedir (Resim 2.1.).

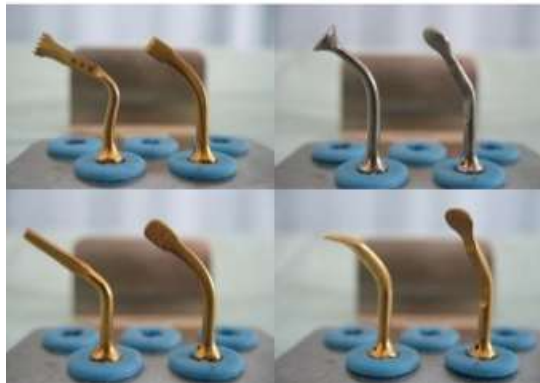


Resim 2.1. Piezoelektrik cerrahi cihazı

Piezoelektrik cerrahi cihazı mikro titreşimlerle kemiği kesmek için geliştirilmiş bir sistemdir. Bu titreşim hareketi piezoelektrik etkisi tarafından oluşturulur (Resim 2.2.). Genellikle 25 ile 29 khz fonksiyonel bir frekans arasında çalışır ancak istediği takdirde 30 khz'e kadar dijital olarak ayarlanabilme olanağı mevcuttur [57, 58]. Yumuşak doku bu frekansta zarar görmez fakat 50 khz'in üzerindeki frekanslar hasar verebilmektedir [59]. Cihazın üzerinde 0 ile 60 ml/dk arasında ayarlanabilir steril solüsyon akışına izin veren soğutucu irrigasyon sistemi mevcuttur. El parçası için çeşitli otoklavlanabilir özel amaçlı ve kesici uçları mevcuttur. Bu uçlar 5 W'ı aşan ve 16 W' a kadar ulaşan ultrasonik güç tarafından 60 ile 210 Nm uzunsal mesafede, lineer titreşim şeklinde hareket ettirilir. Piezoelektrik normal ultrasondan 3 kat daha güçlüdür ve bundan dolayı yüksek derecede mineralize kemiği kesebilir [53, 57]. Piezoelektrik cihazının özel amaçlı ve kesici uçları mevcuttur (Resim 2.3.). Bunlar titanyum ve farklı sınıflarda elmasla kaplı olabilir. Birkaç uygulama modu vardır. Diş hekimliğinde düşük mod apikal kök tedavisi için kullanılmaktadır. Yüksek mod temizlik ve kemik sınırlarını yumuşatmak için, arttırıldığı mod ise en sık kraniyomaksiller-fasiyal cerrahide kullanılmaktadır [60].



Şekil 2.2. Piezoelektrik cerrahi cihazının çalışmasının şematik çizimi [61]



Resim 2.2. Piezoelektrik cerrahi cihazının uçlarından bazıları [61]

El parçasını kullanmanın en etkili yolu yüksek hızla ve en düşük basınçta kullanmaktır. Çünkü çalışma basıncını artırmak titreşimlerin kesilmesine yol açar. Cerrahi sırasındaki herhangi bir problemin üstesinden gelmek için geleneksel tekniklerdeki gibi el parçasına uygulanan basıncı arttırmak yerine, istenen sonucu elde etmek için doğru modu ve uygun kesici ucu bulmak gerekir [7, 57, 62].

Gelişen teknoloji ile birlikte, piezoelektrik cerrahi aletlerinin de özellikleri gelişmektedir. Son yıllarda üretilen yeni nesil piezoelektrik cerrahi aletin (Acteon Piezotome Cube, Fransa) eski nesil piezoelektrik cerrahi aletlerine göre Newtron® teknolojisine sahip olmasından dolayı üstünlüğü bulunmaktadır. Cihaz, ne kadar büyük bir kuvvet uygulanırsa uygulansın gerekli güç seviyesini garanti eden otomatik ve sürekli frekans ayarlamasına sahiptir. Bundan dolayı uygulayıcı daha konforlu osteotomi ve ostektomiler yapabilmektedir. Bu avantajın da kemik dokusunun iyileşmesi üzerinde olumlu etkileri bulunduğu iddia edilmektedir.

2.2.3. Piezoelektrik cerrahi endikasyonları

Oral ve maksillofasiyal cerrahide osteotomi esnasında, ilgili bölgeye komşuluk gösteren yumuşak dokulara gelebilecek cerrahi travmanın en aza indirilmesi gereken durumlarda piezoelektrik cerrahinin kullanımı endikedir. Piezoelektrik cerrahi cihazı, kemik cerrahisi yaparken sinirler, damarlar, mukoza, kas gibi komşu yumuşak dokulara zarar verme riskini en aza indirmektedir [1, 58, 63, 64].

Piezoelektrik cerrahi cihazının kullanımı için özel cerrahi endikasyonlar;

- Diş çekimi, endodontik cerrahi, periodontal cerrahi, maksiller sinüs tabanının cerrahi olarak yükseltilmesi, alveoler kret genişletmesi, mental ve inferior alveoler sinirlerin yerlerinin değiştirilmesi, kist operasyonları gibi dentoalveoler cerrahi işlemler [53, 62, 64, 65-74]

- Ortognatik cerrahi işlemleri [7, 54, 63, 75-82]

- Oral ve maksillofasiyal distraksiyon osteogenezisi [83, 84]

- TME ankilozu [85]

- Otojenik kemik greftlerin elde edilmesi [86-89]
- Rinoplasti gibi estetik cerrahi işlemler [87, 90, 91]
- Kraniyal osteoplastiler [76, 87]
- Kafa tabanı ve spinal cerrahi gibi beyin ve sinir cerrahisi işlemleri [1, 92]

olarak özetlenebilir.

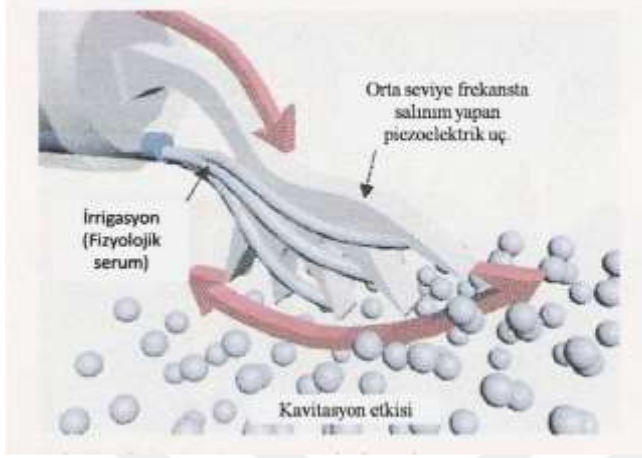
2.2.4. Piezoelektrik cerrahinin avantajları

Piezocerrahinin en önemli avantajı doku sertliğini tanıyarak seçici kesim yapabilmesi ve mineralize dokular üzerinde çalıştığında mukoza, damar, kas, epitelyal membranlar ve sinir gibi yumuşak dokulara zarar vermemesidir. Bu, cerrahi operasyon sırasında kesici ucun mineralize olmayan dokularla temas etmesi halinde işlemin kendiliğinden durması ile sağlanır [2, 54, 93, 94].

Piezoelektrik cerrahi uygulanmasından sonra yara iyileşmesinin geleneksel yöntemlerden daha hızlı olduğu belirtilmiştir. Osteotomi ve osteoplasti işlemlerinde piezoelektrik cihazının geleneksel fissür ve rond frezlere oranla daha iyi bir kemik iyileşmesi ve şekillenmesi sağladığı gösterilmiştir [62]. Piezocerrahi cihazıyla uygulanan osteotomide bozulmuş yara iyileşmesi gibi bir komplikasyonla karşılaşılmamıştır. Osteotomi uygulanan kemik yüzeyinde BMP'lerin daha hızlı indüklenmesini sağlayarak kemik iyileşmesi fazında enflamatuvar etapyı hızlandırdığı ve kemiğin normalden çok daha erken remodele olmasını sağladığı gösterilmiştir [7, 62].

Piezoelektrik cerrahi cihazın önemli avantajlarından birisi de kavitasyon fenomeni oluşturmaktadır (Şekil 2.2.). Kavitasyon fenomeni; Vercolloti tarafından tanımlanmıştır ve cihazın ucunda oluşan vibrasyon, irrigasyon solusyonunda köpük oluşturmakta ve ardından bölgeyi yıkamakta, küçük damarları tıkamakta, artıkları ve kanı uzaklaştırarak, operasyon bölgesinin kolay görülmesini sağlamaktadır [54, 63, 71, 77, 87]. Geleneksel frezlerin kullanımı sırasında operasyon bölgesinde yoğun kanama olur ve görüş azalır, piezocerrahide kesim işlemi sırasında kanama ise az olmaktadır. Piezoelektrik cerrahi yumuşak dokulara minimum zarar vererek ve kemikte minimum kayıp sağlayarak kan kaybını azaltmaktadır ve ayrıca postoperatif ödem daha azdır [62]. Basınçlı hava ile çalışan geleneksel döner aletlerle

yapılan osteotomilerde ise meydana gelen hava-su basınç spreyi yerine aerosol etki olduğundan, irrigasyon ile meydana gelen deri altı amfizem riski azalmaktadır [94].



Şekil 2.3. Kavitasyon fenomeni [61]

Piezoelektrik cerrahi ameliyatı daha az titreşim ve ses yapmaktadır. Çünkü klasik bir cerrahi frezle meydana gelen makrovibrasyon ve aşırı ses hastaları rahatsız eder. Lokal anestezi altında osteotomi sırasında piezoelektrik cerrahinin mikro vibrasyonu az ses yaparak hastanın psikolojik stresini ve korkusunu azaltmaktadır [7, 95].

Geleneksel düz bir piyasamen aleti ile kullanılan cerrahi frezlerle kıyaslandığında piezoelektrik cerrahi cihazının, ergonomik olması ve farklı açılarda kesici uçlarının bulunması oral kavitenin ulaşılması zor bölgelerinde hem rahat kullanım hem de hassas kesim işlemi yapabilmektedir [96].

Bunlara ek olarak;

- Basit kurulum ve kullanımı,
- Parçaları otoklavlanabilir olması,
- Steril irrigasyon sisteminin olması,
- İşlem sırasında güvenilir performansının olması,
- Ayak kontrol sisteminin olması piezoelektrik cerrahinin diğer avantajları arasında

yer alır. [97]

2.2.5. Piezoelektrik cerrahi dezavantajları

Piezoelektrik cerrahinin oral ve maksilofasiyal cerrahideki birçok avantajına rağmen bazı dezavantajları da vardır.

Piezoelektrik kemik cerrahisinin en büyük dezavantajı zaman faktörüdür [2]. Kesme işlemleri geleneksel döner aletlere kıyasla önemli ölçüde daha uzundur. Kemik yapısına ve kalınlığına bağlı olarak osteotomi işlemi 3-5 kata kadar uzayabilmektedir [97, 98]. Bu nedenle, piezoelektrik kemik cerrahisi sert kompakt kemikte ve uzun süreli osteotomilerde önerilmemektedir [99]. Aynı zamanda cihazın ve uçların pahalı olması da diğer bir dezavantajdır [7, 54, 100]. Araştırmacılar piezoelektrik uçların beşinci kullanımdan sonra yenilenmesini önermektedir ve kemik ne kadar sert ve kalın ise uçların kırılma ihtimalinin de o kadar fazla olduğu rapor edilmektedir [62, 98]. Yeni kullananların tekniğe alışması ve tecrübe kazanması için zaman gerekir [97].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmaya, Gazi Üniversitesi Rektörlüğü Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurul Başkanlığı'nın 22.11.2018 tarih ve 66332047-604.01.02 sayılı izni alınarak başlanmıştır. Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne doktora tez projesi olarak sunulmuş ve onay alınmıştır (03/2019-05). Çalışmanın deneysel kısmı Gazi Üniversitesi Laboratuvar Hayvanları Yetiştirme ve Deneysel Araştırmalar Merkezi'nin araştırma laboratuvarında yapılmıştır. Histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik incelemeler ise Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Oral Patoloji Ana Bilim Dalı'nda yapılmıştır. Çalışmanın istatistiksel değerlendirmesi Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Fakültesi İstatistik Bölümü'nde yapılmıştır.

3.1. Deneysel Çalışma Grupları

Çalışmada, 3-4 aylık, ortalama 2,5 kg ağırlığında, 12 adet, yetişkin, Yeni Zelanda tipi beyaz erkek tavşan kullanılmıştır. Bütün deney hayvanları, Gazi Üniversitesi Yaşam Bilimleri Uygulama ve Araştırma Merkezi'nden temin edilmiştir. Çalışma boyunca tavşanların bakımları ve cerrahi uygulamalar Gazi Üniversitesi Laboratuvar Hayvanları Yetiştirme ve Araştırma Merkezi'nde yapılmıştır.

Tavşanlar, enfeksiyondan korunmaları, uygun sağlık şartlarının sağlanması, çalışma ortamına uyum sağlamaları ve sağlık durumlarının değerlendirilmeleri için Gazi Üniversitesi Laboratuvar Hayvanları Yetiştirme ve Araştırma Merkezi'nde cerrahi öncesi on gün süreyle herhangi bir uygulama yapılmadan bekletilmişlerdir.

Tavşanların fizyolojik ihtiyaçları veteriner hekimlerin kontrolünde karşılanmıştır. Çevresel faktörler (ışık, havalandırma, ortam sessizliği) tavşanlarda strese neden olmayacak şekilde ayarlanmıştır. Deney hayvanları her kafese 2 adet konarak yerleştirilmiş, tavşanlara yeterli hareket alanı sağlanmıştır. Tavşanlar aynı oda içerisinde barındırılmışlardır. Çalışma süresince tavşanlara çeşme suyu ve kuru pelet yem verilmiştir. Tavşanlara herhangi bir antibiyotik ya da ağrı kesici ilaç verilmemiştir.

Çalışmadaki bütün deney hayvanlarına aynı koşullar altında aynı cerrahi işlem uygulanmıştır. Her tavşanın kalvaryasına 8 mm genişliğinde üçer tane kemik defekti açılmıştır. Cerrahi işlemlerin tümü aynı hekim tarafından gerçekleştirilmiştir.

12 adet tavşanla bir grupta 6 tavşan olacak şekilde 2 çalışma grubu hazırlanmıştır.

1. Grup: Bu grupta bulunan 6 tavşan operasyon sonrası 7. günde sakrifiye edilmiştir.

2. Grup: Bu grupta bulunan 6 tavşan operasyon sonrası 21. günde sakrifiye edilmiştir.

3.2. Kullanılan Cihazlar

3.2.1. Eski Nesil Piezocerrahi Aleti (EMS Piezon Master Surgery, İsviçre)

EMS marka piezocerrahi aleti uzun yıllardır bölümümüz kliniği ve ameliyathanesinde güvenle kullanılmaktadır. Geleneksel döner aletlere kıyasla kemik cerrahisinde daha hassas ve güvenli osteotomi ve ostektomi yapılmasını sağlamaktadır.

Çalışmamızda tüm hayvan kalvaryalarının sağ ön tarafındaki kemik defekti bu alet ile açılmıştır (Resim 3.1. , 3.2.).



Resim 3.1. Eski nesil piezocerrahi aleti



Resim 3.2. Eski nesil piezocerrahi aletin ucu

3.2.2. Yeni nesil piezocerrahi aleti (Acteon Piezotome Cube, Fransa)

Acteon marka piezocerrahi cihazı cerrahi uygulamayı yapma süresiyle sınırlı olmak kaydıyla kiralanmıştır. Cihaz, Newtron® teknolojisine sahip olmasından dolayı, ne kadar büyük bir kuvvet uygulanırsa uygulansın gerekli güç seviyesini garanti eden otomatik ve sürekli frekans ayarlamasına sahiptir. Bundan dolayı uygulayıcı daha konforlu osteotomi ve ostektomiler yapabilmektedir. Bu avantajın da kemik dokusunun iyileşmesi üzerinde olumlu etkilerinin bulunduğu söylenmektedir.

Çalışmamızda tüm hayvan kalvaryalarının sol ön tarafındaki kemik defekti bu alet ile açılmıştır. (Resim 3.3. , 3.4.)



Resim 3.3. Yeni nesil piezocerrahi aleti

Resim 3.4. Yeni nesil piezocerrahi aletinin ucu

3.2.3. Konvansiyonel döner alet (MİS W&H Fizyodispanser, Avusturya)

Osteotomi ve ostektomi yapılan her cerrahi branşta konvansiyonel döner aletler kullanımlarının kolay ve diğer cihazlara göre daha uygun fiyatlı olmalarından dolayı uzun süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak kemik doku iyileşmesi üzerine daha iyi etkili olan başka cihazların geliştirilmesinden dolayı yerine alternatifler düşünülmektedir.

Çalışmamızda tüm hayvan kalvaryalarının arka orta tarafındaki kemik defekti bu alet ile 40.000/dk devir hızla açılmıştır (Resim 3.5. , 3.6.).



Resim 3.5. Konvansiyonel döner alet Resim 3.6. Konvansiyonel döner aletin ucu

3.3. Cerrahi Protokol

Çalışmaya alınan 12 adet tavşana 25-35 mg/kg Ketamin HCl (Alfamine %10, Alfasan) ve 5 mg/kg Ksilazin HCL (Basilazin %2, Bavet) intramüsküler olarak verilerek genel anestezi sağlanmıştır (Resim 3.7.).



Resim 3.7. Çalışmada kullanılan ksilazin ve ketamin

Uygulanan tüm cerrahi işlemler steril cerrahi koşullar altında gerçekleştirilmiştir. Her hayvanın kafatası tıraş edilerek ilgili bölge povidon iyot ile silinmiştir. Olası kontaminasyonu engellemek açısından cerrahi disipline uygun şekilde sadece operasyon sahası açıkta kalacak şekilde delikli kompreslerle izole edilmiştir (Resim 3.8.).



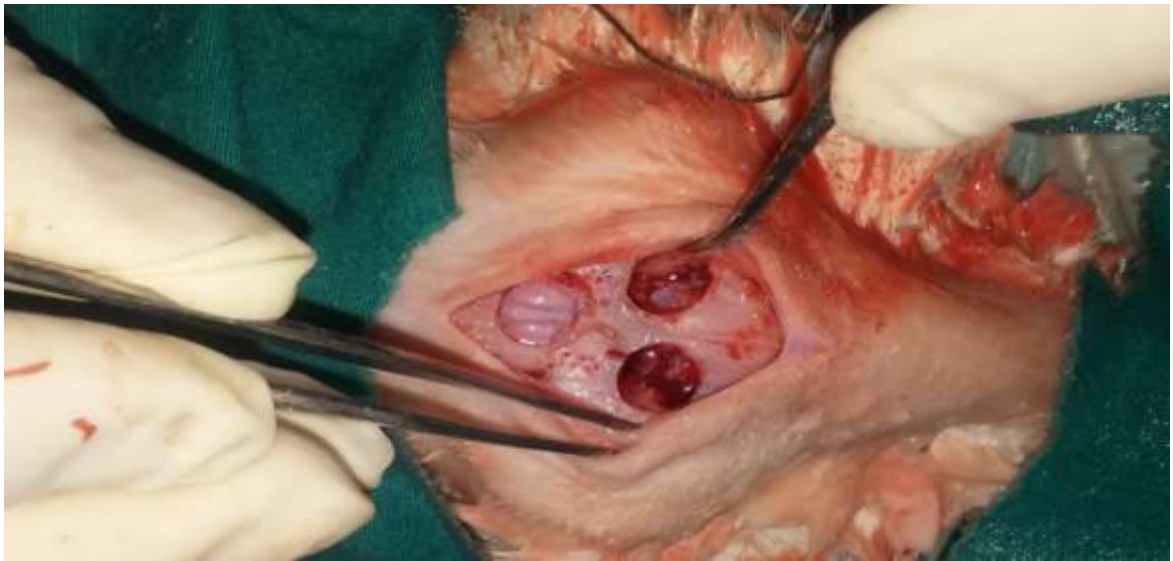
Resim 3.8. Cerrahi alanın steril hazırlığı

Solunum, kas hareketleri ve ağrılı uyaran cevabına bakılarak yeterli sürenin geçmesini takiben cilt insizyonu, kalvaryaya orta hattı boyunca yaklaşık 2.5 cm uzunluğunda hazırlanmıştır. Periosta ulaşıldığında kemik teması alınarak insizyona devam edilmiş ve parietal kemiklere ulaşılmıştır (Resim 3.9.).



Resim 3.9. Cilt insizyonu

Cilt ekartasyonunu takiben her hayvanın sağ parietal kemiğinde eski nesil piezocerrahi aleti (EMS Piezon Master Surgery, İsviçre), sol parietal kemiğinde yeni nesil piezocerrahi aleti (Acteon Piezotome Cube, Fransa), bu iki defektin arkasında orta hatta ise konvansiyonel döner alet ile 8er mmlik kemik defektleri serum fizyolojik irrigasyonu altında açılmıştır (Resim 3.10. , 3.11).

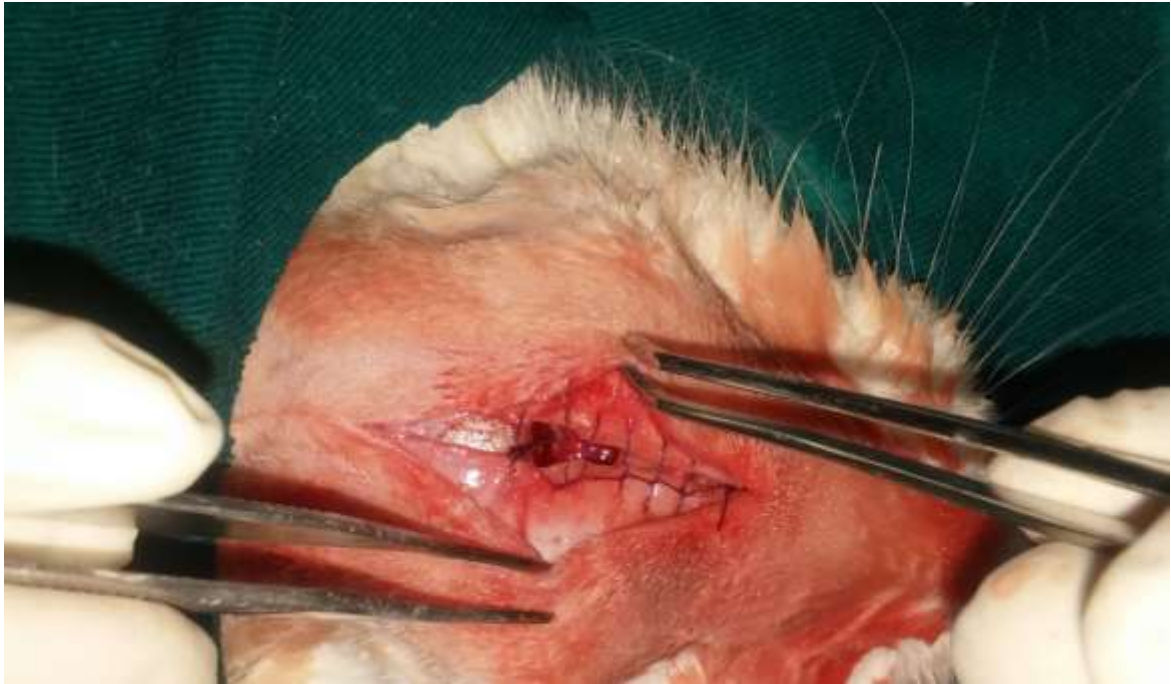


Resim 3.10. Açılan defektlerin görünümü



Resim 3.11. Açılan defektin çapı

Defektlerin tamamlanmasının ardından ilgili bölge serum fizyolojik ile yıkanıp temizlenmiştir. Kanama kontrolü sağlandıktan sonra periost ve cilt rezorbe olabilen 4/0 katgüt suture ile ayrı ayrı primer olarak kapatılmış ve yara bölgesi povidon iyot ile silinmiştir (Resim 3.12. , 3.13.).



Resim 3.12. Periostun dikilmesi



Resim 3.13. Cildin dikilmesi

Deney hayvanları solunum ve kas hareketlerini takiben kafeslerine alınıp takiplerine başlanmıştır.

1. gruptaki tavşanlar postoperatif 7. günde, 2. gruptaki tavşanlar postoperatif 21. günde kas içi yüksek doz ketamin enjeksiyonuyla kurban edilmiştir. Kurban edilen hayvanların kafaları alınmış ve % 10'luk formalin solüsyonu içerisinde fiks edilmiştir (Resim 3.14.).



Resim 3.14. Kurban edilen hayvandan alınan kafa

3.4. Histopatolojik Değerlendirme

Defekti içeren kalvaryaya bölgeleri mini testere ile eksize edilerek elde edilen örnekler, %10'luk tamponlanmış formalin solüsyonunda 24-72 saat fikse edildikten sonra %10'luk formik asit içinde dekalsifikasyonları sağlanmıştır (Resim 3.15.).



Resim 3.15. Formik asit içinde dekalsifikasyonu sağlanan kemik dokusu

Dekalsifikasyonları tamamlanan örnekler rutin doku takip prosedürünü takiben parafin bloklara gömülmüştür.

Dokulardan, 2 adet lama (Surgipath, X-tra Adhesive Microslides, Illinois, USA) 4 µm kalınlığında kesitler alınmıştır.

Kalvaryaya dokusuna ait örneklerin kesitleri, histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak değerlendirilmiştir. Histomorfometrik ve histolojik inceleme için, kesitler rutin hematoxilen eozin ile boyanmıştır. Yara yerindeki ekstrasellüler matriks ve kollajen varlığı açısından değerlendirme için trikrom histokimyasal boyası ile yapılmıştır.

Histomorfometrik olarak defekt alanının bağ doku/kemik doku dolum oranı % (yüzde) olarak verilmiş, histolojik olarak genel deskripsiyon ve inflamasyon skorlaması yapılmıştır.

Hayvanlara ait tüm tüm histopatolojik değerlendirmeler Leica DM 4000 B (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany) ışık mikroskopunda yapılmıştır.

Tüm örneklerde kemik dolumu histomorfometrik olarak Leica QWin Plus v3.3.1 görüntü analizi programı (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Germany) kullanılarak ölçülmüştür.

İnflamasyon yoğunluğunun değerlendirilmesi, x400 büyütmede bağ dokusunda yer alan inflamatuvar hücrelerin Leica QWin Plus v3.3.1 görüntü analizi programı yardımıyla sayılması ile gerçekleştirilmiştir. Hirshberg ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kullandıkları skorlamaya benzer olarak, HE kesitlerde rastgele seçilen beş büyük büyütme alanındaki inflamatuvar hücreler sayılmış ve inflamasyon yoğunluğu dört dereceli bir sistem ile skorlanmıştır:

0: İnflamasyon yok

1: Alan başına 15 inflamatuvar hücreden az (Hafif)

2: Alan başına 15–50 inflamatuvar hücre (Orta)

3: Alan başına 50 veya daha fazla inflamatuvar hücre (şiddetli).

3.5. İstatistiksel Yöntem

Araştırmada elde edilen veriler SPSS 25.0 (Statistical Package for Social Sciences) programı kullanılarak analiz edilmiştir. Verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotları (sayı, yüzde, ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum) kullanılmıştır. Ayrıca, kullanılan verilerin normal dağılımı Shapiro Wilk ve Kolmogorov Smirnov testi ile test edilmiştir. Varyans homojenliliği ise Levene Testi ile test edilerek yöntemlere karar verilmiştir. Normal dağılıma sahip ölçümler için parametrik testler, normal dağılıma sahip olmayan ölçümler için parametrik olmayan testler kullanılmıştır. Niceliksel verilerin karşılaştırılmasında iki grup arasındaki fark normal dağılıma sahip ölçümlerde bağımsız örneklem t (Independent t test), normal dağılıma sahip olmayan ölçümlerde Mann Whitney U testi, ikiden fazla grup ortalamalarının karşılaştırmalarında normal dağılıma sahip ölçümler için F testi (ANOVA), normal dağılıma sahip olmayan ölçümler için Kruskal Wallis H testi uygulanmıştır. Gruplar arasındaki farkın hangi gruptan kaynaklandığının

tespiti için ise Bonferroni analizi ile yapılmıştır. Kategorik değişkenler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin olup olmadığını tespit edebilmek için Ki-kare analizi yapılmıştır.





4. BULGULAR

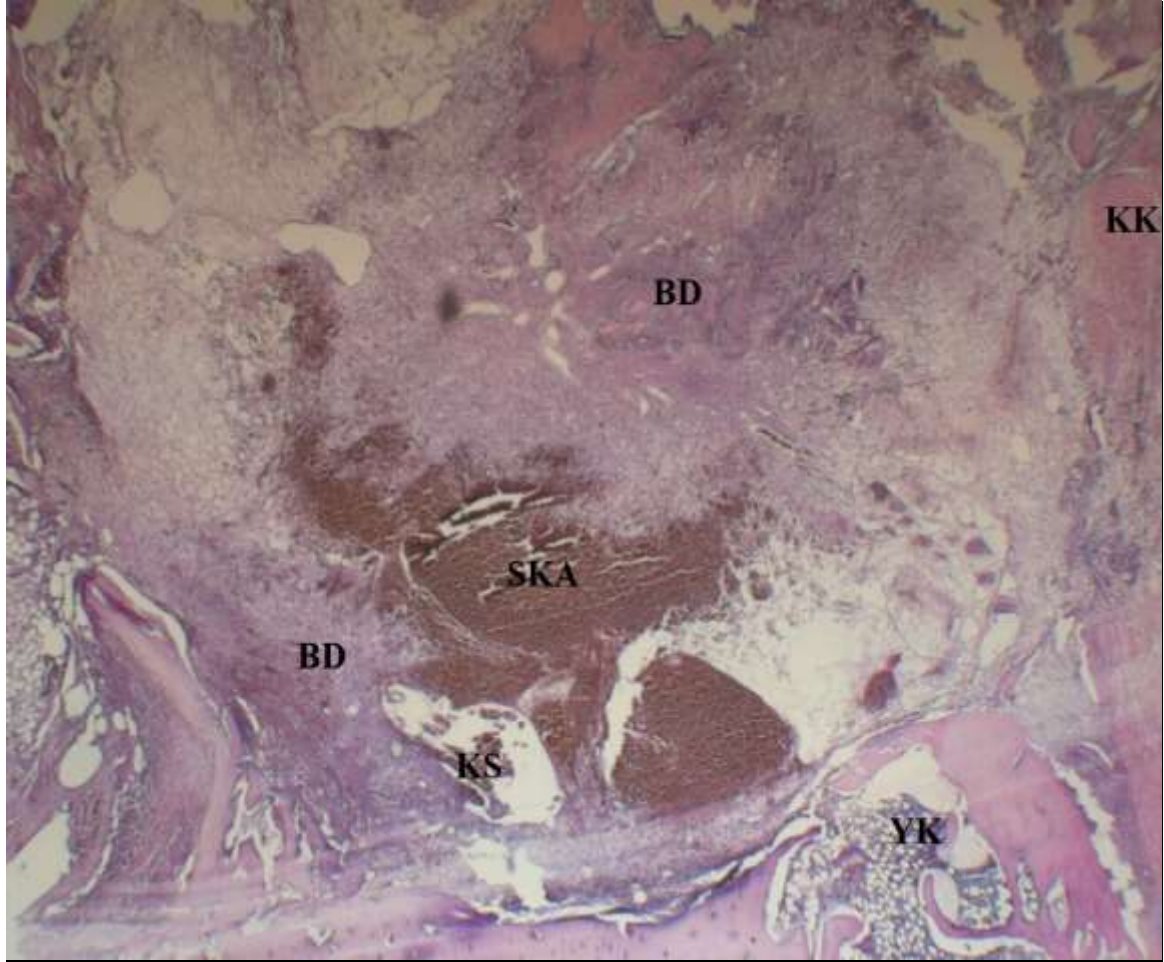
4.1. Histopatolojik bulgular

Elde edilen örneklerden alınan kesitler, gruplara göre sınıflandırılarak histopatolojik olarak değerlendirilmiştir.

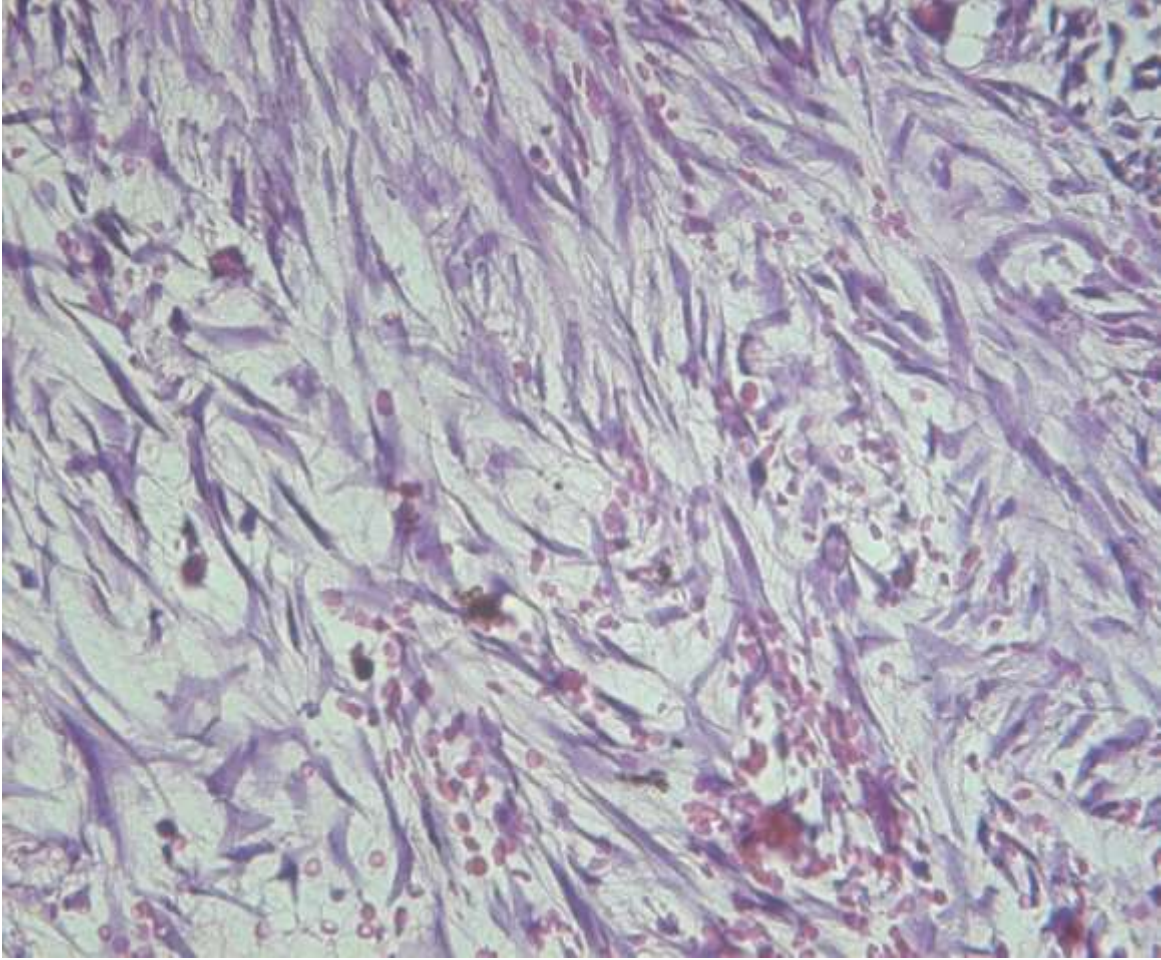
4.1.1. 7.Gün değerlendirmeleri

Yeni nesil piezocerrahi aleti grubu

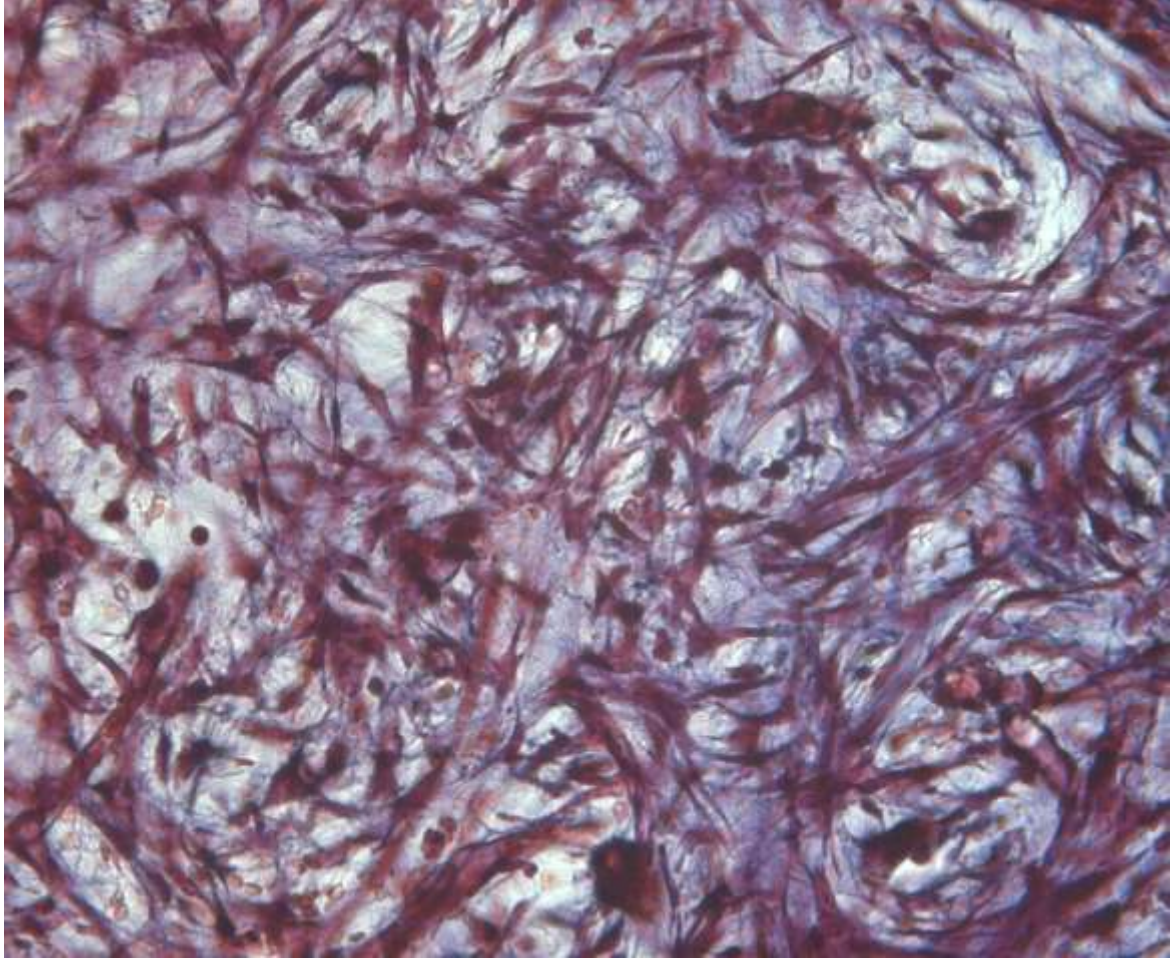
Tüm örneklerde defekt alanını çevreleyen konak kemiğin vital olduğu ve iyileşmenin bu alanlardan başlayarak defekt merkezine doğru geliştiği izlenmiştir. Defekt alanlarının konak kemik komşuluğunda vaskülarize, sellüler bağ dokusu ile merkeze doğru ise çoğunlukla fibrin eksuda ve serbest kanama alanları içeren yapı ile dolmuştur (Resim 4.1.). Bağ doku, gevşek ve ödemli ekstraselüler matriks ve çok ince kollajen fibriller zemin üzerinde yer alan genç aktif fibroblastlar ve myofibroblastlardan oluşmuştur (Resim 4.2. , 4.3.). Bağ doku zemininde ayrıca serbest kanama alanları, konjese vasküler yapılar, çeşitli derecelerde mikst tipte inflamatuvar hücre infiltrasyonu ve az sayıda küçük kemik sekestraları bulunmaktadır. Minimal düzeyde osteoid formasyonu konak kemiğin devamlılığında yer almıştır (Resim 4.4.). Örneklerin ikisinde konak kemikte minimal rezorbsiyon, çok çekirdekli dev hücreler bulunmaktadır. Hiçbir örnekte apse formasyonu, nekroz ve yabancı cisim reaksiyonu izlenmemiştir.



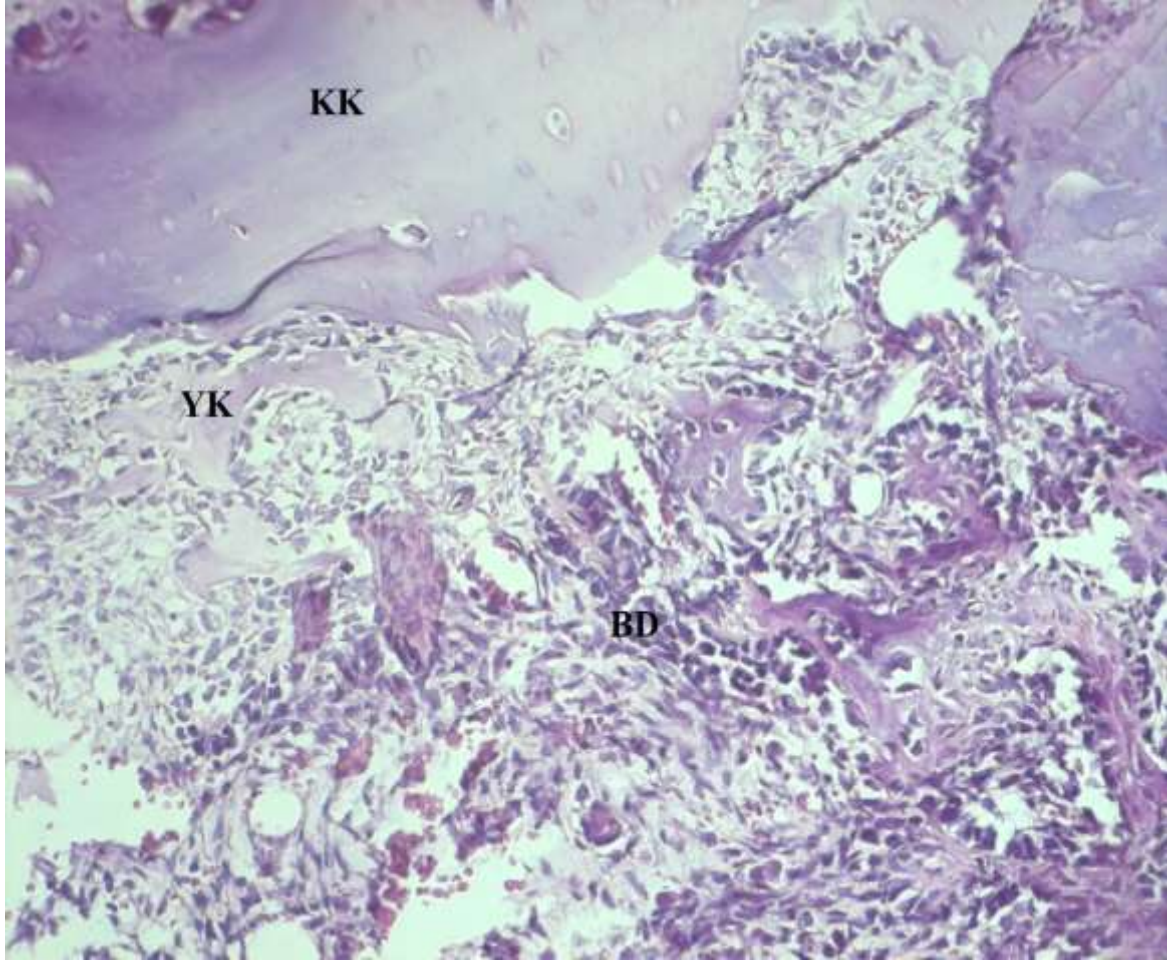
Resim 4.1. Yeni piezocerrahi aleti grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (Hematoksilen-eozin [H.E.] x 20)



Resim 4.2. Büyük büyütmede ince fibriller kollajen zemin (mavi renkli) üzerinde myofibroblastlar varlığı (Trikrom histokimya x 400)



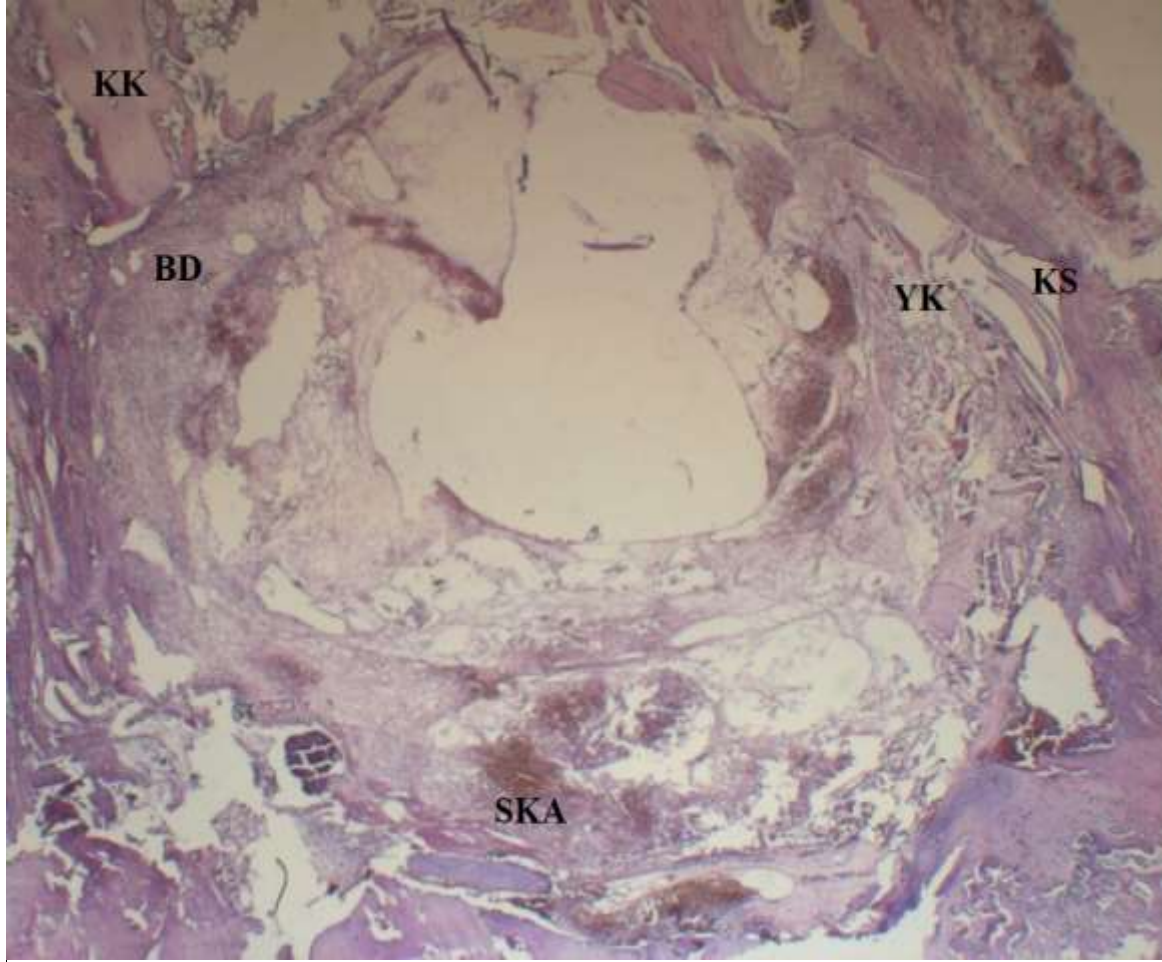
Resim 4.3. Defekt bölgesinde yeni oluşan bağ doku zemininde genç fibroblastlar ve myofibroblastlar (Trikrom histokimya x 400)



Resim 4.4. Konak kemik devamlılığında yeni kemik ve bağ doku (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku) (H.E. x 200)

Eski nesil piezocerrahi aleti grubu

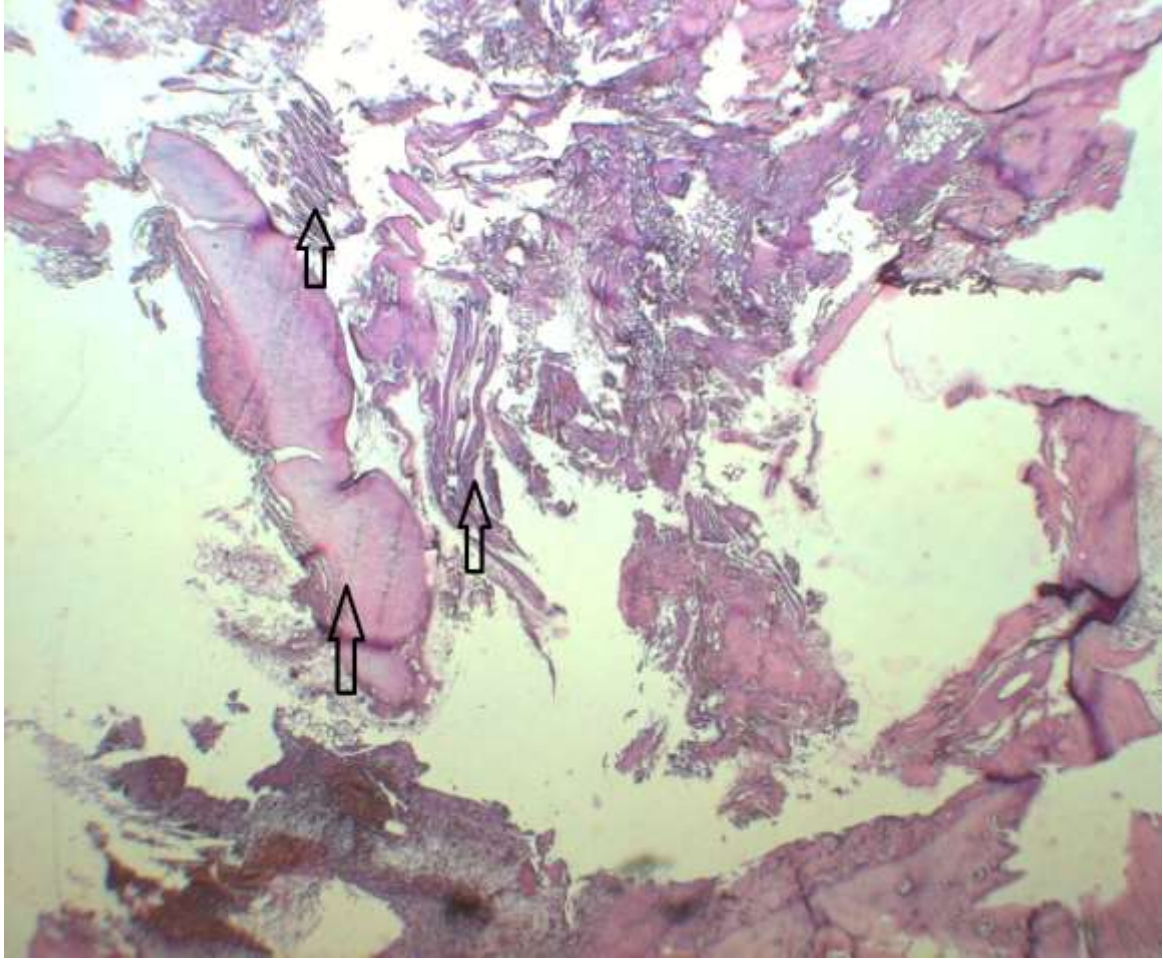
Tüm örneklerde defekt alanının çevreleyen konak kemiğin vital olduğu ve iyileşmenin bu alanlardan başlayarak defekt merkezine doğru geliştiği izlenmiştir. Örneklerin yarısında defekt alanının hemen hemen tamamen fibrin eksuda ve kan ile dolduğu izlenmiştir (Resim 4.5.). Geri kalan örneklerde ise yeni nesil piezo grubuna göre daha az oranda vaskülerize bağ doku ile dolduğu izlenmiştir. Bağ doku özellikleri yeni nesil piezo grubuna benzer özellikte izlenmiştir. Tüm örneklerde farklı derecede mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu izlenmiştir (Resim 4.6.). Kemik sekestrları tüm örneklerde farklı miktarda defekt alanında bulunmaktadır. Minimal düzeyde osteoid formasyonu konak kemiğin devamlılığında yer almıştır (Resim 4.7.). Örneklerin birinde konak kemikte rezorbsiyon ve osteoklast bulunmaktadır (Resim 4.8.). Bir örnekte apse formasyonu izlenmiştir. Hiçbir örnekte nekroz ve yabancı cisim reaksiyonu görülmemiştir.



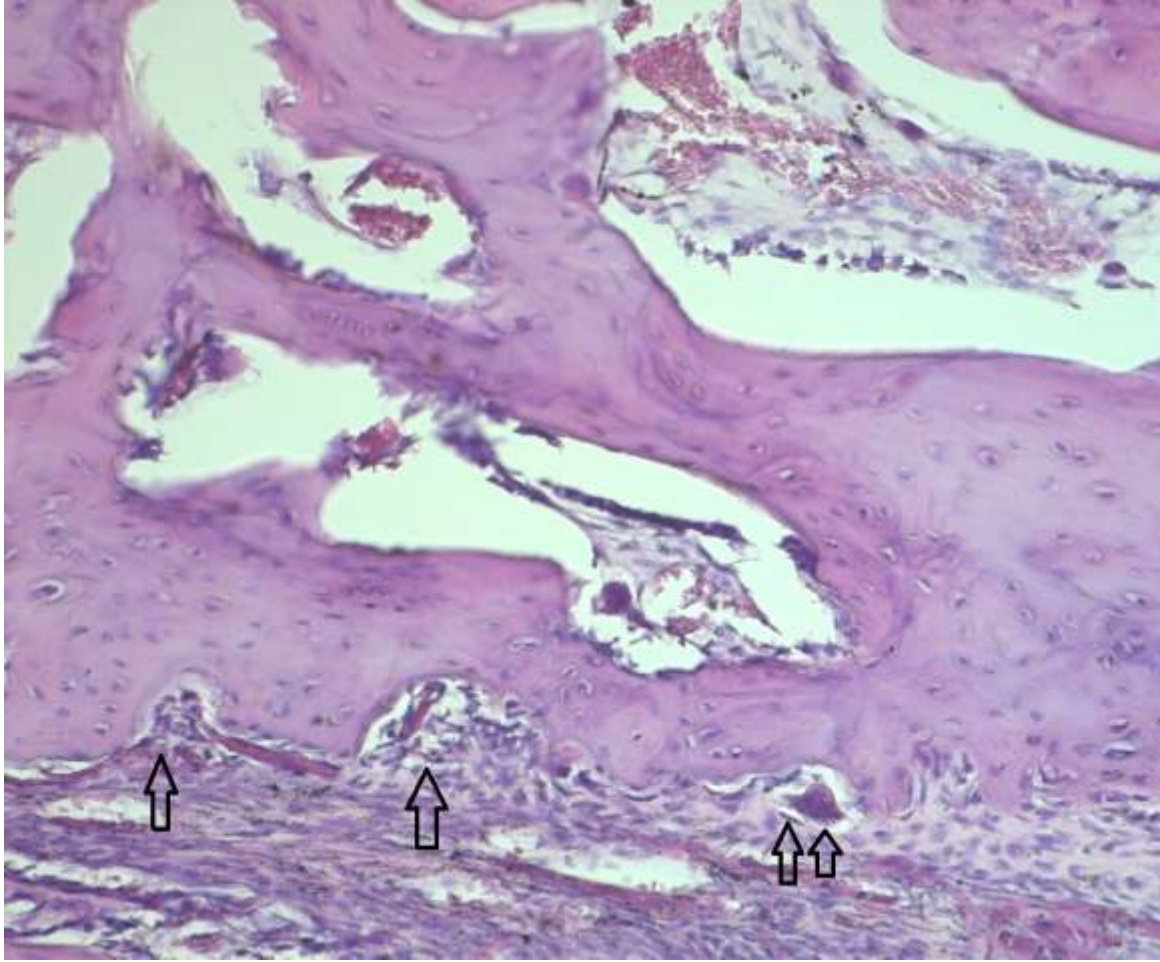
Resim 4.5. Eski nesil piezocerrahi aleti grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)



Resim 4.6. 7. günde defekt alanında izlenen bağ doku ve orta düzeyde mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu. (BD1: ödemli bağ doku, BD2: Sellüler bağ doku) (H.E. x 200)



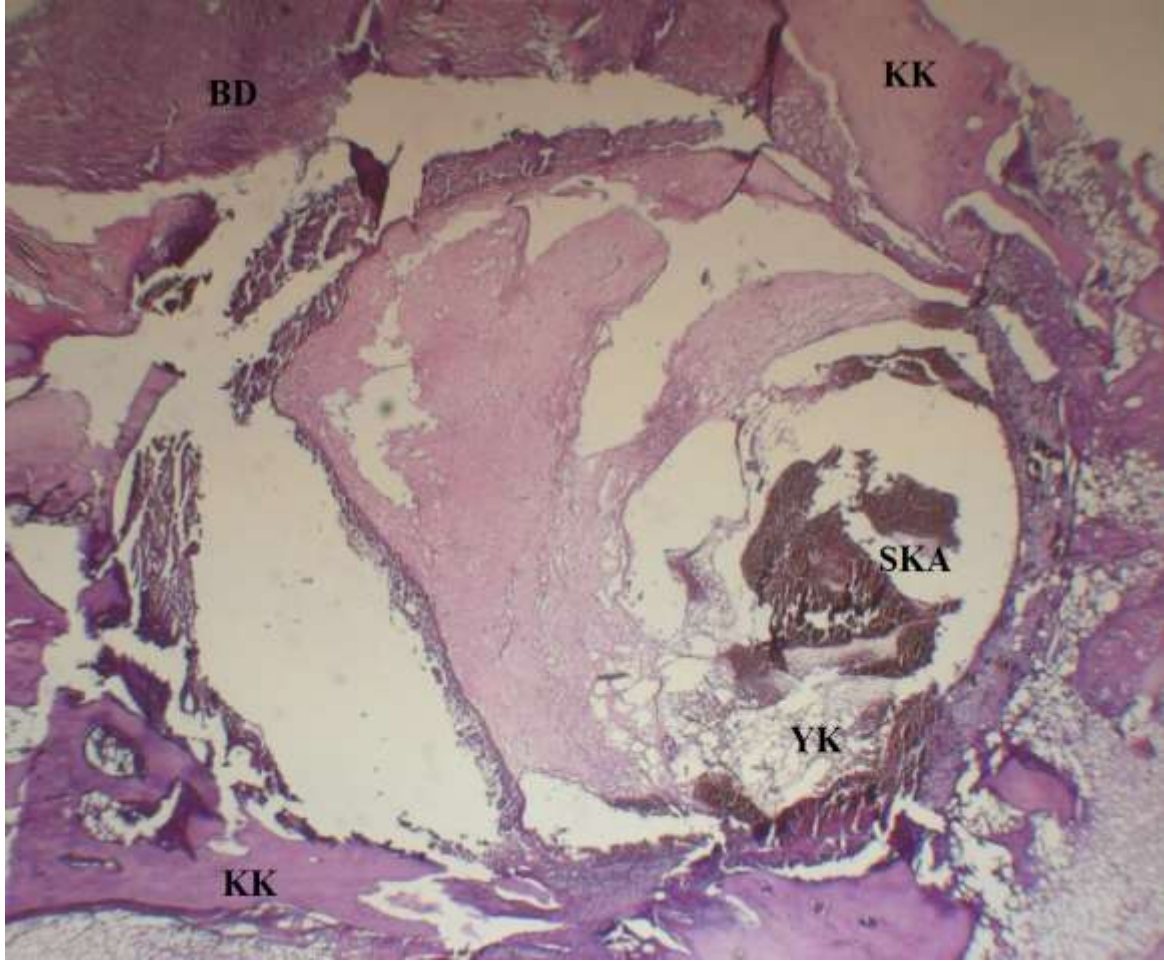
Resim 4.7. Defekt alanında kemik sekestrları (Ok) (H.E. x 20)



Resim 4.8. Konak kemikte rezorbsiyon alanları ve osteoklast varlığı (Tek ok rezorpsiyon, çift ok osteoklast) (H.E. x 200)

Kontrol grubu

Konak kemik tüm örneklerde vitaldir. Defekt alanlarının farklı oranlarda fibrin eksuda, kan ve vaskülerize bağ doku ile dolduğu, yer yer ise geniş boşlukların bulunduğu izlenmiştir (Resim 4.9.). Örneklerin büyük bir çoğunluğunda genelde defektin orta bölgesinde yaygın, serbest kanama alanları ve fibrin göllenmeleri bulunmaktadır (Resim 4.10). Bağ dokunun bulunduğu alanlarda kemik sekestrları izlenmektedir. Yeni kemik (osteoid) oluşumu konak kemiğin devamında yer almaktadır. Örneklerin hepsinde bağ dokuda hafif düzeyde mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu bulunmaktadır. Hiçbir örnekte apse formasyonu, nekroz ve yabancı cisim reaksiyonu görülmemektedir. İki örnekte, defekt duvarındaki konak kemikte rezorbsiyon alanları ve bu alanda osteoklast varlığı görülmektedir.



Resim 4.9. Kontrol grubunda 7. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK:Yeni Kemik, SKA: Serbest Kanama Alanı, BD: Bağ Doku) (H.E. x 20)



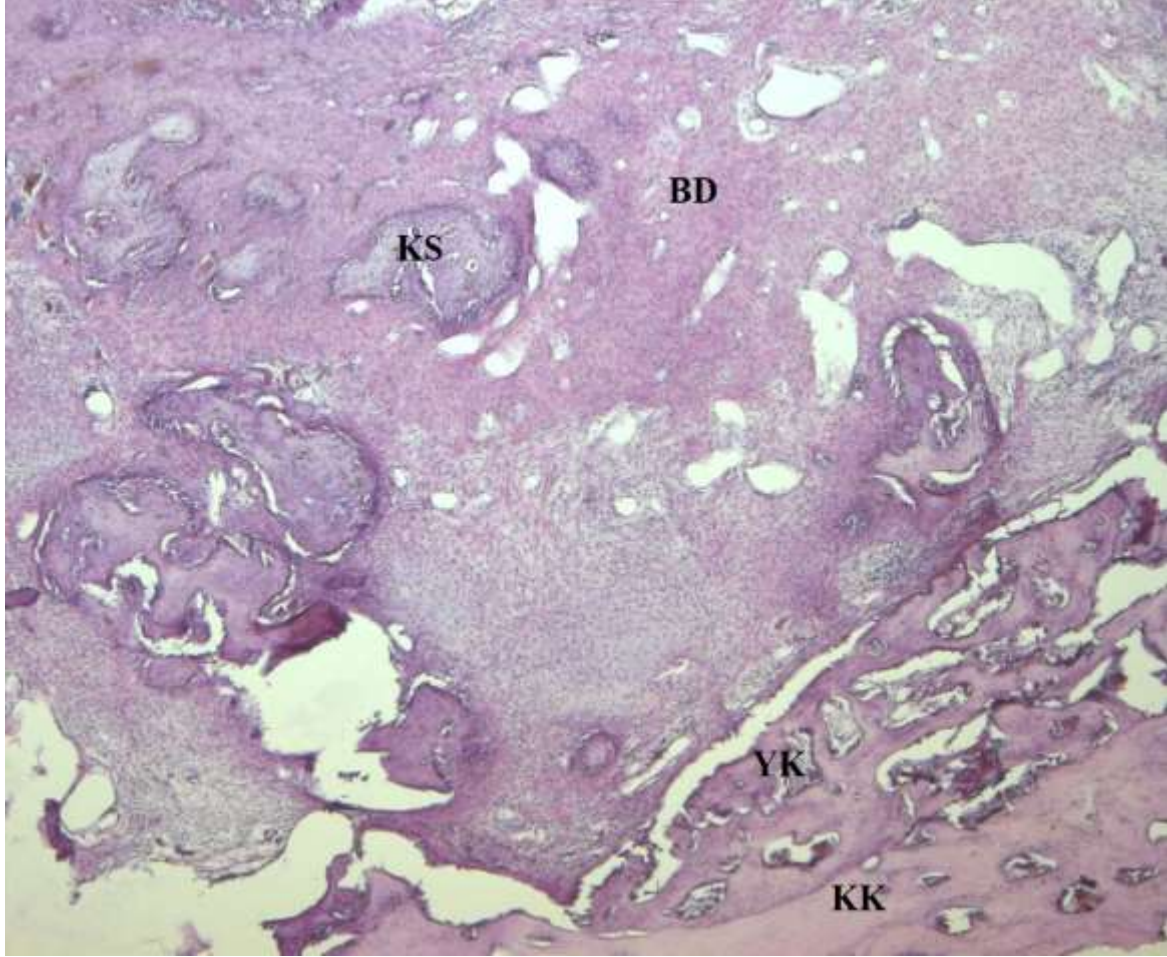
Resim 4.10. Kontrol grubunda 7. günde defekt alanında sınırlı bağ doku ve yeni kemik oluşumu (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik (ok), BD: Bağ Doku) (Trikrom histokimya x 20)

4.1.2. 21. Gün değerlendirmeleri

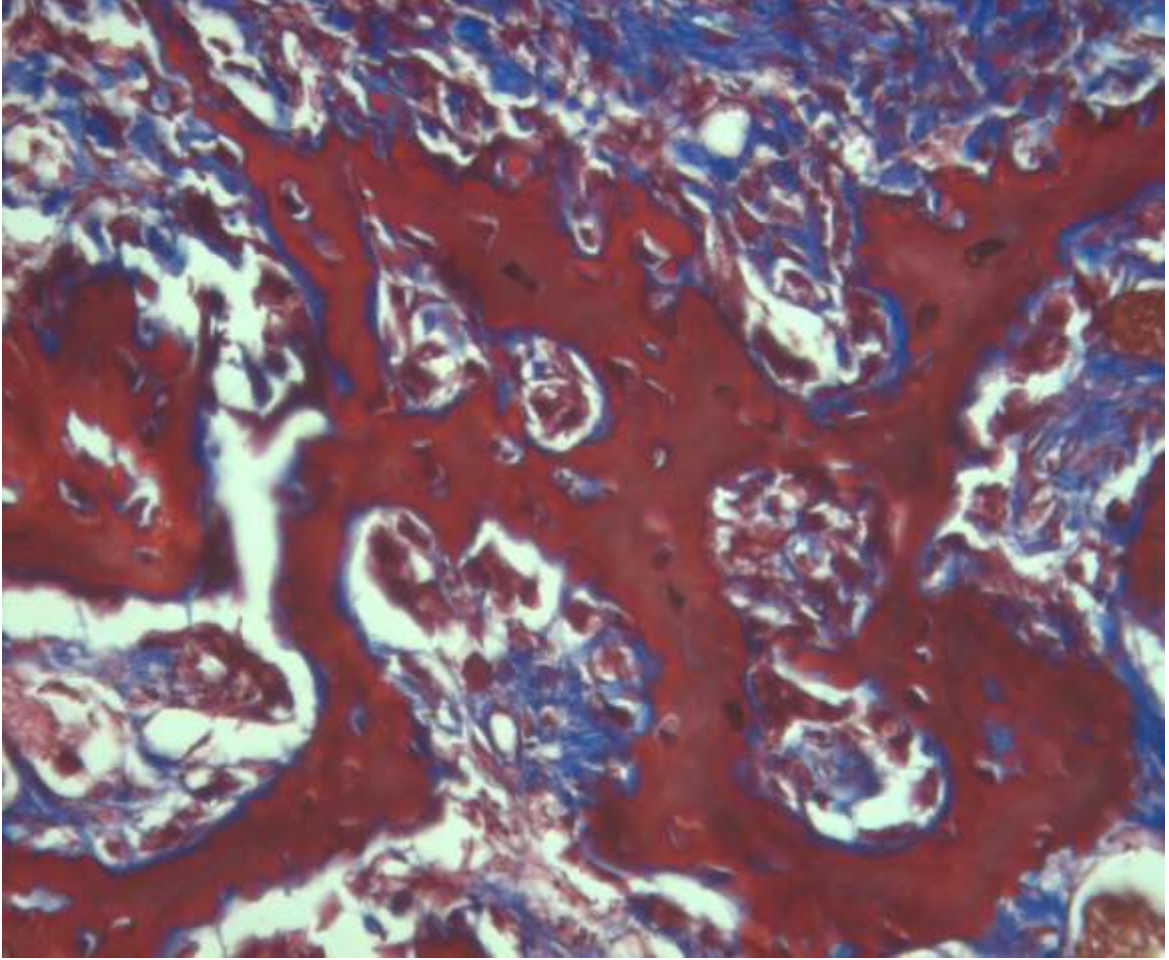
Yeni nesil piezocerrahi aleti grubu

Tüm örneklerde defekt alanının çevreleyen konak kemiğin vital olduğu ve iyileşmenin bu alanlardan başlayarak defekt merkezine doğru geliştiği izlenmiştir (Resim 4.11). Tüm örneklerde defekt alanlarının büyük bir çoğunlukla yeni kemik ve bağ doku (fibroosseöz yapı) ile dolduğu görülmüştür. Bağ doku fibroselüler karakterde olup yer yer konjese vasküler yapılar içermektedir. Tüm örneklerde defekt kenarlarından başlayarak, osteoid formasyonun belirginleştiği görülmüştür (Resim 4.12). İki örnekte, kartilajenöz yapılar da bulunmaktadır (Resim 4.13). İki örnek hariç tüm örneklerde bağ dokuda farklı derecede mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu bulunmaktadır. Hiçbir örnekte konak kemikte

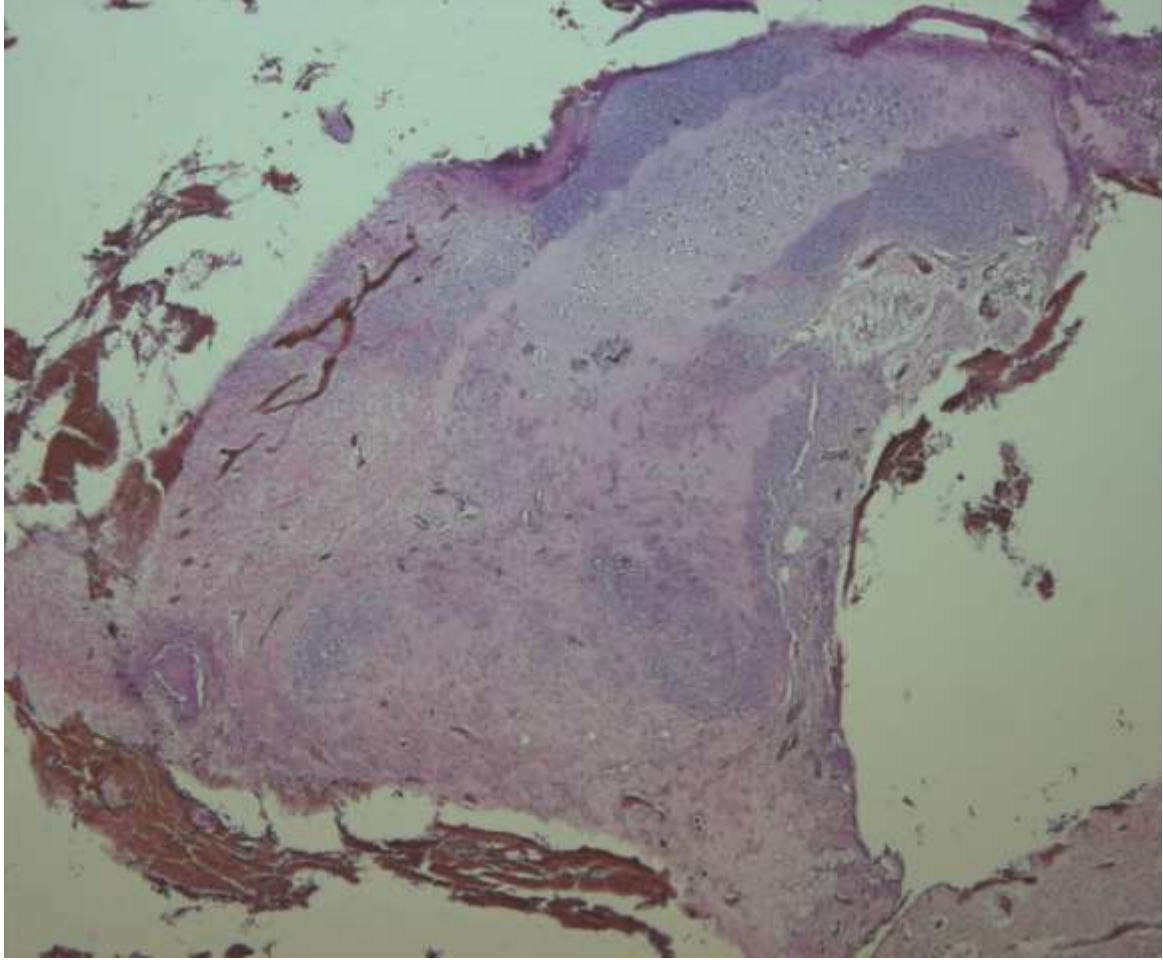
rezorpsiyon izlenmemiştir. Bir örnekte apse formasyonu bulunurken, hiçbir defekt alanında nekroz ve yabancı cisim reaksiyonu izlenmemiştir.



Resim 4.11. Yeni piezocerrahi aleti grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)



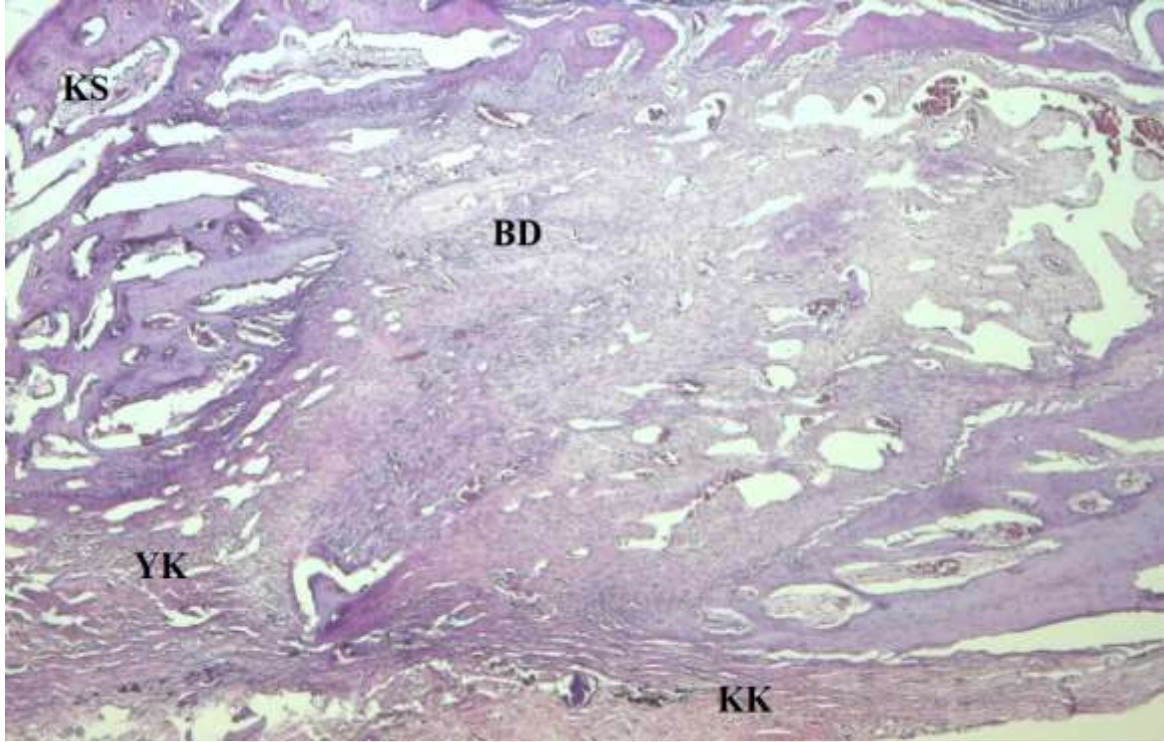
Resim 4.12. Büyük büyütmede bağ dokuda yeni oluşan kemik (osteoid) (Trikrom histokimya x 400)



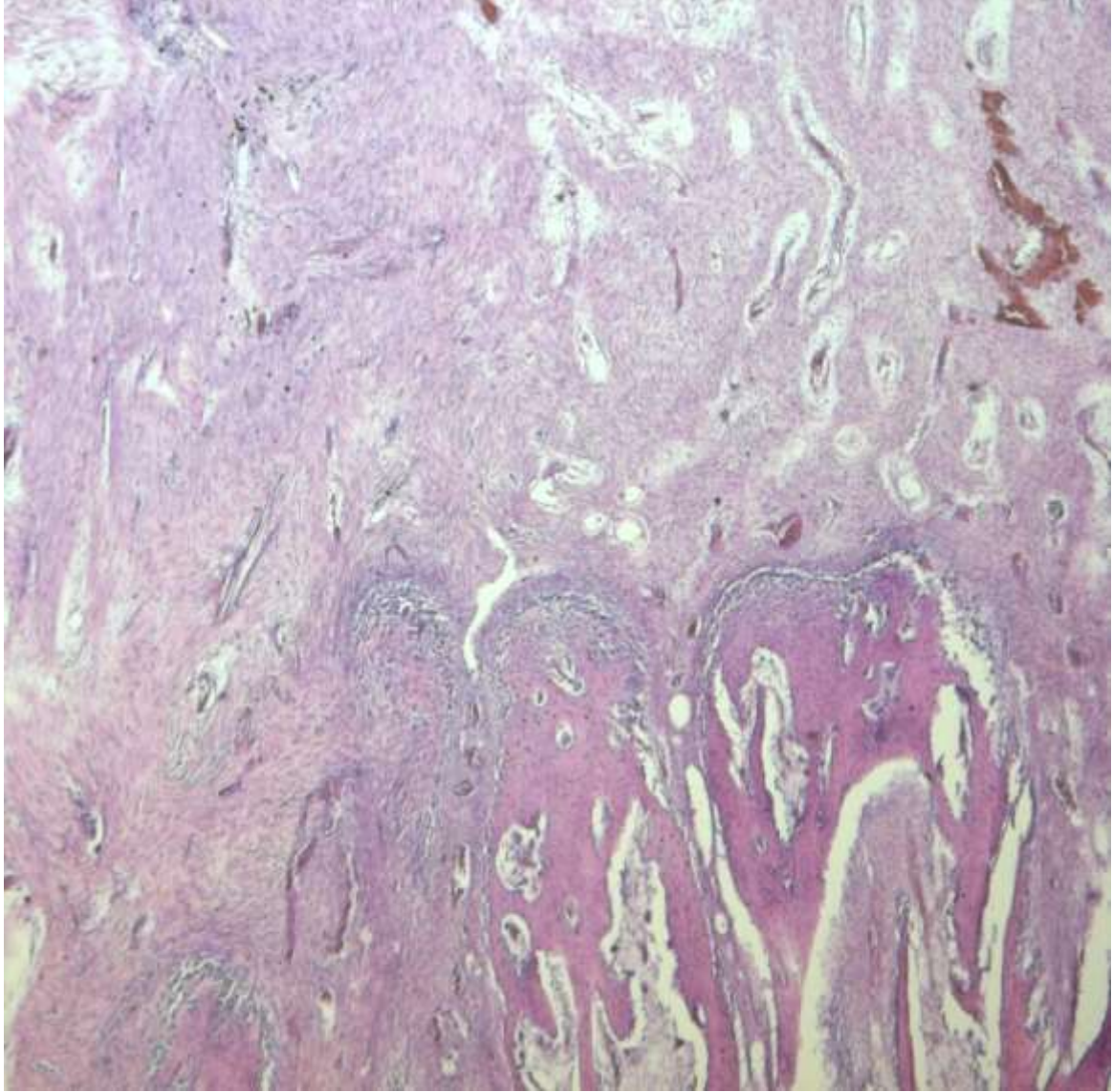
Resim 4.13. Defekt alanında bağ dokuda kondroid diferansiyasyonlar ve osteoid trabekülleri (H.E. x 400)

Eski Nesil Piezocerrahi Aleti Grubu

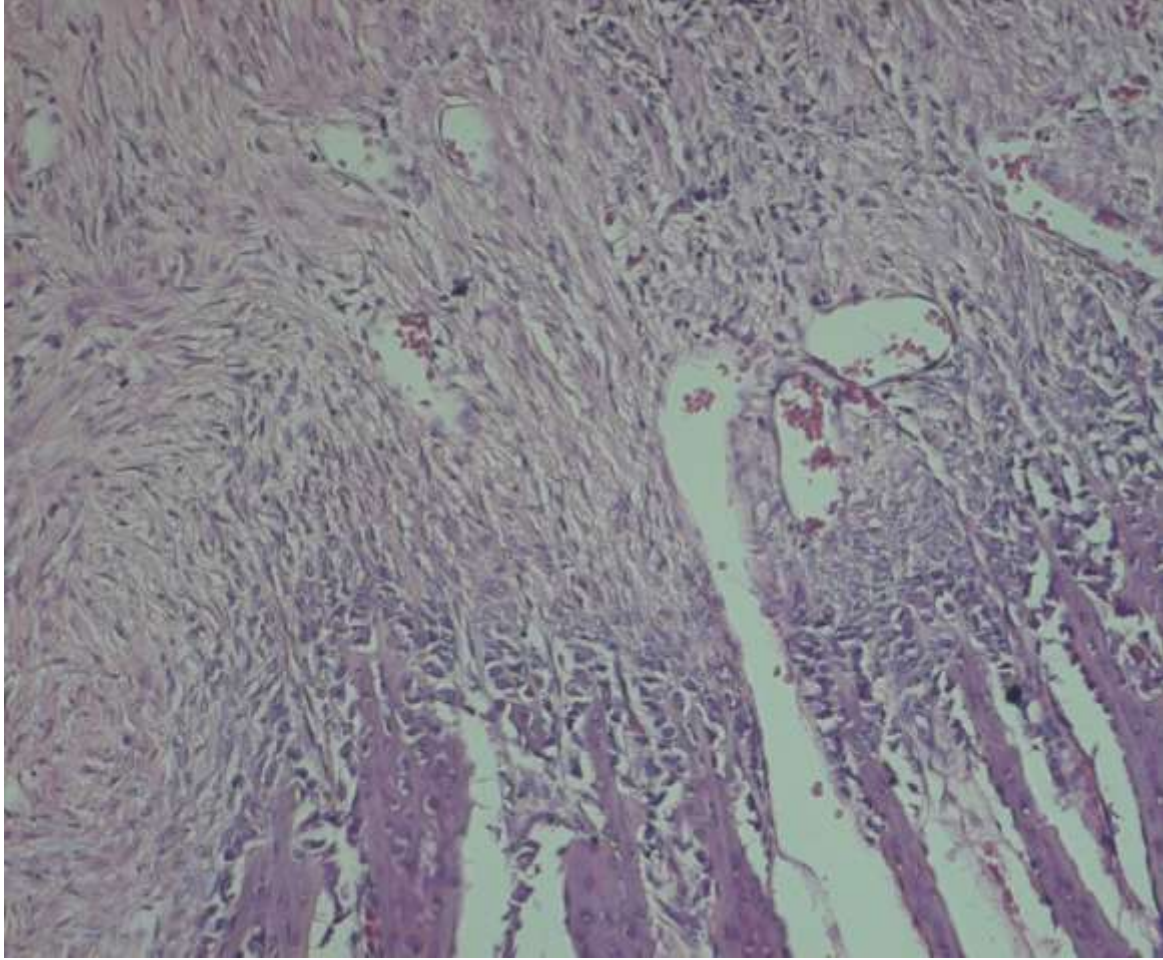
Tüm örneklerde defekt alanının çevreleyen konak kemiğin vital olduğu ve iyileşmenin diğer deney grubuna benzer şekilde olduğu izlenmiştir. Nekroz izlenen bir örnek haricinde, tüm örneklerde defekt alanlarının farklı oranlarda yeni kemik ve bağ doku (fibroosseöz yapı) ile dolduğu görülmüştür (Resim 4.14.). Defekt alanlarını dolduran bağ doku özellikleri diğer deney grubuna benzer şekildedir. Osteoid formasyonu bir örnek haricinde, defekt kenarlarından itibaren geliştiği görülmüştür (Resim 4.15.). Bir örnek hariç tüm örneklerde bağ dokuda farklı derecede mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu bulunmaktadır (Resim 4.16). Örneklerin büyük çoğunluğunda bağ dokuda kemik sekestrları ve etrafında çok çekirdekli dev hücrelerin varlığı izlenmektedir. Bir örnekte konak kemikte rezorpsiyon izlenmiştir. Hiçbir örnekte apse formasyonu izlenmezken, bir örnekte nekroz bulunmaktadır.



Resim 4.14. Eski nesil piezocerrahi aleti grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)



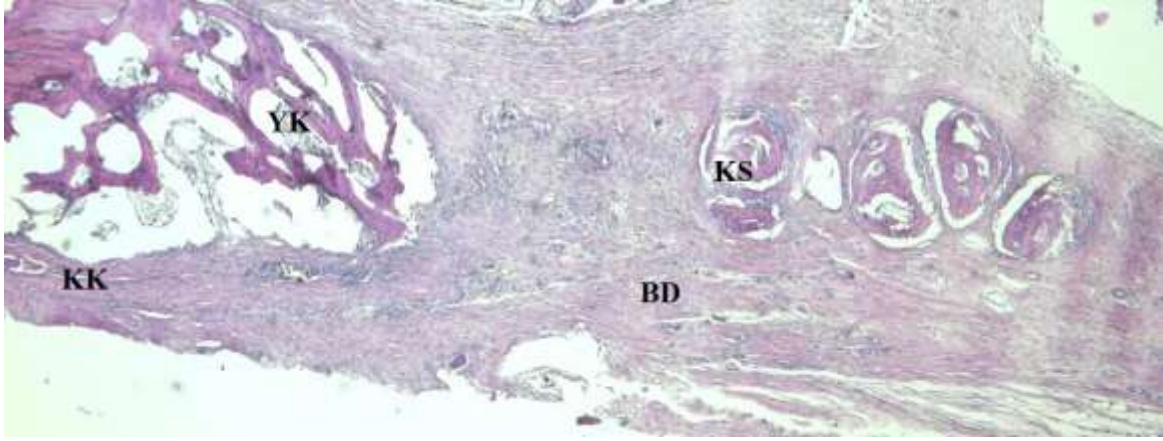
Resim 4.15. Defekt alanında fibrosellüler bağ doku ve yeni oluşan kemik trabekülleri (H.E. x 40)



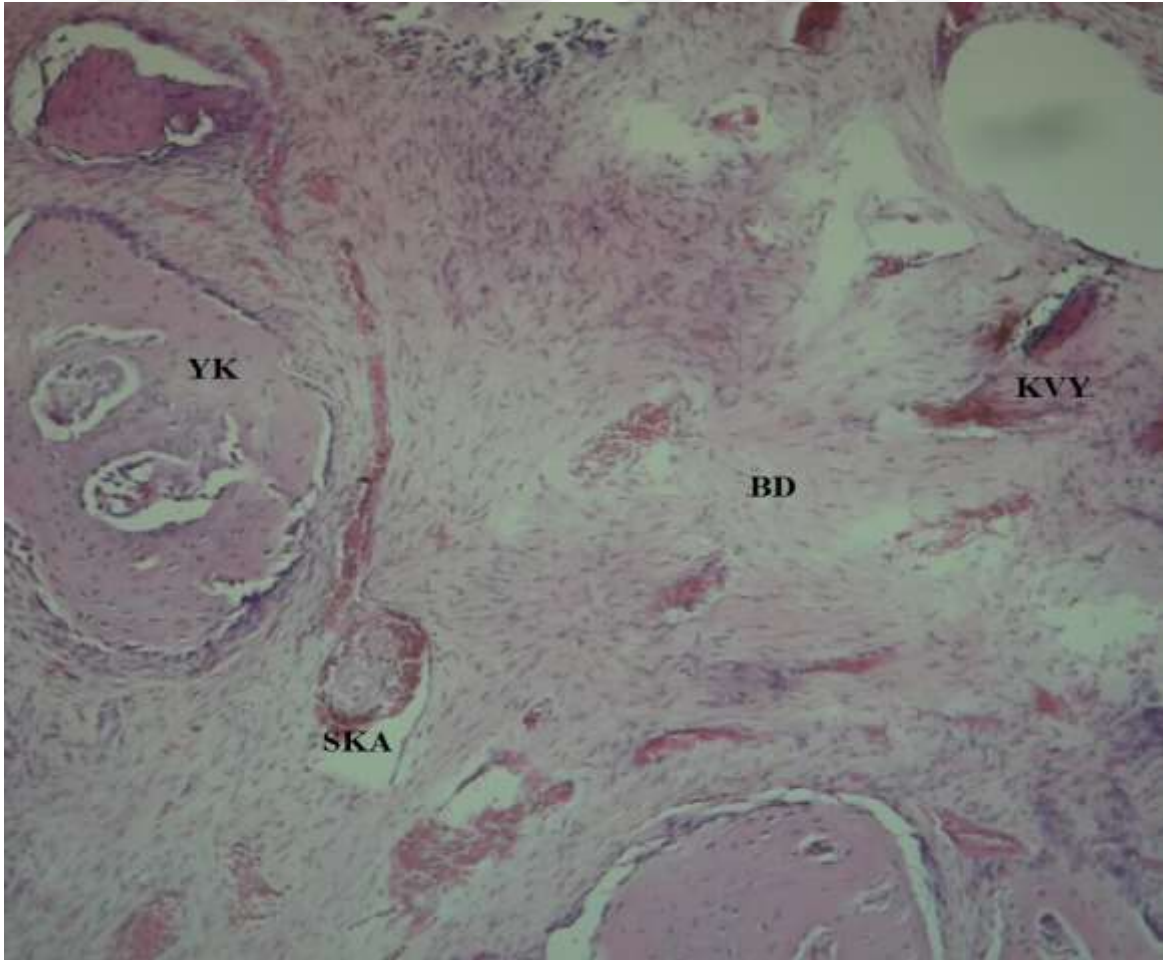
Resim 4.16. Fibrosellüler bağ dokuda yeni kemik, konjese vasküler yapılar ve hafif düzeyde mononükleer inflamatuvar hücreler (H.E. x 200)

Kontrol grubu

Tüm örneklerde defekt alanını çevreleyen konak kemiğin vital olduğu ve iyileşmenin defekt kenarlarından itibaren başladığı görülmüştür (Resim 4.17.). Defekt alanlarının fibrosellüler bağ doku, konjese vasküler yapılar ve yer yer serbest kanama alanları ve deney gruplarına göre daha az miktarda yeni kemik ile dolduğu görülmüştür (Resim 4.18.). Bir örnek hariç tüm örneklerde bağ dokuda yoğun mononükleer inflamatuvar hücre infiltrasyonu bulunmaktadır. Örneklerin büyük çoğunluğunda defekt alanında kemik sekestrları ve çevresinde nekrotik debris izlenmektedir. Bir örnekte konak kemikte rezorpsiyon izlenmiştir. Hiçbir örnekte apse formasyonu izlenmezken, bir örnekte nekroz bulunmaktadır. Bir örnekte konak kemik defekt duvarında hafif düzeyde rezorpsiyon izlenmiştir.



Resim 4.17. Kontrol grubunda 21. günde defekt alanının görünümü (KK: Konak Kemik, YK: Yeni Kemik, BD: Bağ Doku, KS: Kemik Sekestri) (H.E. x 20)



Resim 4.18. Defekt alanında oluşan yeni bağ doku, konjese vasküler yapılar, serbest kanama alanları, yeni kemik. (BD: Bağ Doku, KVV: Konjese Vasküler Yapılar, SKA: Serbest Kanama Alanları, YK: Yeni Kemik) (H.E. x 40)

4.2. Histokimyasal Değerlendirmeler

4.2.1. Masson Trikrom Boyaması

Yapılan trikrom boyaması ile defekt alanında oluşan bağ doku ve kemikteki kollejenizasyon değerlendirilmiştir. Her iki deney grubunda 7. günden 21. güne kadar kollajenin ince kısa fibriller yapıdan başlayarak matürleşip kalın dens bantlar halini aldığı görülmüştür. 7. günde ekstrasellüler matriks ve ince fibriller kollajenin açık mavi renkli boyandığı, miyofibroblast ve genç fibroblastların kırmızı olduğu izlenmiştir. 21. günde oluşan yeni kemiğin mavi-lacivert, matür kemik ve kemik sekestrlarının kırmızı renkte boyandığı gözlenmiştir. Deney ve kontrol grubu arasında boyanma paterni açısından bir farklılık izlenmemiştir.

4.3. Histomorfometrik Değerlendirmeler

Araştırmada 7. ve 21. günlerde ölçüm yapılan tavşanların sayısı ve yüzdeleri Çizelge 4.1.'de verilmiştir. Buna göre tavşanların %53.1'i 7. günde, %46.9'u 21. günde değerlendirilmiştir.

Çizelge 4.1. 7. ve 21. günde ölçüm yapılan tavşanların dağılımları

	n	%
7. Gün	17	53.1
21. Gün	15	46.9
Toplam	32	100.0

Araştırmada bulunan tavşanlardan elde edilen kesitlerin mikroskopik fotoğraflarına göre dağılımları Çizelge 4.2.'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. 7. ve 21. güne ait fotoğraf sayılarının dağılımları

		n	%
7.Gün	1EP1	1	5.9
	1EP2	1	5.9
	1EP4	1	5.9
	1EP5	1	5.9
	1EP6	1	5.9
	1K1	1	5.9
	1K2	1	5.9
	1K3	1	5.9
	1K4	1	5.9
	1K5	1	5.9
	1K6	1	5.9
	1YP1	1	5.9
	1YP2	1	5.9
	1YP3	1	5.9
	1YP4	1	5.9
	1YP5	1	5.9
	1YP6	1	5.9
	Total	17	100.0
21.Gün	3EP1	1	6.7
	3EP2	1	6.7
	3EP3	1	6.7
	3EP4	1	6.7
	3EP5	1	6.7
	3EP6	1	6.7
	3K2	1	6.7
	3K4	1	6.7
	3K6	1	6.7
	3YP1	1	6.7
	3YP2	1	6.7
	3YP3	1	6.7
	3YP4	1	6.7
	3YP5	1	6.7
	3YP6	1	6.7
	Total	15	100.0

Araştırmada bulunan tavşanların 7. günde %29.4'ünün eski nesil piezocerrahi aleti (EP), %35.3'ünün konvansiyonel döner alet (K) ve %35.3'ünün yeni nesil piezocerrahi aleti (YP); 21. günde ise %40'ının EP, %20'sinin K ve %40'ının YP gruplarında olduğu tespit edilmiş ve bilgiler Çizelge 4.3.'te verilmiştir.

Çizelge 4.3. 7. ve 21. güne ait kullanılan aletlerin dağılımları

	Alet	n	%
7.Gün	EP	5	29.4
	K	6	35.3
	YP	6	35.3
	Toplam	17	100.0
21.Gün	EP	6	40.0
	K	3	20.0
	YP	6	40.0
	Toplam	15	100.0

Araştırmada 7. gün ve 21. günde ölçüm yapılan tavşanların inflamasyon skorlarına göre dağılımları Çizelge 4.4.'te verilmiştir. Buna göre 7. günde %11.8'inin 0, %64.7'sinin 1, %17.6'sının 2 ve %5.9'unun 3; 21.günde ise %20'sinin 0, %40'ının 1, %26.7'sinin 2 ve %13.3'ünün 3 skoruna sahip olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.4. 7. ve 21. güne ait inflamasyon değerlerinin dağılımları

	İnflamasyon	n	%
7.Gün	0	2	11.8
	1	11	64.7
	2	3	17.6
	3	1	5.9
	Toplam	17	100.0
21.Gün	0	3	20.0
	1	6	40.0
	2	4	26.7
	3	2	13.3
	Toplam	15	100.0

Araştırmada 7. gün ve 21. günde sakrifiye edilen tavşanların yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenleri için tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.5.'te verilmiştir.

Çizelge 4.5. 7. ve 21. günde parametrelerin tanımlayıcı istatistikleri

		N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart sapma
7. gün	Yeni kemik	17	0	117109	47856.18	36178.33
	Sekestr	17	0	57866	16889.06	20799.58
	Bağ doku	17	92092	826246	267172.35	177435.02
	Fibrin	17	73887	820212	521508.82	179577.97
	Toplam alan	17	506116	1127256	853426.41	141290.40
	Kartilaj	17	0	0	0	0
	Dolu alan	17	101134.00	857281.00	315028.53	178371.25
	Boş alan	17	73887.00	820212.00	538397.88	176381.66
	Yüzde dolu	17	0.11	0.92	0.37	0.18
	Yüzde boş	17	0.08	0.89	0.63	0.18
21. gün	Yeni kemik	15	9308	406006	158203.60	133374.01
	Sekestr	15	0	25307	9174.00	8479.19
	Bağ doku	15	72088	602100	272282.67	149349.15
	Fibrin	15	37660	462091	142310.27	129665.63
	Toplam alan	15	174352	1332032	581970.53	313959.22
	Kartilaj	2	50614	313942	182278.00	186201.01
	Dolu alan	15	136692	969076	430486.27	235283.33
	Boş alan	15	37660	473291	151484.27	131399.32
	Yüzde dolu	15	0.42	0.90	0.75	0.12
	Yüzde boş	15	0.10	0.58	0.25	0.12

Buna göre 7. günde yeni kemik ölçümü yapılan tavşanların minimum 0, maksimum 117109, ortalama 47856.18 ± 36178.33 , sekestr ölçümü yapılan tavşanların minimum 0, maksimum 57866, ortalama 16889.06 ± 20799.58 , bağ doku ölçümü yapılan tavşanların minimum 92092, maksimum 826246, ortalama 267172.35 ± 177435.02 , fibrin ölçümü yapılan tavşanların minimum 73887, maksimum 820212, ortalama 521508.82 ± 179577.97 , dolu alanın minimum 101134, maksimum 857281, ortalama 315028.53 ± 178371.25 , boş alanın minimum 73887, maksimum 820212, ortalama 538397.88 ± 176381 , dolu yüzdenin minimum 0.11, maksimum 0.92, ortalama 0.37 ± 0.18 , boş yüzdenin minimum 0.08, maksimum 0.89, ortalama 0.63 ± 0.18 olduğu tespit edilmiştir.

21. günde yeni kemik ölçümü yapılan tavşanların minimum 9308, maksimum 406006, ortalama 158203.60 ± 133374.01 , sekestr ölçümü yapılan tavşanların minimum 0, maksimum 25307, ortalama 9174.000 ± 8479.19 , bağ doku ölçümü yapılan tavşanların minimum 72088, maksimum 602100, ortalama 272282.67 ± 149349.15 , fibrin ölçümü yapılan tavşanların minimum 37660, maksimum 462091, ortalama 142310.27 ± 129665.63 , kartilajın minimum 50614, maksimum 313942, ortalama 182278 ± 186201.01 , dolu alanın minimum 136692, maksimum 969076, ortalama 430486.27 ± 235283.33 , boş alanın minimum 37660,

maksimum 473291, ortalama 151484.27 ± 1313399.32 , dolu yüzdenin minimum 0.42, maksimum 0.90, ortalama 0.75 ± 0.12 , boş yüzdenin minimum 0.10, maksimum 0.58, ortalama 0.25 ± 0.12 olduğu tespit edilmiştir.

Araştırmada kullanılan EP aletinin yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenlerinin 7. ve 21. günleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığının olup olmadığını tespit edebilmek için normal dağılan verilerde bağımsız örneklem t testi, normal dağılıma sahip olmayan veriler için de Mann whitney U analizi yapılmış ve değerler Çizelge 4.6.'da verilmiştir.

Çizelge 4.6. EP aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması

		n	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Test istatistiği	p
Yeni kemik	7. Gün	5	9688.20	14895.09	0.00	-3.471*	0.017*
	21. Gün	6	158952.17	104060.29	153741.00		
Sekestr	7. Gün	5	36971.00	22221.17	41241.00	2.311*	0.067
	21. Gün	6	12364.83	9356.75	11177.50		
Bağ doku	7. Gün	5	252370.60	126642.08	186673.00	-0.697*	0.504
	21. Gün	6	309831.17	143432.66	347771.50		
Fibrin	7. Gün	5	427354.40	84881.68	443680.00	5.741*	0.000*
	21. Gün	6	109946.17	96126.14	73085.00		
Toplam alan	7. Gün	5	726384.20	141291.64	718578.00	1.053*	0.320
	21. Gün	6	591094.33	254981.70	622995.00		
Dolu alan	7. Gün	5	262058.80	121409.85	186673.00	-1.917*	0.088
	21. Gün	6	468783.33	212859.70	451822.50		
Boş alan	7. Gün	5	464325.40	93778.09	501537.00	6.030*	0.000*
	21. Gün	6	122311.00	93568.49	88946.00		
Yüzde dolu	7. Gün	5	0.35	0.11	0.3688	-6.691*	0.000*
	21. Gün	6	0.80	0.11	0.8280		
Yüzde boş	7. Gün	5	0.65	0.11	0.6312	6.691*	0.000*
	21. Gün	6	0.20	0.11	0.1720		

Test istatistiği: *t (bağımsız örneklem t), **U (Mann Whitney U)

*p<0.05

EP aleti ile 7. ve 21. günde yapılan yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, dolu alan, boş alan, dolu yüzde, boş yüzde ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için bağımsız örneklem t analizi yapılmıştır.

Analiz sonucuna göre yeni kemik, sekestr, fibrin, boş alan, dolu yüzde, boş yüzde ölçümlerinin 7. ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir (p<0.05). Buna göre 7. günün yeni kemik

ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün sekestr ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün dolu yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün boş yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.

Analiz sonucuna göre bağ doku, toplam alan, dolu alan ölçümlerinin 7. ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Araştırmada kullanılan K aletinin yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenlerinin 7. ve 21. günleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olup olmadığını tespit edebilmek için normal dağılım verilerde bağımsız örneklem t testi, normal dağılıma sahip olmayan veriler için de Mann Whitney U analizi yapılmış ve değerler Çizelge 4.7.'de verilmiştir.

Çizelge 4.7. K aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması

		n	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Test istatistiği	p
Yeni kemik	7. Gün	6	63729.00	40141.15	70652.50	-0.989*	0.356
	21. Gün	3	140741.33	196074.26	35274.00		
Sekestr	7. Gün	6	10091.50	16772.78	0.00	6.000**	0.418
	21. Gün	3	12871.33	2008.85	12314.00		
Bağ doku	7. Gün	6	239838.33	128242.73	206471.50	-1.342*	0.221
	21. Gün	3	382114.00	193663.77	306910.00		
Fibrin	7. Gün	6	617470.33	135456.61	617844.00	2.909*	0.023*
	21. Gün	3	290461.67	206400.80	347856.00		
Toplam alan	7. Gün	6	931129.17	113504.31	914689.00	0.522*	0.618
	21. Gün	3	826188.33	500572.99	815475.00		
Dolu alan	7. Gün	6	303567.33	148583.75	264743.50	-0.943*	0.434
	21. Gün	3	522855.33	388761.79	342184.00		
Boş alan	7. Gün	6	627561.83	133109.07	637784.50	2.911*	0.023*
	21. Gün	3	303333.00	206334.75	362956.00		
Yüzde dolu	7. Gün	6	0.32	0.14	0.30	-2.843*	0.025*
	21. Gün	3	0.64	0.19	0.72		
Yüzde boş	7. Gün	6	0.68	0.14	0.69	2.843*	0.025*
	21. Gün	3	0.36	0.19	0.27		

Test istatistiği: *t (bağımsız örneklem t), **U (Mann Whitney U)

* $p<0.05$

K aleti ile 7. ve 21. günde yapılan yeni kemik, bağ doku, fibrin, toplam alan, dolu alan, boş alan, dolu yüzde, boş yüzde ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için bağımsız örneklem t analizi yapılmıştır.

K aleti ile 7. ve 21. günde yapılan sekestr ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için Mann Whitney U analizi yapılmıştır.

Analiz sonucuna göre yeni kemik, sekestr, bağ doku, toplam alan ve dolu alan ölçümlerinin 7. ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Analiz sonucuna göre fibrin, boş alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin 7. ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Buna göre 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün dolu yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün boş yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.

Araştırmada kullanılan YP aletinin yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenlerinin 7. ve 21. günleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılığın olup olmadığını tespit edebilmek için normal dağılan verilerde bağımsız örneklem t testi, normal dağılıma sahip olmayan veriler için de Mann Whitney U analizi yapılmıştır ve değerler Çizelge 4.8.'de verilmiştir.

Çizelge 4.8. YP aletinin 7. ve 21. günlere göre değişkenlerin karşılaştırılması

		n	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Test istatistiği	p
Yeni kemik	7. Gün	6	63790.00	18324.65	64867.50	-1.630	0.162
	21. Gün	6	166186.17	152779.15	110927.50		
Sekestr	7. Gün	6	6951.67	11437.09	0.00	17.000**	0.858
	21. Gün	6	4134.50	7826.35	909.00		
Bağ doku	7. Gün	6	306841.17	261658.96	216088.50	10.000**	0.200
	21. Gün	6	179818.50	87693.28	168539.00		
Fibrin	7. Gün	6	504009.33	242485.29	522732.00	3.934	0.003*
	21. Gün	6	100598.67	65437.65	67758.50		
Toplam alan	7. Gün	6	881592.17	103395.75	877391.50	4.143	0.004*
	21. Gün	6	450737.83	232809.77	480976.50		
Dolu alan	7. Gün	6	370631.17	247526.47	288408.50	17.000**	0.873
	21. Gün	6	346004.67	183836.19	362396.00		
Boş alan	7. Gün	6	510961.00	242630.89	536203.50	3.935	0.003*
	21. Gün	6	104733.17	71278.29	67758.50		
Yüzde dolu	7. Gün	6	0.42	0.26	0.3649	6.000**	0.055
	21. Gün	6	0.76	0.07	0.7489		
Yüzde boş	7. Gün	6	0.58	0.26	0.6351	6.000**	0.055
	21. Gün	6	0.24	0.07	0.2511		

Test istatistiği: *t (bağımsız örneklem t), **U (Mann Whitney U)

*p<0.05

YP aleti ile 7. ve 21. günde yapılan yeni kemik, fibrin, toplam alan, boş alan ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için bağımsız örneklem t analizi yapılmıştır.

YP aleti ile 7. ve 21. günde yapılan sekestr, bağ doku, dolu alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olup olmadığını tespit edebilmek için Mann Whitney U analizi yapılmıştır.

Analiz sonucuna göre yeni kemik, sekestr, bağ doku, dolu alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin 7. ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir (p>0.05).

Analiz sonucuna göre fibrin, toplam alan ve boş alan ölçümlerinin 7 ve 21. günlerindeki ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir (p<0.05). Buna göre 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre

daha fazla; 7. günün toplam alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.

Araştırmada 7. günde yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenlerinin ölçümlerinin aletlere göre karşılaştırılma yapılabilmesi için verilerin normal dağılıma sahip olduğu durumda tek yönlü ANOVA (Varyans analizi), normal dağılıma sahip olmadığı durumda ise Kruskal Wallis H analizi yapılmış sonuçlar Tablo 9’da paylaşılmıştır. Gruplar arasında farklılık olduğu durumda farklılığın hangi gruplar arasında veya hangi gruptan kaynaklandığının tespit edilebilmesi için Bonferroni analizi yapılmıştır ve değerler Çizelge 4.9.’da verilmiştir.

Çizelge 4.9. 7. günde değişkenler için aletlerin karşılaştırmaları

		n	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Test istatistiği	p	Bonferroni
Yeni kemik	EP(1)	5	9688.20	14895.09	0.00	6.800*	0.009*	1<2
	K(2)	6	63729.00	40141.15	70652.50			1<3
	YP(3)	6	63790.00	18324.65	64867.50			
Sekestr	EP(1)	5	36971.00	22221.17	41241.00	6.585**	0.037*	3<1
	K(2)	6	10091.50	16772.78	0.00			2<1
	YP(3)	6	6951.67	11437.09	0.00			
Bağ doku	EP(1)	5	252370.60	126642.08	186673.00	0.171**	0.918	-
	K(2)	6	239838.33	128242.73	206471.50			
	YP(3)	6	306841.17	261658.96	216088.50			
Fibrin	EP	5	427354.40	84881.68	443680.00	1.712*	0.216	-
	K	6	617470.33	135456.61	617844.00			
	YP	6	504009.33	242485.29	522732.00			
Toplam alan	EP(1)	5	726384.20	141291.64	718578.00	4.308*	0.035*	1<2
	K(2)	6	931129.17	113504.31	914689.00			
	YP(3)	6	881592.17	103395.75	877391.50			
Dolu alan	EP(1)	5	262058.80	121409.85	186673.00	0.626**	0.731	-
	K(2)	6	303567.33	148583.75	264743.50			
	YP(3)	6	370631.17	247526.47	288408.50			
Boş alan	EP(1)	5	464325.40	93778.09	501537.00	1.334*	0.295	-
	K(2)	6	627561.83	133109.07	637784.50			
	YP(3)	6	510961.00	242630.89	536203.50			
Yüzde dolu	EP(1)	5	0.35	0.11	0.37	0.254**	0.881	-
	K(2)	6	0.32	0.14	0.30			
	YP(3)	6	0.42	0.26	0.36			
Yüzde boş	EP(1)	5	0.65	0.11	0.63	0.254**	0.881	-
	K(2)	6	0.68	0.14	0.70			
	YP(3)	6	0.58	0.26	0.64			

Test istatistiği: *F (tek yönlü ANOVA), ** X^2 (Kruskal Wallis H)

* $p < 0.05$

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen yeni kemik ve toplam alan ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için tek yönlü ANOVA analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen yeni kemik ve toplam alan ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için Bonferroni analizi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre yeni kemik için farklılığı yaratan grubun EP'den kaynaklandığı görülmüştür. Buna göre EP'nin yeni kemik ölçümlerinin ortalaması, K'nın yeni kemik ölçümlerinin ortalamasından, EP'nin yeni kemik ölçüm ortalamasının da YP'nin yeni kemik ölçümlerinin ortalamasından küçük olduğu görülmektedir. Analiz sonucuna göre toplam alandaki farklılığın EP'nin toplam alan ölçümlerinin ortalaması ile K'nın toplam alan ölçümlerinin ortalaması arasında olduğu ve K'nın toplam alan puan ortalamasının EP'ye göre daha fazla olduğu görülmektedir.

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen sekestr ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için Kruskal Wallis H analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen sekestr ölçümlerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını tespit edebilmek için Bonferroni analizi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre farklılığı yaratan grubun EP'den kaynaklandığı görülmüştür. Buna göre EP'nin sekestr ölçümlerinin medyanı, K'nın sekestr ölçümlerinin medyanından, EP'nin sekestr ölçüm medyanının da YP'nin sekestr ölçümlerinin medyanından büyük olduğu görülmektedir.

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen bağ doku ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için Kruskal Wallis H analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen bağ doku ölçümlerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen fibrin ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için tek yönlü ANOVA analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen fibrin ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen dolu alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için Kruskal Wallis H analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen dolu alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Analiz sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen boş alan ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için tek yönlü ANOVA analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen boş alan ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Araştırmada 21. günde yeni kemik, sekestr, bağ doku, fibrin, toplam alan, kartilaj, dolu alan, boş alan, dolu yüzdesi ve boş yüzdesi değişkenlerinin ölçümlerinin aletlere göre karşılaştırılma yapılabilmesi için verilerin normal dağılıma sahip olduğu durumda tek yönlü ANOVA (Varyans analizi), normal dağılıma sahip olmadığı durumda ise Kruskal Wallis H analizi yapılmış sonuçlar tabloda paylaşılmıştır. Gruplar arasında farklılık olduğu durumda farklılığın hangi gruplar arasında veya hangi gruptan kaynaklandığının tespit edilebilmesi için Bonferroni analizi yapılmıştır ve değerler Çizelge 4.10.'da verilmiştir.

Çizelge 4.10. 21. günde değişkenler için aletlerin karşılaştırmaları

		n	Ortalama	Standart sapma	Medyan	Test istatistiği	p
Yeni kemik	EP(1)	6	158952.17	104060.29	153741.00	0.031*	0.969
	K(2)	3	140741.33	196074.26	35274.00		
	YP(3)	6	166186.17	152779.15	110927.50		
Sekestr	EP(1)	6	12364.83	9356.75	11177.50	4.009**	0.135
	K(2)	3	12871.33	2008.85	12314.00		
	YP(3)	6	4134.50	7826.35	909.00		
Bağ doku	EP(1)	6	309831.17	143432.66	347771.50	2.661*	0.111
	K(2)	3	382114.00	193663.77	306910.00		
	YP(3)	6	179818.50	87693.28	168539.00		
Fibrin	EP	6	109946.17	96126.14	73085.00	3.242*	0.075
	K	3	290461.67	206400.80	347856.00		
	YP	6	100598.67	65437.65	67758.50		
Toplam alan	EP(1)	6	591094.33	254981.70	622995.00	1.546*	0.253
	K(2)	3	826188.33	500572.99	815475.00		
	YP(3)	6	450737.83	232809.77	480976.50		
Dolu alan	EP(1)	6	468783.33	212859.70	451822.50	0.664*	0.533
	K(2)	3	522855.33	388761.79	342184.00		
	YP(3)	6	346004.67	183836.19	362396.00		
Boş alan	EP(1)	6	122311.00	93568.49	88946.00	3.398*	0.068
	K(2)	3	303333.00	206334.75	362956.00		
	YP(3)	6	104733.17	71278.29	67758.50		
Yüzde dolu	EP(1)	6	0.80	0.11	0.83	1.838*	0.201
	K(2)	3	0.64	0.19	0.73		
	YP(3)	6	0.76	0.07	0.75		
Yüzde boş	EP(1)	6	0.20	0.11	0.17	1.838*	0.201
	K(2)	3	0.36	0.19	0.27		
	YP(3)	6	0.24	0.07	0.25		

Test istatistiği: *tek yönlü ANOVA, **Kruskal Wallis H

* $p < 0.05$

Analiz sonucuna göre 21. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen yeni kemik, bağ doku , fibrin, toplam alan, dolu alan, boş alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için tek yönlü ANOVA analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen yeni kemik, bağ doku, fibrin, toplam alan, dolu alan, boş alan, dolu yüzde ve boş yüzde ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0.05$).

Analiz sonucuna göre 21. günde EP, K ve YP aletleri ile ölçülen sekestr ölçümlerinin arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olup olmadığını tespit edilebilmesi için Kruskal Wallis H analizi yapılmıştır. Buna göre EP, K ve YP ile ölçülen sekestr ölçümlerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir ($p > 0.05$).

7. gündeki inflamasyon skoru ile aletler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin olup olmadığını tespit edebilmek için Fisher exact ki-kare analizi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre inflamasyon ile alet arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$) ve değerler Çizelge 4.11.'de verilmiştir.

Çizelge 4.11. 7. gündeki inflamasyon skoru ile gruplar arasındaki ilişki

			Alet			Toplam
			EP	K	YP	
			n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
7. Gün	İnflamasyon	0	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (100.0)	2 (100.0)
		1	3 (27.3)	5 (45.5)	3 (27.3)	11 (100.0)
		2	1 (33.3)	1 (33.3)	1 (33.3)	3 (100.0)
		3	1 (100.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	1 (100.0)
		Toplam	5 (29.4)	6 (35.3)	6 (35.3)	17 (100.0)
			$X^2=5.452$	$p= 0.593$		

Test istatistiği: X^2 (Ki-kare), $*p<0.05$

21. gündeki inflamasyon skoru ile aletler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkinin olup olmadığını tespit edebilmek için Fisher exact ki-kare analizi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre inflamasyon ile alet arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı tespit edilmiştir ($p>0.05$) ve değerler Çizelge 4.12.'de verilmiştir.

Çizelge 4.12. 21. gündeki inflamasyon skoru ile gruplar arasındaki ilişki

			Alet			Toplam
			EP	K	YP	
			n (%)	n (%)	n (%)	n (%)
21. Gün	İnflamasyon	0	1 (33.3)	0 (0.0)	2 (66.7)	3 (100.0)
		1	4 (66.7)	1 (16.7)	1 (16.7)	6 (100.0)
		2	0 (0.0)	2 (50.0)	2 (50.0)	4 (100.0)
		3	1 (50.0)	0 (0.0)	1 (50.0)	2 (100.0)
		Toplam	6 (40.0)	3 (20.0)	6 (40.0)	15 (100.0)
			$X^2=6.704$	$p= 0.350$		

Test istatistiği: X^2 (Ki-kare), $*p<0.05$

Çizelge 4.13.'e bakıldığında 7. gün için dolu alanın %17.6'sı boş alana göre daha fazla, %82.4'ünün ise boş alanı dolu alandan daha fazladır. 21. gün için dolu alanın %93.3'ü boş alana göre daha fazla, %6.7'sinin ise boş alan daha fazladır.

Çizelge 4.13. 7. ve 21. günlerdeki dolu ve boş alan yüzdeleri

		n	%
7.Gün	Dolu	3	17.6
	Boş	14	82.4
	Toplam	17	100.0
21.Gün	Dolu	14	93.3
	Boş	1	6.7
	Toplam	19	100.0

5. TARTIŞMA

Kemik dokusu iskeletin ana yapısını oluşturur ve kas yapılarını destekler. Göğüs kafesi ve kafatasında olduğu gibi hayati önem taşıyan organları korur ve içerisinde kan hücrelerini yapan kemik iliğini barındırır. Kemikler ayrıca başta kalsiyum ve fosfat olmak üzere, iyonlara ait bir depo yeri olarak iş görmekte ve iyonların vücut sıvılarındaki düzeylerinin sabit tutulabilmesini, kontrollü olarak salınmasını ya da tutulmalarını sağlamaktadır [101].

Kemik oluşum sürecinde ilk gelişen kemik primer kemiktir ve zamanla sekonder kemik olarak gelişim göstermektedir. Bu süreçte primer ve sekonder kemikler ile rezorbsiyon alanları yan yana görülmektedir. Kemik yapımı ve yıkımı, olgunlaşma sürecinde olan canlıda çok belirgin olmasına rağmen erişkin dönemlerdeki canlılarda oldukça yavaştır [9].

Kemik dokusu beslenme şartlarına, metabolik ve endokrin durumlara ve mekanik koşullara karşı duyarlı bir dokudur. Bu nedenle canlı ve dinamik, yani aktif bir dokudur. Kemik dokusuna dışarıdan bir etken etki ettiğinde genellikle kırık oluşmaktadır. Kırık kemik hattındaki veya defekt sahasındaki iyileşme mekanizmaları; çok sayıda biyokimyasal, biyomekanik, hücrel, hormonal ve patolojik süreçler tarafından etkilenmektedir [43, 44].

Kemik dokusu, normal şartlarda yapım ve yıkım mekanizmalarının bir denge oluşturduğu remodeling mekanizması ile varlığını sürdüren özelleşmiş bir bağ dokudur. Kemikteki osteoklastik aktivite sonucu yıkım gerçekleşirken, osteoblastik aktivite sonucu yapım gerçekleşir. Yapım ve yıkım mekanizmaları ömür boyu süren bir remodeling dengesi oluştururlar. Travma veya cerrahi operasyonlara bağlı olarak kemik doku bütünlüğü bozulursa kemik iyileşme mekanizmaları devreye girer. Kemik bütünlüğünün bozulduğu bu tür durumlarda iyileşme sürecini hızlandırmak ve sorunsuz bir iyileşme sağlamak ilk hedef olmuştur.¹⁰² Günümüze kadar kemik cerrahisi uygulamalarında osteotomi ve ostektomi yapabilmek maksadıyla birçok farklı alet ve cihaz kullanılmıştır. Bunların başında çekiç ve guj gelmekle beraber en yaygın kullanılanı konvansiyonel döner frez yöntemi olmuştur. Testere ve mikrosawların da kullanılmasıyla birlikte gelişen teknoloji sayesinde kemik üzerinde daha az travma yaratan piezoelektrik cerrahi aletleri geliştirilmiştir. Bu çalışmanın amacı, kemik dokusunda işlem yapmak için kullanılan farklı nesil piezoelektrik cerrahi aletleri ile konvansiyonel döner frez yönteminin kemik iyileşmesi üzerindeki etkisini histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak değerlendirmektir.

Travma sonucu devital veya iskemik hale gelen kemiğe vasküler akımın artması, bölgeye kan akımıyla gelen osteoprogenitör hücrelerin osteoklastlara dönüşerek yıkımı başlatması, perivasküler osteojenik hücrelerin osteoblastları oluşturması ve osteoblastların da osteoklastlarca oluşturulan yıkım kavitesini lameller kemik yapısıyla doldurması gibi bir dizi hücresel olay sonucunda kemik iyileşmesi sağlanır [103]. Kemik iyileşmesi; kemiğe gelen travmanın derecesi, enfeksiyon, lokal malignite, radyasyona bağlı osteonekroz gibi lokal etkenlerin yanı sıra Paget, Fibröz Displazi, Diabetes Mellitus, osteoporoz, A ve D vitamin eksiklikleri veya fazlalıkları, hormonal bozukluklar, anemi veya kortikosteorid kullanımı gibi sistemik etkenlerden olumsuz etkilenebilen bir süreçtir [104, 105]. Bu olumsuz etkileri azaltmak ve kemik dokuya yönelik cerrahi işlemler sonrasında iyileşme sürecini hızlandırmak amacıyla birçok klinik uygulama geliştirilmiştir. Bu uygulamalardan biri de, osteotomi ve ostektomi sonrası kemik üzerinde daha az nekroza sebep olmasından dolayı, daha iyi bir kemik iyileşme sürecine olanak sağlayan ve postoperatif dönemde hasta konforunu arttıran piezoelektrik cerrahi yöntemidir.

Diş hekimliği alanında ultrasonik cihazlar, 1953 senesinde yüksek frekanslı ses dalgalarının diş sert dokuları üzerindeki kesme etkilerinin bulunmasının ardından temel olarak periodontoloji ve endodonti alanında kendilerine yer bulmuşlardır. Ultrasonik osteotomi tekniği, ilk olarak 1975 senesinde Horton ve arkadaşları [106] tarafından tanımlanmış olsa da 2000 senesinde Vercellotti ve arkadaşları [107], bu yumuşak doku koruyucu yaklaşımı yenileyip kullanıma sunana kadar işlerlik kazanmamıştır. Geçmişte, geleneksel cihazlara oranla kemik cerrahisinde daha hassas ve güvenli osteotomi ve ostektomi ihtiyacına cevap olarak daha iyi bir osteotomi ve ostektomi cihazı yaratmak ve geliştirmek için ciddi deneysel çabalar sarfedilmiştir [108, 109].

Ultrasonik titreşimler, osteotomilerde yirmi yılı aşkın süredir kullanılmaktadır. Ancak, son yıllardaki deneysel uygulamalarda birçok farklı cerrahi alandaki standart klinik uygulamalara alternatif olarak kullanılmıştır. Özellikle osteotomi sırasında çevredeki yumuşak dokulara ve kritik yapılara (sinirler, damarlar ve mukoza) zarar verme riskini azaltması önemli avantajlarından birisidir. Kemik cerrahisinde diğer motorlu aletlere göre daha fazla hassasiyet ve güvenlik ihtiyacına yanıt olarak piezoelektrik teknikler geliştirilmiştir [55].

Eski nesil piezocerrahi aletlerinin gücü, tolere edebileceğinden daha sert bir kemik kütlesi ile karşılaştığında düşmekte ve de uygulayıcı daha hızlı kemik kesisi yapabilmek amacıyla cihaza ve dolayısıyla kemiğe uyguladığı kuvveti arttırmakta, bu durum da kemik üzerinde nekroza sebep olabilecek bir ısı artışına sebebiyet vermektedir. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla, ne kadar yoğun bir kemik kütlesi ile karşılaşırsa karşılaşsın gücünü ve hızını kaybetmeyen yeni nesil piezocerrahi aletleri geliştirilmiştir. Ancak bu cihazların da daha güçlü ve hızlı olmasından dolayı kemik üzerinde oluşturacağı ısıya bağlı oluşacak kemik nekrozunun daha fazla olacağı öngörülmektedir.

Literatür taraması yapıldığında piezoelektrik cerrahi aletlerinin doku üzerindeki etkilerini araştıran klinik çalışmalar yapıldığı görülmüştür. Bu çalışmalarda daha çok postoperatif ödem gibi hasta konforuna yönelik subjektif olgular değerlendirilmiştir. Günümüzde maksiller sinüs tabanı yükseltme işleminden otojen greft alımına kadar birçok alanda kullanılan piezoelektrik cerrahi aletleri güvenle tercih edilmektedir.

Basheer ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, mandibular üçüncü molar dişin profilaktik olarak çıkarılması gereken 30 sağlıklı yetişkin birey çalışmaya dahil ederek ameliyat zorluğunun her iki grupta da aynı olması amacıyla bireyler rastgele 15'er kişilik çalışma gruplarına ayrılmıştır. Grup I'de piezoelektrik osteotomi tekniği ve grup II'de döner osteotomi tekniği kullanılmıştır. Döner cihaz bir el parçasından oluşmakta ve yaklaşık 35.000 rpm'lik bir döner hız kullanılmıştır. Piezoelektrik cihaz da bir el parçasından oluşmakta ve güçlendirilmiş bir çalışma modu ile 60 ila 200 mm / sn'lik bir mikrovibrasyonla 25 ila 29 kHz frekans aralığında kullanılmıştır. Veriler t testi kullanılarak analiz edilmiş ve nitel veriler Fischer'ın kesin testi kullanılarak analiz edilmiştir. Piezocerrahi grubu ve döner gruptaki çalışma olgularının yaş ortalaması sırasıyla 28.40 ± 2.69 ve 30.06 ± 3.15 tir. Gömülü dişlerin döner frez ile çıkarılması için geçen süre, piezoelektrik cihazdan daha azdır ve bu istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir ($p < 0.05$). Ameliyat sonrası dördüncü güne kadar ağrı, döner frezin kullanıldığı grupta istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0.005$). Ağız açıklığının piezoelektrik grupta postoperatif 7. güne kadar döner frez ile karşılaştırıldığında anlamlı olarak daha iyi olduğu bulgusuna varılmıştır. Sonuç olarak, piezocerrahi yöntemi postoperatif ağrı, trismus ve şişliği azaltır. Ayrıca, çekim soketi içindeki kemik yoğunluğunun arttırıldığı ve komşu dişin kemik kaybı miktarının azaltılmasında önemli bir rol oynayabildiği kanısına varılmıştır [110].

Patil ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, mandibular üçüncü molar cerrahisinde piezocerrahi ve konvansiyonel frez kullanarak osteotominin inflamatuvar sonuçlarını karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Çalışma randomize ve çift kör olarak uygulanmıştır. 60 hastada 120 diş piezoelektrik cerrahi ve geleneksel frez olmak üzere rastgele belirlenen iki gruba ayrılmıştır. Değerlendirilen birincil sonuç değişkenleri yüz şişmesi, trismus, ağrı ve parestezidir. Ayrıca iki teknik kullanılarak ameliyat süresi ve yumuşak doku yaralanma sıklığı da değerlendirilmiştir. Geleneksel frez kullanımı ile piezocerrahi aleti; ağrı, şişme, trismus ve yumuşak doku yaralanmaları açısından karşılaştırıldığında, frez kullanımında sonuçların anlamlı derecede daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Ameliyat süresi piezo grubunda anlamlı olarak uzundur ve iki grup arasında parestezi oluşumunda anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Sonuç olarak, piezocerrahi ile gerçekleştirilen osteotomi tekniğinin gömülü üçüncü molar cerrahisinde postoperatif inflamatuvar sonuçlar açısından konvansiyonel frezden üstün olduğu düşünülmektedir [111].

Gülnahar ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, farklı şiddette iki farklı cerrahi prosedür geçiren hastalarda, postoperatif acil stresin potansiyel bir biyobelirteçi olan Hsp70 ekspresyonunu incelemişlerdir. Hsp70'in geleneksel frez grubunda protein seviyesinde ekspresyonu, piezocerrahi grubundan iki kat daha fazla olduğu görülmüştür. Bu bulgu, piezo yöntemiyle diş hareketinin alveolar kemikte nispeten daha düşük strese neden olduğunu göstermektedir. Piezocerrahi hastalara nispeten düşük stres sağlamak ve bu cerrahi prosedürden sonra hücre onarımına yardımcı olmaktadır. Konvansiyonel yöntemler kullanılarak daha agresif cerrahi geçiren hastalar, ameliyat sonrası acil dönemde Hsp70 seviyesinde anlamlı bir artış olduğunu yazarlar göstermişlerdir [112].

Spinelli ve arkadaşları, piezoelektrik cerrahi cihazının konvansiyonel ortognatik cerrahide geleneksel testerelerin yerini alabileceğini öne sürmüşlerdir. Bimaksiller prosedür uygulanan 12 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Altı hastada sağ maksiller çene osteotomileri geleneksel testere kullanılarak, sol osteotomiler ise piezocerrahi ile yapılmış; geri kalan altı hastada ise cerrahi işlemler tersine çevrilmiştir. Bu iki prosedürün sonuçlarını ve maliyetlerini karşılaştırmak için intraoperatif kan kaybı, işlem süresi, insizyon hassasiyeti, postoperatif ödem ve hematoma ve sinir bozukluğu değerlendirilmiştir. Geleneksel mekanik cerrahi ile karşılaştırıldığında, piezocerrahi intraoperatif kan kaybında %25'lik anlamlı bir azalma göstermiş ($p = 0.0367$), ancak ortalama cerrahi işlem süresini %35 uzatmıştır ($p = 0.0018$). Ayrıca, mandibula prosedürü için piezocerrahi kullanımı maksiller cerrahiye göre

daha fazla zaman gerektirmiştir ($p = 0.0003$). Piezocerrahi ile gerçekleştirilen osteotomi sonrası postoperatif hematoma ve şişme insidansı daha düşüktür ve postoperatif sinir etkilenmesinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma vardır ($p = 0.003$). Sonuç olarak, piezoelektrik cerrahi cihazının, özellikle intraoperatif kan kaybı, postoperatif ödem ve sinir etkilenmesi açısından geleneksel bir cerrahi testere ile karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar elde ettiği sonucuna ulaşılmıştır. Bu cihaz, Le Fort I osteotomisi gibi invaziv cerrahi prosedürleri gerçekleştirmek için daha az agresif ve daha güvenli bir yöntemi temsil ettiği belirtilmiştir. Bununla birlikte, daha öngörülebilir sonuçlar ve daha iyi kontrol edilen bir osteotomi sağladığı için çene cerrahisinde geleneksel testere kullanılması önerilmiştir. Piezocerrahi ile gerçekleştirilen osteotominin nüksü önleyip önleyemeyeceğini ve kemik iyileşmesini daha büyük osteotomilerde teşvik edip edemeyeceğini analiz etmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğu da çalışmada belirtilmektedir [113].

Rossi ve arkadaşları, ortognatik cerrahide uzun yıllardır osteotomiler için kullanılan tek kesme tekniğinin testere olduğunu, ancak son zamanlarda piezoelektrik cerrahinin bir alternatif olarak öne çıktığını ileri sürmektedirler. Bu bağlamda yaptıkları bir çalışmanın amacı, piezoelektrik cerrahinin ortognatik cerrahi geçiren hastalar için daha konforlu olup olmadığını bulmaktır. Bu çalışmaya Ocak 2016'dan Eylül 2017'ye kadar tedavi edilen, dentofasiyal deformitesi olan toplam 25 hasta (7 erkek ve 18 kadın) dahil edilmiştir. Osteotomiler 11 hastada konvansiyonel testere kullanılarak, 14 hastada da piezoelektrik cerrahi cihazı kullanılarak yapılmıştır. Değerlendirilen değişkenler şunlardır: ameliyat süresi, ameliyat sonrası şişme, ameliyat sonrası ağrı ve üst ve alt dudakların kutanöz hassasiyeti. Piezocerrahi grubu için ameliyat süresinin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha uzun olduğu, ancak hastaların tüm takip ziyaretlerinde daha az şişliğinin olduğu ve 30 günlük takipte farkın anlamlı olduğu tespit edilmiştir ($p = 0.045$). Üç günlük takipte piezocerrahi grubunda anlamlı olarak daha az ağrı olduğu belirtilmiştir ($p = 0.035$). Kutanöz duyarlılıkta sadece üst dudağın sağ tarafı için ve sadece bir günlük takipte anlamlı bir fark vardır. Araştırmacılar piezoelektrik cerrahinin, ortognatik cerrahi sonrası şişliği ve ağrı algısını azaltmada bazı avantajlar sunduğu sonucuna varmışlar, ancak daha fazla araştırma yapılması gerektiğini belirtmişlerdir [114].

Bertossi ve arkadaşları, yaptıkları randomize kontrollü bir klinik çalışmada, piezoelektrik osteotominin ameliyat süresi, intraoperatif kan kaybı, kesim kalitesi, sinir hasarı ve maliyet açısından geleneksel yaklaşıma alternatif olarak kullanımını karşılaştırmayı

amaçlamışlardır. Bimaksiller osteotomi ile ortognatik cerrahi prosedürleri uygulanan hastalar 2 gruba ayrılmıştır: A grubu piezocerrahi cihazı ile, B grubu ileri geri hareketli testere ve frez ile tedavi edilmiştir. Piezocerrahi kemik osteotomisi kişiye özel kesim tasarımlarına izin vermiştir. Mandibuler osteotomide A grubundaki cerrahi süre, 3 dakika 31 saniye ile 5 dakika 2 saniye arasında değişirken, B grubunda ameliyat süresi 7 dakika 23 saniye ile 10 dakika 22 saniye arasında olarak belirtilmiştir. Le Fort I osteotomi için A grubunda cerrahi süre 5 dakika 17 saniye ile 7 dakika 55 saniye arasında ve B grubunda ise 8 dakika 38 saniye ile 15 dakika 11 saniye arasındadır. Grup A'daki tüm hastalarda düşük seviyede kan kaybı tespit edilirken (<300 mL), Grup B'de orta ve yüksek derecede kan kaybı tespit edilmiştir (orta kayıp: 400 mL, yüksek kayıp:> 500 mL). İnferior alveoler sinir hissi postoperatif 6 aylık grupta grup A'nın % 98.2'sinde, grup B'nin % 92.7'de korunmuştur. Piezoelektrik yöntemin, bimaksiller osteotomide cerrahi süresini, kan kaybını ve inferior alveolar sinir hasarını azalttığı belirtilmiştir. Makrovibrasyonların olmaması, cihazı daha iyi yönetilebilir ve kullanımı kolay hale getirdiğini ve zor anatomik bölgelerde kesmede daha yüksek güvenlik ile daha fazla intraoperatif kontrol sağladığını vurgulamışlardır [115].

Örneği verilen klinik araştırma sonuçları da, in vivo ya da in vitro yapılan deneylerden elde edilen sonuçları destekler niteliğindedir. Genel olarak bakıldığında piezoelektrik cerrahi aletleri, osteotomi ve ostektomi yapılmasına imkan veren aletler içerisinde üstün özelliklere sahip olanlardan birisidir. Ancak cihazların dezavantajlarının başında uygulama süresinin uzun olması ile yüksek fiyatlara sahip olması gelmektedir.

Yapılan literatür taramasında, kemik kesisinde kullanılan aletlerin doku üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla birbirleriyle kıyaslandığı birçok invivo ve invitro çalışmanın da yapıldığı görülmüştür. Ancak eski nesil, yeni nesil piezoelektrik cerrahi aletleri ile konvansiyonel yöntemlerin denendiği bir çalışmaya rastlanmamıştır. Aynı zamanda bu çalışmada yeni nesil piezoelektrik cerrahi aleti kullanılmasından dolayı, çalışmamızın literatürde bir ilk olma özelliğini taşıdığı düşünülmektedir.

Yapılan çalışmalarda, kemik iyileşmesinin hücresel anlamda incelenmesinin daha anlamlı olduğu vurgulanmıştır. Ancak histopatolojik analiz için kemik dokudan biyopsi alınması gerekmektedir. İnsanlar üzerinde yapılan klinik çalışmalarda biyopsi alınması etik olarak uygun görülmemektedir ve bu alandaki araştırmalarda deneysel hayvan çalışmalarının yapılması daha fazla kabul görmektedir [116]. Bu çalışmada da kemik iyileşmesinin

derecesini takip edebilmek ve histopatolojik değerlendirme yapabilmek amacıyla kemik örneği alınması gerektiğinden çalışmamız deney hayvanları üzerinde yapılmıştır.

Kovacs ve arkadaşları, deneysel çalışmaların çoğunlukla tavşan ve köpekler üzerinde yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Küçük olmaları ve teminlerinin kolay olması nedeniyle bu hayvanlar tercih edilmektedirler. Araştırmalarda sıklıkla kullanılan tavşan ve köpeklerin iyileşme yeteneklerinin insandan farklı olmasına rağmen, bu çalışmaların sonuçlarının ileri dönem çalışmalar için önemli bir bilgi tabanı oluşturduğu düşünülmektedir [117].

Tavşanların bakım ve barındırma koşulları kolaydır, çalışma şartları uygundur ve karşılaştırma yapmak için literatürde benzer çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Kemik metabolizma hızlarının yüksek olmasıyla, kemik defekti iyileşmelerini daha az zamanda tamamladıkları belirtilmiştir [118]. Belirtilen sebeplerden dolayı bizim çalışmamızda da Yeni Zelanda cinsi tavşanlar tercih edilmiştir.

Hollinger ve Kleinschmidt tarafından, bireyin yaşamı boyunca spontan olarak iyileşemeyecek en küçük intraosseöz yara olarak tanımlanan kritik boyutlu kemik defekti, olduğu türlere ve bölgeye göre farklılık göstermektedir. Deneysel çalışmalarda sürenin sınırlı olması ve deney hayvanının tüm hayatı boyunca izlenmesinin mümkün olmamasından dolayı, hayvan araştırmalarında kritik boyutlu kemik defektinin, çalışma süresi boyunca iyileşemeyen defektleri ifade ettiği kabul edilmiştir [119, 120].

Dodde ve arkadaşları 18 beyaz yeni zelanda tavşanın üzerinde yaptıkları deneysel çalışmada; tavşanları üç gruba ayırmışlar ve 1. gruptaki tavşanların kafataslarında 5 mm, 2. gruptakilerde 10 mm ve 3. gruptaki tavşanların kafataslarında 15 mm çapında defektler oluşturmuşlardır. 9. ve 18. haftalarda elde edilen örneklerde bilgisayarlı tomografi ve histolojik olarak yapılan incelemelerde 15 mm çapındaki defektlerin spontan olarak iyileşemediğini, defekt kenarları arasında 3.33 mm'lik açıklık kaldığını ve bu büyüklükteki defektin tavşan modeli için kritik boyut defekti (KBD) miktarı olduğunu bildirmişlerdir [121].

Clokie ve arkadaşları, Yeni Zelanda tavşanlarının kalvaryalarında yaptıkları deneysel çalışmalarında 15 mm çapındaki KBD'nde 6 ve 12. hafta sonunda ince ve esnek bir skar dokusunun defekti doldurduğunu, radyografik olarak ise defektin radyolüsent görüntüde ve

defekt kenarlarının skar dokusuna doğru incelecek şekilde düz görüldüğünü; histolojik olarak ise defektin kemik marjinlerinde az miktarda yeni kemik oluşumu ile birlikte ince fibröz bir skar dokusu ile dolu olduğunu; bu görüntünün 12. haftada daha sık görüldüğünü bildirmişlerdir [122].

Benzer şekilde Rabie ve arkadaşları yaptıkları çalışmalarında 10x5 mm çapında KBD'lerinde defektin fibröz bağ doku ile dolduğunu ve sadece defektin kenarlarında az miktarda yeni kemik oluşumu görüldüğünü belirtmişlerdir [123]. Bizim çalışmamızda kemik dokusundaki iyileşmeyi stimüle eden herhangi bir materyal kullanılmadığından dolayı, sadece kemik iyileşmesini takip edebilmek amacıyla 8 mm çapında kemik defekti oluşturulmuştur.

Piezoelektrik cerrahi aletlerinin kullanıldığı çalışmalar incelendiğinde birçok hayvanın farklı kemiklerinde sadece osteotomi amaçlı kemik kesileri yapılarak kemik iyileşmesinin değerlendirildiği tespit edilmiştir. Bu çalışmamızda ise tavşan kafataslarında yuvarlak şekilli 8 mm çapında defektler açtığımızdan dolayı da, çalışmamızın literatürde bir ilk olma niteliği taşıdığı düşünülmektedir.

Vücuttaki kemik dokuları farklı osteojenik aktivite gösterdiğinden dolayı kemikte bir etkileşim olduğunda farklı yanıtlar vermektedir. Bundan dolayı iyileşme süreçleri de farklılıklar göstermektedir. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisinin temel çalışma alanı olan mandibula ve maksilla bu açıdan değerlendirildiğinde intramembranöz kemikleşme göstermektedir. Bu çalışmada, mandibular ve maksilla gibi intramembranöz kemikleşme gösterdiğinden, ulaşım rahatlığından, cerrahi prosedür kolaylığından ve nispeten düz bir yapıya sahip olmasından dolayı tavşan parietal kemiklerinde çalışılması tercih edilmiştir [124]. Aynı hayvan parietal kemikleri üzerine 8'er mmlik 3 adet defekt açılabilmesi hayvan sayısının düşük tutulması konusunda da farklı bir avantaj olmuştur.

Robiony ve arkadaşları osteotomi yüzeylerindeki canlı osteosit varlığını tespit etmişlerdir. Bunu piezoelektrik cerrahi cihazının ucunun hassas ve güçlü lineer titreşimleri ile döner frezlerin aksine osteotomi hattının ötesinde kemiğe hasar vermemesine, bol irrigasyon sıvısı ile etkili soğutma etkisine ve ısı ile ilişkili hasar vermemesine bağlamışlardır [125].

Heinemann ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, ultrasonik cerrahi (Piezosurgery®), sonik cerrahi SONICflex® ve konvansiyonel frez yönteminin kemik içinde ısı üretimi ve farklı kesme pozisyonlarında yapılan osteotomilerin etkilerinin ışık mikroskopisi altında karşılaştırılmasını amaçlamışlardır. Domuz mandibula segmentlerinde. SONICflex®sonic cihazı tarafından üretilen ortalama ısının konvansiyonel döner frez (1.54-2.29°C) ile yakın olduğu, Piezosurgery®'nin ise 18.17°C'ye kadar yüksek bir ısı sergilediği bulunmuştur. Defekt yarıçapına bitişik kemik matrisinin histolojik incelemeleri, her üç cihazda da sağlam osteositler ve alt bölgede benzer çapta hasar olduğunu göstermiştir. SONICflex® defektin üst bölgesinde minimum hasarlı, pürüzsüz kesme yüzeyleri sergilemiştir. Son olarak bulunan sonuçlar, SONICflex® ile yapılan sonik cerrahinin alternatif bir osteotomi yöntemi olduğunu ve geleneksel frez metoduna alternatif olarak kullanılabileceğini göstermiştir [126].

Kerawala ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada konvansiyonel döner aletlerin, kemik üzerinde kullanımları sırasında ortaya çıkardıkları aşırı yüksek ısı nedeniyle marjinal osteonekroz oluşturduklarını doğrulamış, periostun bütünlüğüne zarar vermek suretiyle kemiğin innervasyonunu ve rejenerasyonunu bozduğunu, iyileşmeyi geciktirdiğini veya engellediğini bildirmişlerdir [127].

Çalışmamız in vivo olduğundan, uygulama sırasında oluşan ısı nedeniyle kemik üzerinde nekroz yaratmamak ve standardizasyonu sağlamak amacıyla tüm defektler steril serum irrigasyonu altında açılmıştır ve iki örnek hariç nekrozla karşılaşmamıştır. Oluşan ısıyı ölçmek için herhangi bir uygulama yapılmamıştır.

Perioperatif antibiyotik uygulaması insanlarda rutin bir uygulama iken, deneysel hayvan çalışmalarında bu konuda bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bazı araştırmalarda kemik iyileşmesinin antibiyotik uygulanmasıyla geciktiği bildirilmiştir. Perry ve arkadaşları levoflaksosin ve trovafloksasin uygulanan ratlarda kallus olgunlaşmasında gecikme ve kıkırdak yapımında artış gözlenirken daha az örgü kemik yapımı görüldüğünü bildirmişlerdir [128]. Bir diğer çalışmada, ratlarda femur fraktürü oluşturulduktan sonra gentamisin ve vankomisin uygulanmışlar ve kemik iyileşmesi üzerinde olumsuz bir etki görülmediği belirtilmiştir [129]. Favaro-Pipi ve arkadaşları rat tibialarında defekt oluşturdukları çalışmada postoperatif antibiyotik uygulamamışlar, sadece süturlar atıldıktan sonra cildi povidon iyot solüsyonu ile dezenfekte etmişlerdir [130]. Bizim çalışmamızda da

perioperatif antibiyotik kullanımı konusunda literatürdeki çelişkili sonuçlardan ve sistemik yan etkilerinden dolayı deney hayvanlarına perioperatif antibiyotik uygulanmamıştır.

Deney hayvanları üzerinde kemik iyileşmesinin incelendiği çalışmalarda postoperatif analjezik ilaç kullanılması konusu da tıpkı antibiyotik kullanılması gibi çelişkili bir konudur. Nonsteroid antiinflamatuvar ilaçlar etki mekanizmaları gereği siklooksinejiz enzim inhibisyonu yaparlar ve bu enzim osteoblast farklılaşmasında etkili olur [131]. Hayvanlarda kemik defekti oluşturulan çalışmalarda iyileşmeye olumsuz etki gösterebileceği nedeni ile analjezik kullanılmaması gerektiğini savunan araştırmacılara karşın [132, 133] hayvanlarda analjezik kullanımının kemik iyileşmesi üzerinde olumsuz etki yaratmayacağını savunan araştırmacılar da vardır [134-136]. Yapılan bir çalışmada farelerde tibia fraktürü oluşturulmuş ve farklı nonsteroidal ilaçların kullanımının kemik sağlığına olumsuz bir etkisi bulunmadığı bildirilmiştir [136]. Buna karşın Beck ve arkadaşları rat tibialarında transvers osteotomi yapıp, intermedüller pin fiksasyonu uyguladıkları çalışmalarında diklofenak kullanımının kemiğin eğilme direncinde ve yoğunluğunda azalmaya neden olduğunu savunmuşlardır [135]. Bir başka çalışmada parekoksib ve indometazin uygulamasının rat tibia fraktürü iyileşmesi üzerinde etkileri değerlendirilmiş ve sonuçta maksimum gerilme kuvveti ve kemik mukavemeti üzerinde azaltıcı etkisi olduğu belirtilmiştir [137]. Bu bulgular ışığında çalışmamızda farklı piezoelektrik cerrahi aletlerin kemik üzerindeki iyileşme etkisinin daha sağlıklı ve standart bir şekilde değerlendirilebilmesi için deney hayvanlarına herhangi bir postoperatif analjezik kullanılmamıştır.

Literatür taraması yapıldığında kemik iyileşmesi araştırılan hayvan deneylerinde genellikle kemik iyileşmesi üzerinde hızlandırıcı etkisi olup olmadığı konusunda merak uyandıran birçok greft materyali denenmiştir [138, 139]. Bizim çalışmamızda sadece cihaz etkinliği araştırıldığı için defekt bölgelerine herhangi bir greft uygulaması yapılmamış ve defektler kendi iyileşme sürecine bırakılmıştır.

Li Ma ve arkadaşlarının yaptıkları iki farklı çalışmada, bizim çalışmamıza benzer farklı osteotomi cihazlarının kemik iyileşmesi üzerindeki etkisi değerlendirilmiş ve hayvanlar 1, 2, 3 ve 5 haftalık gözlem süreleri sonunda kurban edilmiştir [140, 141]. Bizim çalışmamızda da deney hayvanlarının iyileşme potansiyelleri yüksek olduğundan ve geç dönemde defektlerin tamamen iyileştiği diğer çalışmalar tarafından da desteklendiğinden,

erken ve orta dönem iyileşme farklılıklarına bakabilmek maksadıyla 1 ve 3 haftalık gözlem süreleri sonucunda tavşanların sakrifiye edilmesi düşünülmüştür.

Literatürde, piezoelektrik cerrahi tekniğinin oral ve maksillofasiyal bölgede kullanıldığını bildirilen tüm vakalarda, cihazın kavitasyon etkisinin hücre canlılığına ve farklılaşmasına normal konvansiyonel metotlar gibi zarar vermediği ve normal kemik iyileşmesinin daha hızlı sağlandığı belirtilmiştir [106, 142].

Bu veriler ışığında teknolojideki gelişmelerle beraber piezoelektrik cerrahi aletlerinin özelliklerinin giderek arttığı ve doku uyumuna dair daha pozitif sonuçlar verdiğini söyleyebiliriz. Bizim çalışmamızda da yukarıdaki çalışma sonuçları destekleyen bulgulara ulaşılmıştır. Çalışmamızda histomorfometrik, histolojik ve histokimyasal olmak üzere mikroskopik olarak 3 yönlü değerlendirme yapılmıştır. Histolojik olarak her bir örnek inflamasyon, rezorbsiyon, osteoklast varlığı, kollejenizasyon, vaskülarizasyon, nekroz ve kanama açısından değerlendirilmiştir. Histomorfometrik olarak inflamasyon skorlaması, çok çekirdekli dev hücre sayısı ve yara yeri dolun oranları hesaplanmıştır. Histokimyasal olarak ise kollejenizasyon yapılan trikrom histokimyasal boyaması yapılmıştır.

Horton ve arkadaşları 1975 yılında, köpek alveolar kemikleri üzerinde yaptıkları bir çalışmada ultrasonik bir alet ile düşük hızlı frez ve su soğutucu ile kullanılan bir cerrahi keskinin iyileşme hızı üzerindeki etkilerinin histolojik olarak karşılaştırmasını yapmışlardır. Köpek alveolar kemikleri üzerinde mukoperiosteal flep kaldırılmasından sonra, her bir alet ile 3 x 3 x 2 mm boyutlarında defekt oluşturulmuş ve köpekler, 3, 7, 14, 28, 56, ve 90 gün sonra sakrifiye edilmiştir. Cerrahi alanların histolojik incelemesinde frezin en pürüzsüz yüzeyi ürettiği tespit edilmiştir. 3. günde, keski ve ultrasonik alet ile hazırlanan numunelerde, defekt alanı içindeki yüzeyler boyunca hücresel organizasyon alanlarını ve bitişik ilik boşluklarında osteoid oluşumunu sergilenmiştir. 7. günde, osteoblastik aktivitenin en çok keski ile hazırlanan örneklerde ve en az frez ile hazırlananlarda olduğu tespit edilmiştir. İlerleyen dönemlerdeki iyileşme oranının en iyi keski kullanımında olduğu ortaya çıkmıştır [143]. 1975 yılında yapılan bu çalışmada kullanılan ultrasonik aletin kemik iyileşmesi üzerinde diğer konvansiyonel aletler ile karşılaştırıldığında daha kötü sonuç verdiği tespit edilmiştir. Bu durumda gelişen teknoloji ile birlikte piyasaya yeni sürülen piezoelektrik cerrahi aletlerinin daha iyi sonuçlar verdiği, günümüzde güncel çalışmalarla ispatlanmış ve hipotezimizi desteklemiştir.

Alexandre Anesi ve arkadaşlarının yaptığı bir deneysel çalışmada iki farklı piezocerrahi aletinin (Piezosurgery® Medical-PM and Piezosurgery® Plus-PP) ve bir konvansiyonel döner el aletinin (RO) kemik doku üzerindeki etkisi araştırılmıştır. 16 adet tavşanın kafatasında açılan 1cm uzunluğundaki kemik defektleri, hayvanların 15 gün sonra sakrifikasyonunu takiben histopatolojik olarak değerlendirilmiştir. PP ve PM kullanılarak yaratılan kesi hatlarının RO kullanılarak oluşturulan hatlara kıyasla iyileşme potansiyelinin daha yüksek olduğu, ancak PP'nin PM'den daha güçlü bir cihaz olmasına rağmen çok fazla fark olmadığı tespit edilmiştir [144].

Li Ma ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, bir tavşan modelinde piezocerrahi ve iki farklı testere bıçağının uygulandığı deneysel osteotomilerde kemik iyileşmesini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada 16 tavşan, bir, iki, üç ve beş haftalık gözlem sürelerine uymak üzere rastgele dört gruba ayrılmıştır. Tüm hayvanlarda, geleneksel bir testere bıçağı, yeni bir testere bıçağı ve piezocerrahi kullanılarak sol ve sağ burun kemiği üzerinde dört osteotomi hattı yapılmıştır. Her üç osteotomi tekniğinde de bir hafta sonra başlayan kemik iyileşmesi gözlenmiştir. En belirgin yeni kemik oluşumu iki ve üçüncü haftalar arasında gerçekleşmiş ve piezoelektrik cerrahisinin daha hızlı kemik oluşumu ve yeniden biçimlenme eğilimi gösterdiği tespit edilmiştir. Ancak, üç modalite arasında anlamlı fark olmadığı belirtilmiştir [141].

Hoigne ve arkadaşları piezoelektrik cerrahi sonrası yara iyileşmesinin ve kemik konsolidasyonunun sorunsuz gerçekleştiğini, iyileşme süresinin geleneksel iyileşme süresinden daha kısa olduğunu belirtmişlerdir. Tekniğin doku seçici olması nedeniyle minimal invaziv cerrahi için periostun daha az sıyrılmasına ve yumuşak dokuların daha az çekilmesine izin vererek, iyileşme sürecine pozitif etki sağlayabileceğini düşünmüşlerdir [145].

Jônatas Caldeira Esteves ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, piezocerrahi ve geleneksel drillerin osteotomiler sonrası kemik iyileşme dinamiklerini kıyaslamayı amaçlamışlardır. 110 adet fare, bir grupta 55 fare olmak üzere iki alt gruba ayrılmış ve de tibialarında iki farklı alet ile çapı 2 mm olan defektler açılmıştır. Histolojik, histomorfometrik, immünohistokimyasal ve moleküler analiz için hayvanlar 3., 7., 14., 30. ve 60. günlerde sakrifiye edilmiştir. Sonuç olarak histolojik ve histomorfometrik açıdan; 30. gün sonunda

gözlemlenen yeni oluşan kemiğin, piezocerrahi grubunda biraz daha yüksek olması dışında iki grupta da hemen hemen benzer olduğu tespit edilmiştir [146].

Vercelotti ve arkadaşlarının köpek mandibulasında yaptıkları in vivo deneysel bir çalışmada piezoelektrik cerrahi cihazı, elmas ve karbit frezlerle yapılan osteotomiler sonrası yara iyileşmesi cevabı değerlendirilmiştir. Elmas ve karbit frezlerle osteotomi yapılan sahalarda 14. gün sonunda kemik kaybı gözlenirken, piezoelektrik cerrahi cihazı ile osteotomi yapılan sahalarda kemik seviyesinde artış gözlenmiştir. Her üç yöntemle yapılan osteotomilerde de 28. gün sonunda kemik seviyesinde artış gözlenmiş, 56. gün sonunda elmas ve karbit frezlerle yapılan osteotomi sahalarında kemik kaybı gözlenirken, piezoelektrik cerrahi aletiyle yapılan osteotomi sahalarında kemik seviyesinde artış gözlenmiştir. Çalışmanın sonuçları, piezoelektrik cerrahi aleti ile yapılan osteotomiler sonrası kemik iyileşme cevabının elmas veya karbit frezlerle karşılaştırıldığında daha iyi olduğunu göstermiştir [147].

Li Ma ve arkadaşlarının [141], Alexadre Anesi ve arkadaşlarının [144], Hoigne ve arkadaşlarının [145], Esteves ve arkadaşlarının [146], Vercelotti ve arkadaşlarının [147] yaptıkları çalışmaların bizim çalışmamızla oldukça benzer oldukları görülmektedir. Bizim çalışmamızda da özellikle yeni nesil piezoelektrik cerrahi grubunda olmak üzere kemik iyileşmesinin piezoelektrik cerrahi aletlerinde 7. günde daha fazla olduğu; ancak 21. günde gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda piezoelektrik cerrahi aletleri ile yapılan osteotomilerin konvansiyonel yöntemlere göre erken dönemde iyileşme üzerine etkisinin daha başarılı olduğu, ancak farklı piezoelektrik cerrahi aletlerinin birbirlerine karşı çok fazla üstünlük göstermediği istatistiksel olarak anlaşılmaktadır. Yeni nesil piezocerrahi aletlerinin eski nesillere göre erken dönemde daha başarılı olduğu görülmüş; ancak bu istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır. Bu bulgu ile iyileşme süresi konusunda piezoelektrik cerrahi aletlerinin geleneksel aletlere göre daha üstün olduğu bir kez daha ispatlanmıştır.

Li Ma ve arkadaşlarının iki yıl sonra yaptıkları diğer bir çalışmada, bir tavşan modelinde geleneksel döner aletler ve piezoelektrik cerrahi ile yapılan osteotomilerin ardından yara iyileşme sürecinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması amaçlanmıştır. 16 adet tavşanın nasal kemikleri üzerinde iki farklı alet ile iki osteotomi hattı kıyaslanmıştır. Defektler resorbe olabilen membran ile kapatılmıştır. Hayvanlar 4 alt gruba ayrılmış ve 1., 2., 3. ve 5.

haftalarda sakrifiye edilmiştir. Histolojik ve morfometrik değerlendirmeler, çeşitli doku bileşenlerinin volumetrik yoğunluğunu değerlendirmek için yapılmıştır: kan pıhtısı, vaskülarize yapılar, geçici matris, osteoid, mineralize kemik, kemik artıkları, kalıntı doku ve eski kemik. Piezocerrahi ile hazırlanan defektler, geleneksel rotatif kemik defektine kıyasla, 1. haftada kemik debrisinde anlamlı bir azalma olduğunu göstermiştir. 2. ve 3. haftalarda yeni oluşan kemik doku köprüsü izlenmiş ancak istatistiksel olarak anlamlı bir sonuca ulaşılamamıştır. 5. haftada, defektlerin yeni kemikle tamamen dolduğu tespit edilmiştir [140]. Bizim çalışmamızda yapılan histomorfometrik ölçümlere göre de oluşturduğu kemik sekestri açısından piezoelektrik cerrahi aletleri daha başarılı bulunmuştur. 7. ve 21. günlerde yapılan ölçümlere göre, yeni ve eski nesil piezoelektrik cerrahi aletlerinin oluşturduğu kemik sekestri miktarının zamanla azaldığı, kontrol grubunda ise bu değer arttığı istatistiksel olarak tespit edilmiştir. Yeni nesil piezocerrahi aletlerinin eski nesillere göre erken dönemde daha başarılı olduğu görülmüş ve bu istatistiksel olarak anlamlı bulunamamıştır.

Maurer P ve arkadaşları yaptıkları bir hayvan çalışmasında dört farklı osteotomi aletini hayvan modellerinde açtıkları defektlerin histopatolojik olarak incelenmesi ile karşılaştırmışlardır. Tavşan kafatasından standart boyutta taze kemik örnekleri alınmıştır. Kullanılan teknikler; mikro testere, Lindemann frezi, iki ucu [OT6 (kaba) ve OT7 (ince)] ile ultrasonik osteotomdur. Hazırlanan yüzeyler ışık mikroskopisi, çevresel yüzey elektron mikroskobu (ESEM) ve konfokal lazer tarama mikroskopisi (CLSM) ile incelenmiştir. Geleneksel osteotomi tekniğini kullandıktan sonra kortikal ve süngerimsi kemiği ayırt etmenin zor olduğunu ve ultrasonik tekniğin kemiğin orijinal yapısını koruduğunu belirtmişlerdir. Yüzeysel pürüzlülük için gözlenen değerler şu şekildedir: 3.97mm (mikro testere), 5.7mm (Lindemann frezi), 2.48mm (OT7) ve 3mm (OT6). Frez ve kesici uç OT6 (P0.015) ve OT7 (P0.003) değerleri arasında istatistiksel olarak farklılıklar vardır. Sonuç olarak bu çalışmada çeşitli osteotomi tekniklerini kullandıktan sonra mikromorfolojik farklılıklar açıkça tanımlanmıştır [148]. Bizim çalışmamızda yara yüzeylerine ilişkin pürüzlülük dereceleri ölçülmemiştir. Ancak kesitlerin mikroskop altında incelenmesi sonucu piezoelektrik cerrahi aletlerinin daha pürüzsüz bir kesim yüzeyi sağladıkları labaratuvar şartlarında gözlenmiştir.

Osteotom kullanımı ve piezoelektrik cerrahi tekniği sonrası iyileşme sürecinin benzer olduğu düşünülmektedir. Ancak döner frez kullanımı sonrası kemik dokunun iyileşmesi bu

iki teknikten büyük farklılıklar göstermektedir. Döner frezler kemik kenarlarındaki hücresel elemanların dejenerasyonuna, fibrovasküler dokuların devamlılığına ve osteoblastların ve osteoklastların reaksiyonunda azalmaya yol açar [149]. Bu çalışma ile elde edilen bulgular bizim çalışmamızın histopatolojik sonuçları ile de desteklenmektedir. Bizim çalışmamızın kontrol grubundaki iki örneğinde, defekt duvarındaki konak kemikte rezorbsiyon alanları ve bu alanda osteoklast varlığı tespit edilmiştir. Ancak piezoelektrik cerrahi gruplarında, minimal düzeyde de olsa osteoid formasyonu konak kemiğin devamlılığında yer almıştır.

Kemik testereleri ve frezlerin karşılaştırıldığı histolojik çalışmalarda; piezoelektrik cerrahi cihazının güvenlik, kesme hassaslığı, anatomik yapıların korunması açısından üstünlüğünü ortaya koymuş, yeni kemik oluşumunun kemik testereleri ve frezlere nazaran piezoelektrik cerrahi cihazı kullanımını sonrası daha iyi ve hızlı olduğunu göstermiştir. Yazarlar, kesim yüzeyinde normal boyutlarında ve morfolojisinde canlı osteosit mevcudiyetini piezoelektrik cerrahi cihazının tamamıyla zararsız kesim olanağı vermesine ve travmayı azaltmasına yorumlamışlardır [150,151].

Schaeren ve arkadaşları piezocerrahide bir sinirin doğrudan uca temas ederken sinirin parçalanmadığını ve yapısal veya fonksiyonel bir zarar görmediğini belirtmişlerdir [94]. Sinir dokusundaki zararın, doktor tarafından piezoelektrik uçlarla sinir üzerine aşırı kuvvet uygulamasına bağlı olduğunu tespit etmişlerdir [98, 152].

Çalışmamızda piezoelektrik cerrahi aletler ile açılan defektlerin hiç birinde dura perforasyonu oluşmamasına rağmen konvasiyonel döner alet ile açtığımız defektlerin ikisinde dura perforasyonu meydana geldiği cerrahi aşamada ve histopatolojik değerlendirmede tespit edilmiştir. Bu bulgu da piezoelektrik cerrahi aletlerinin anatomik yapıları koruması hususundaki üstünlüğünü bir kez daha ortaya koymuştur.

Horton ve arkadaşları yaptıkları çalışmada belirli sabit bir basınçta doruk yoğunluğu 0.5 W/cm² olan 3MHz dalga boyunda ultrasona 5 dakika maruz kalan insan fibroblastlarının kollajen sentezinin arttığını belirtmişlerdir [106]. Çalışmamızda yeni oluşan kollajenize dokuları değerlendirebilmek maksadıyla trikrom boyama yöntemi tercih edilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre her iki deney grubunda 7. günden 21. güne kadar kollajenin ince kısa fibriller yapıdan başlayarak matürleşip kalın dens bantlar halini aldığı görülmüştür.

Yang ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, 2 piezoelektrik cerrahi aleti ile karbür ve elmas drillerin gelecekteki uygulamalarına olanak sağlamak için kemik iyileşmelerini karşılaştırılmıştır. Yetişkin farelerin parietal kemiklerinde subkritik boyutta (yaklaşık 1.5*2 mm) kalvaryal defektler oluşturulmuştur. Defekt standardizasyonunu takiben, 4 gruba ayrılan 12 farenin parietal kemikleri üzerinde tam kalınlıkta yarı dairesel bir kusur oluşturulmuş (karbür frez, Surgystar, elmas frez ve Piezoelektrik Sistem) ve sert doku iyileşmesi ameliyattan 1 gün, 2 hafta, 4 hafta ve 8 hafta sonra mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak değerlendirilmiştir. 4. haftada Surgystar grubu ve Piezoelektrik Sistem grubu karbür grubundan anlamlı bir fark gösterilmiştir. Surgystar ve Piezoelektrik Sistem grupları elmas grubundan farklıdır. 8. haftada da Surgystar ve Piezoelektrik Sistem grupları karbür ve elmas gruplarından önemli ölçüde farklılık gösterilmiştir. 8. haftada iyileşme sonuçları oranının, Surgystar grubunun karbür grubuna ($P = 0.001$) ve elmas grubuna ($P = 0.026$) göre anlamlı derecede daha yüksek kemik iyileşme yüzdesine sahip olduğu gösterilmiş, ancak Piezoelektrik Sistem grubundan önemli ölçüde farklı olmadığı belirtilmiştir ($P = 0.420$). Sonuç olarak Surgystar ve Piezoelektrik Sistemin kemik osteotomisi için uygun olduğu ve mekanik enstrümantasyona kıyasla daha hızlı kemik iyileşmesi sağladığı belirtilmiştir [153]. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak kemik iyileşmeleri mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak değerlendirilmiştir. Bizim çalışmamızda ise daha sağlıklı sonuç vermesinden dolayı yeni kemik, kemik sekestri, bağ doku, fibrin ve yara yeri dolum oranları histomorfometrik değerlendirme yapılarak ölçülmüştür. Ayrıca dolu alan ve boş alan miktarları hesaplanarak yüzdeli ifadelerle belirtilmiştir.

Tüm bu bilgiler ışığında, kendi çalışmamızın sonuçlarını da göz önünde bulundurarak yeni nesil piezocerrahi aletlerinin diğer aletlere göre daha güvenilir bir çalışma ortamı sunduğu, çalışılan dokuda minimal düzeyde hasar oluşturduğu, oluşan hasarın da yara iyileşmesi süreci ile birlikte hızlı bir şekilde toparlandığı klinik ve histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak gözlemlenmiştir. Elde ettiğimiz bu sonuçların yapılacak başka araştırmalarla da desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada tavşan parietal kemiklerinde yeni nesil piezoelektrik cerrahi aleti, eski nesil piezoelektrik cerrahi aleti ve konvansiyonel döner alet ile 8'er mmlik 3 adet kemik defekti açılmış ve doğal iyileşme sürecine bırakılmıştır. Uygulamanın 7. ve 21. günlerinde iki gruba ayrılan 12 tavşan sakrifiye edilmiş ve kemik iyileşmeleri histopatolojik, histokimyasal ve histomorfometrik olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre;

- 1) Kısa dönem takipte yeni nesil piezocerrahi aletleri ile açılan defekt alanlarındaki dolumun (kemik ve bağ doku) diğer gruplara göre daha fazla olduğu ancak orta dönem takipte gruplar arasında anlamlı bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir.
- 2) Her iki deney grubunda 7. günden 21. güne kadar kollajenin ince kısa fibriller yapıdan başlayarak matürleşip kalın dens bantlar halini aldığı görülmüştür. 7. günde ekstrasellüler matriks ve ince fibriller kollajenin açık mavi renkli boyandığı, miyofibroblast ve genç fibroblastların kırmızı olduğu izlenmiştir. 21. günde oluşan yeni kemiğin mavi-lacivert, matür kemik ve kemik sekestrlarının kırmızı renkte boyandığı gözlenmiştir. Deney ve kontrol grubu arasında boyanma paterni açısından bir farklılık izlenmemiştir.
- 3) Eski nesil piezocerrahi aleti grubuna dair 7. ve 21. günlerde yapılan dolum ölçümlerine göre bazı parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Buna göre 7. günün yeni kemik ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün sekestr ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün dolu yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün boş yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.
- 4) Kontrol grubuna dair 7. ve 21. günlerde yapılan dolum ölçümlerine göre bazı parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Buna göre 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün dolu yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha az; 7. günün boş yüzde ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.

- 5) Yeni nesil piezocerrahi aleti grubuna dair 7. ve 21. günlerde yapılan dolum ölçümlerine göre bazı parametreler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Buna göre 7. günün fibrin ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün toplam alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla; 7. günün boş alan ölçümlerinin ortalamasının, 21. güne göre daha fazla olduğu görülmektedir.
- 6) Yapılan analizlerin sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP ile ölçülen yeni kemik ve toplam alan ölçümlerinin ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Analiz sonucuna göre yeni kemik için farklılığı yaratan grubun EP'den kaynaklandığı görülmüştür. Buna göre EP'nin yeni kemik ölçümlerinin ortalaması, K'nın yeni kemik ölçümlerinin ortalamasından, EP'nin yeni kemik ölçüm ortalamasının da YP'nin yeni kemik ölçümlerinin ortalamasından küçük olduğu görülmektedir. Analiz sonucuna göre toplam alandaki farklılığın EP'nin toplam alan ölçümlerinin ortalaması ile K'nın toplam alan ölçümlerinin ortalaması arasında olduğu ve K'nın toplam alan puan ortalamasının EP'ye göre daha fazla olduğu görülmektedir.
- 7) Yapılan analizlerin sonucuna göre 7. günde EP, K ve YP ile ölçülen sekestr ölçümlerinin medyanları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0.05$). Analiz sonucuna göre farklılığı yaratan grubun EP'den kaynaklandığı görülmüştür. Buna göre EP'nin sekestr ölçümlerinin medyanı, K'nın sekestr ölçümlerinin medyanından, EP'nin sekestr ölçüm medyanının da YP'nin sekestr ölçümlerinin medyanından büyük olduğu görülmektedir.

Çalışmamızın, yeni nesil piezocerrahi aletleri ile tavşan kafatasında yuvarlak şekilli defektler açılarak denendiği ilk çalışma olduğu düşünülmektedir. Elde ettiğimiz sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda, yeni nesil piezocerrahi aletlerinin kemik iyileşmesi üzerinde daha olumlu sonuçlar verdiği histopatolojik, histokimyasal, histomorfometrik ve istatistiksel olarak söylenebilir. Eski nesil piezocerrahi aletleri ile kıyaslandığında istatistiksel olarak anlamlı sonuçlara ulaşamamış olmasına rağmen konvansiyonel döner aletlere göre istatistiksel olarak anlamlı sonuçlara ulaşılmıştır. Elde ettiğimiz bulguların yapılacak deneysel ve klinik yeni çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

KAYNAKLAR

1. Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, Buchfelder M, Ludwig HC. (2005). Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Neurosurgery*, 57, 410-414.
2. Gruber RM, Kramer FJ, Merten HA, Schliephake H. (2005). Ultrasonic surgery-an alternative way in orthognathic surgery of the mandible. A pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34, 590-593.
3. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. (2005). Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 25, 543-549.
4. Horton JE, Tarpley TM Jr, Wood LD. (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone products with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Oral Radiology*, 39, 536-546.
5. Vercelotti T. (2000). Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20, 358-365.
6. Schaller, B.J. et al. (2005). Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Neurosurgery*, 57(4), 410.
7. Robiony M., et al. (2007). Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME) under local anaesthesia. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 36(3), 267-269.
8. Akay, M.T. (2008). *Genel Histoloji*, (Yedinci Baskı). Ankara: Palme Yayıncılık, 147-170.
9. Girgin, A.L., N. Özfiliz, N. Özcan, Z. Erdost, H. Ergün, L. Zık, B. Özen, ve A. Ergül, E. (2014). *Temel Histoloji*, (İkinci Baskı). Ankara: Nobel Yayıncılık, 237-261.
10. Buckwalter, J.A., Glimcher, M.J., Cooper R.R. and Recker, R. (1995). Bone Biology. *The Journal of Bone Joint Surgery*, 77(8), 1256-1275.
11. Clarke, B. (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, 3(3), 131-139.
12. Nanci, A. (2012). *Ten Cate's Oral Histology Development, Structure, and Function*, Elsevier India. 102- 104.
13. Sternberg, S.S. (1997). *Histology for pathologists*. USA: Lippincott-Raven. 75-78.
14. Aytekin, Ö. (2014). *Temel histoloji*. Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık. 26-29.

15. Eroschenko, V.P. (2008). *DiFiore's atlas of histology with functional correlations*. USA: Lippincott Williams & Wilkins. 98-101.
16. Prentice, A. (2003). Micronutrients and the bone mineral content of the mother, fetus and newborn. *The Journal of Nutrition*, 133(5), 1693-1699.
17. Bostrom, M.P. (1998). Expression of bone morphogenetic proteins in fracture. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355, 116-123.
18. Ross, M.H. and Pawlina, W. (2006). *Histology*. USA: Lippincott Williams & Wilkins. 74-77.
19. Erdoğan, D., Hatipoğlu, T., Görgün, M. ve Ilgaz, C. (2013). *Genel histoloji*. Ankara: Hatipoğlu Yayınevi. 25.
20. Akay, M.T. (2006). *Genel histoloji*. Ankara: Palme Yayıncılık. 36-37.
21. Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical Journal of The American Society of Nephrology*, 3, 131-139.
22. Resnick, D.L. and Kransdorf, M.J. (2004). *Bone and joint imaging e-book*. Elsevier Health Sciences. 65-69.
23. Ross, M.H. and Pawlina, W. (2006). *Histology*. USA: Lippincott Williams & Wilkins. 61-65.
24. Solakoğlu, S. ve Aytekin, Y. (2009). *Temel histoloji text ve atlas*. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri. 100-101.
25. Mariano S., Roberto E., Eduardo R. (1973). *New atlas of histology*. Philadelphia. 25-27.
26. Soydan, N. (1992). *Genel histoloji*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları. 45-46.
27. Bailey, F.R. (1958). *Textbook of histology*. USA: Williams & Wilkins. 63-66.
28. Sağlam, M., Aştı, R. ve Özer, A. (1997). *Genel histoloji (Genişletilmiş 5. Baskı)*. Ankara: Yorum Basın Yayın, 16-19.
29. Mutlu, Ş.K. (1958). *Histoloji*. Ankara: Güzel İstanbul Matbaası. 25-26.
30. Erkoçak, A. (1983). *Genel histoloji*. Bitlis: Okan Dağıtımçılık Yayıncılık. 46-49.
31. Cireli, E. (1976). *Genel histoloji hücre ve dokular*. İzmir: Ege Üniversitesi Matbaası. 75-76.
32. Paker, Ş. (1993). *Histoloji*. Bursa: Uludağ Üniversitesi Yayınları, 56-59.
33. Johnson, K.E. (1990). *Histology and embryology*. New Jersey, USA: Wiley, 98-102.
34. Artan, E. (1988). *Histoloji*. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Veteriner Fakültesi Yayınları, 78-81.

35. Gartner, L.P. and Hiatt, J.L. (2014). *BRS cell biology and histology*. USA: Wolters Kluwer Health, 55-58.
36. İnternet: URL:
http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.wikipedia.com.tr%2FBone_tissue&date=2017-10-01 Son Erişim Tarihi: 22.08.2017.
37. Akay, M.T. (2008). *Genel Histoloji*, (Yedinci Baskı). Ankara: Palme Yayıncılık, 147-170.
38. Girgin, A.L., N. Özfiliz, N. Özcan, Z. Erdost, H. Ergün, L. Zık, B. Özen, ve A. Ergül, E. (2014). *Temel Histoloji*, (İkinci Baskı). Ankara: Nobel Yayıncılık, 237-261.
39. Çırak, E. (2013). *Düşük enerji seviyeli lazerlerin diş çekimi sonrasında kemik iyileşmesi üzerine olan etkisinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 15-40.
40. Kumar, V. and Robbins S.L. (2014). *Robbins and Cotran pathologic basis of disease*. (Professional edition e-book). Elsevier Health Sciences, 263-267.
41. Gökçimen, A. (2006). *Genel tıbbi histoloji*. Isparta: Süleyman Demirel Üniversitesi Yayınları, 156-157.
42. Junqueira, L.C., and Carneiro, J. (2009). *Basic Histology, text & atlas*, (Eleventh Edition). İstanbul. Nobel Yayıncılık, 134-152.
43. Boysan, E. (2010). *Titanyum Bariyer Ve Greft Materyallerinin Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu Üzerine Etkisinin Deneysel Olarak İncelenmesi*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 3-39.
44. Meyers, R.C., HP. (2006). *Bone and Cartilage Engineering*, New York: Springer. 163-165.
45. Marx, R.E. (2007). Bone and bone graft healing. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 19(4), 455-466.
46. Hasegawa, Y., Sato, S., Takayama, T., Murai, M., Suzuki, N., and Ito, K. (2008). Short-term effects of rhBMP-2-enhanced bone augmentation beyond the skeletal envelope within a titanium cap in rabbit calvarium. *Journal of Periodontology*, 79(2), 348-354.
47. Fonseca, R.J.W., R.V. (1991). *Oral and Maxillofacial Trauma (First Edition)*. W.B. Saunders Company, 96-98.
48. Gül, M., Bayat, N., Gül, S., Hüz, M., Yıldız, A. ve Otlı, A. (2014). Kemik dokunun histolojik incelemesi için üç farklı dekalsifikasyon ajanının karşılaştırılması. *Turgut Özal Tıp Merkezi Dergisi*, 21(4), 274-279.
49. Doğan, Ö., Bilgiç, L., Demiryont, M. ve Acunaş, G. (1992). Kemik dekalsifikasyonunda mikrodalga ışınlama yöntemi. *Türk Patoloji Dergisi*, 8, 7-10.

50. Verdenius, H.H.W., Alma, L. (1958). A quantitative study of decalcification methods in histology. *Journal of Clinical Pathology*, 11(3), 229–236.
51. Sherman JA, Davies HT. (2000). Ultracision: the harmonic scalpel and its possible uses in maxillofacial surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38, 530-532.
52. Horton JE, Tarpley TM Jr., Wood LD. (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone products with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Oral Radiology*, 39, 536-546.
53. Vercelotti T. (2000). Piezoelectric surgery in implantology: a case report--a new piezoelectric ridge expansion technique. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20, 358-365.
54. Robiony M, Polini F, Costa F, Vercelotti T, Polliti M. (2004). Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62, 759-761.
55. Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF. (2008). Piezoelectric surgery: Twenty years of use. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46, 265–269.
56. Horton, J.E., T.M. Tarpley, and L.D. Wood. (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 39(4), 536-546.
57. Farin, G., (1993). Ultrasonic dissection in combination with high-frequency surgery. *Endoscopic surgery and allied technologies*, 2(3-4), 211-213.
58. Vercellotti, T. (2004). Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva stomatologica*, 53(5), 207-214.
59. Nusrath, M. and K. Postlethwaite. (2011). Use of piezosurgery in calvarial bone grafts and for release of the inferior alveolar nerve in sagittal split osteotomy: technical note. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49(8), 668-669.
60. Baldi, D., et al., (2011). Sinus floor elevation using osteotomes or piezoelectric surgery. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 40(5), 497-503.
61. Değerliyurt, D.M.K. (2009). *Cerrahi yardimli hizli maksiller genişletme vakalarinda konvansiyonel dönel aletler ve piezoelektrik cerrahi cihazinin maksiller osteotomiler sonrasi fasiyal ödem, ağrı, hasta memnuniyeti ve operasyon süresi açısından karşılaştırılması*. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 56-60.
62. Schlee, M., et al. (2006). Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant dentistry*, 15(4), 334-340.
63. Eggers G, K.J., Blank J, Hassfeld S. (2004). Piezosurgery: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *British Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 42, 451-3.

64. Stübinger S, K.J., Filippi A, Sader R, Zeilhofer HF. (2005). Intraoral piezosurgery: preliminary results of a new technique. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 63, 1283-7.
65. Leclercq P, Z.C., Dohan DM. (2008). Ultrasonic bone cut part 2: State-of-the-art specific clinical applications. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66, 183-8.
66. Grenga V, B.M. (2004). Piezoelectric surgery for exposure of palatally impacted canines. *Journal Clinic Orthodontics*, 38, 446-8.
67. Penarrocha M, G.D., Garcia B, Bagan JV. (2008). Treatment of bone defects produced by lower molar extraction using ultrasound-harvested autologous bone grafts. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 66, 189-92.
68. Sakkas N, O.J., Gutwald R, Schmelzeisen R. (2007). Transposition of the mental nerve by piezosurgery followed by postoperative neurosensory control: a case report. *British Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 46, 270-1.
69. Torrella F, P.J., Cabanes G, Anitua E. (1998). Ultrasonic osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*, 13, 697-700.
70. Vercellotti T, D.P.S., Nevins M. (2001). The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal Periodontics Restorative Dentistry*, 21, 561-7.
71. Vercellotti T, P.A. (2006). A new bone surgery device: sinus grafting and periodontal surgery. *Compend Contin Education Dentistry*, 27, 319-25.
72. Sortino F, P.E., Masoli V. (2008). The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 66, 2444-8.
73. Barone A, S.S., Marconcini S, Giacomelli L, Gherlone E, Covani U. (2008). Osteotomy and membrane elevation during the maxillary sinus augmentation procedure. A comparative study: piezoelectric device vs. conventional rotative instruments. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 511-5.
74. Schaeren S, J.C., Heberer M, Tolnay M, Vercellotti T, Martin I. (2008). Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 66, 593-6.
75. Landes CA, S.S., Rieger J, Williger B, Ha TK, Sader R. (2008). Critical evaluation of piezoelectric osteotomy in orthognathic surgery: operative technique, blood loss, time requirement, nerve and vessel integrity. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 66, 657-74.
76. Beziat JL, B.J., Lavandier B, Gleizal A. (2007). Ultrasonic osteotomy as a new technique in craniomaxillofacial surgery. *International Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 36, 493-500.

77. Gruber RM, K.F., Merten HA, Schliephake H. (2005). Ultrasonic surgery--an alternative way in orthognathic surgery of the mandible. A pilot study. *International Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 34, 590-3.
78. Robiony M., P.F., Costa F., Zerman N., Politi M. (2007). Ultrasound bone cutting for surgically asissted rapid maxillary expansion under local anesthesia. *Minerva Stomatologica*, 56, 359-68.
79. Ueki K, N.K., Marukawa K, Yamamoto E. (2004). Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *Journal Craniomaxillofacial Surgery*, 32, 381-6.
80. Ueki K, N.K., Marukawa K, Shimada M, Yamamoto E. (2007). Use of the Sonopet ultrasonic curettage device in intraoral vertical ramus osteotomy. *International Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 36, 745-7.
81. Robiony M, P.F., Costa F, Sembronio S, Zerman N, Politi M. (2007). Endoscopically assisted intraoral vertical ramus osteotomy and piezoelectric surgery in mandibular prognathism. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 65, 2119-24.
82. Geha HJ, G.A., Nimeskern NJ, Beziat JL. (2006). Sensitivity of the inferior lip and chin following mandibular bilateral sagittal split osteotomy using Piezosurgery. *Plastic Reconstructive Surgery*, 118, 1598-607.
83. Lee HJ, A.M., Sohn DS. (2007). Piezoelectric distraction osteogenesis in the atrophic maxillary anterior area: a case report. *Implant Dentistry*, 16, 227-34.
84. Heiland M, B.M., Pohlenz P, Li L, Schmelzle R, Blake F. (2007). Intraoral osteotomies using piezosurgery for distraction in an infant with Pierre-Robin sequence. *Clinic Oral Investigeny*, 11, 303-6.
85. Spinelli, G., et al. (2017). Surgical management of ankyloses of the temporomandibular joint by a piezoelectric device. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 45(4), 441-448.
86. Chiriac G, H.M., Schwarz F, Rothamel D, Becker J. (2005). Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cell viability and differentiation. *Journal Clinic Periodontology*, 32, 994-9.
87. Kotrikova B, W.R., Krempien R, Blank J, Eggers G, Samiotis A, Mühling J. (2006). Piezosurgery-a new safe technique in cranial osteoplasty? *International Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 35, 461-5.
88. Sivolella S, B.M., Scarin M, Mella F, Martinelli F. (2006). Autogenous particulate bone collected with a piezo-electric surgical device and bone trap: a microbiological and histomorphometric study. *Arch Oral Biology*, 51, 883-91.
89. Landes CA, S.S., Laudemann K, Rieger J, Sader R. (2008). Bone harvesting at the anterior iliac crest using piezoosteotomy versus conventional open harvesting: a pilot study. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*, 105, 19-28.

90. Robiony M, P.F., Costa F, Toro C, Politi M. (2007). Ultrasound piezoelectric vibrations to perform osteotomies in rhinoplasty. *Journal Oral Maxillofacial Surgery*, 65, 1035-8.
91. Robiony M, T.C., Costa F, Sembronio S, Polini F, Politi M. (2007). Piezosurgery: a new method for osteotomies in rhinoplasty. *Journal Craniofacial Surgery*, 2007. 18, 1098-100.
92. Hadeishi H, S.A., Yasui N, Satou Y. (2003). Anterior clinoidectomy and opening of the internal auditory canal using an ultrasonic bone curette. *Neurosurgery*, 52, 867-70.
93. Eggers, G., et al. (2004). Piezosurgery®: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *British Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 42(5), 451-453.
94. Torrella, F., et al. (1998). Ultrasonic osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(5), 697-700.
95. Schultes, G., A. Gaggl, and H. Kärcher. (1998). Periodontal disease associated with interdental osteotomies after orthognathic surgery. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 56(4), 414-417.
96. Sohn, D.-S., et al. (2007). Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *The International Journal Of Periodontics & Restorative Dentistry*, 27(2), 127.
97. Labanca, M., et al. (2008). Piezoelectric surgery: twenty years of use. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 46(4), 265-269.
98. Pavlíková, G., et al. (2011). Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *International Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 40(5), 451-457.
99. Spinelli, G., et al. (2014). Comparison of piezosurgery and traditional saw in bimaxillary orthognathic surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42(7), 1211-1220.
100. Shelley, E. and W. Shelley. (1986). Piezosurgery: a conservative approach to encapsulated skin lesions. *Cutis*, 38(2), 123-126.
101. Junqueira, L.C. and Carneiro, J. (2009). *Basic Histology, text & atlas, (Eleventh Edition)*. İstanbul. Nobel Yayıncılık, 134-152.
102. Kerem Turgut Atasoy. (2015). Farklı enerji yoğunluklarında düşük enerji seviyeli lazer (DESL) biyostimülasyonunun kemik iyileşmesine etkisinin hayvan modeli üzerinde incelenmesi. Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 55-58.
103. Kalfas IH (2001). Principles of bone healing. *Neurosurgery Focus*, 10: E1.

104. Hayda RA, Brighton CT, Esterhai JL, Jr. (1998). Pathophysiology of delayed healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 31-40.
105. Waters RV, Gamradt SC, Asnis P, Vickery BH, Avnur Z, Hill E, Bostrom M (2000). Systemic corticosteroids inhibit bone healing in a rabbit ulnar osteotomy model. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 71, 316-321.
106. Horton JE, Tarpley TM Jr., Wood LD. (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone products with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Oral Radiology*, 39, 536-546.
107. Vercelotti T. (2000). Piezoelectric surgery in implantology: a case report-a new piezoelectric ridge expansion technique. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 20, 358-365.
108. Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, Buchfelder M, Ludwig HC. (2005). Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Neurosurgery*, 57(4), 410.
109. Sherman JA, Davies HT. (2000). Ultracision: the harmonic scalpel and its possible uses in maxillofacial surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38, 530-532.
110. Basheer SA, Govind RJ, Daniel A, Sam G, Adarsh VJ, Rao A. (2017). Comparative Study of Piezoelectric and Rotary Osteotomy Technique for Third Molar Impaction. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 18(1), 60-64.
111. Patil C, Jadhav A, K R, Bhola N, Borle RM, Mishra A. (2019). Piezosurgery vs bur in impacted mandibular third molar surgery: Evaluation of postoperative sequelae. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 259-262.
112. Gülnahar Y, Hüseyin Köşger H, Tutar Y. (2013). A comparison of piezosurgery and conventional surgery by heat shock protein 70 expression. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(4), 508-10.
113. Spinelli G, Lazzeri D, Conti M, Agostini T, Mannelli G. (2014). Comparison of piezosurgery and traditional saw in bimaxillary orthognathic surgery. *Journal of Craniomaxillofac Surgery*. 42(7), 1211-20.
114. Rossi D, Romano M, Karanxha L, Baserga C, Russillo A, Taschieri S, Del Fabbro M, Gianni AB, Baj A. (2018) Bimaxillary orthognathic surgery with a conventional saw compared with the piezoelectric technique: a longitudinal clinical study. *British Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 56(8), 698-704.
115. Bertossi D, Lucchese A, Albanese M, Turra M, Faccioni F, Nocini P, Rodriguez Y Baena R. (2013). Piezosurgery versus conventional osteotomy in orthognathic surgery: a paradigm shift in treatment. *Journal of Craniofacial Surgery*, 24(5), 1763-6.

116. Pearce, A.I., Richards, R.G., Milz, S., Schneider, E., and Pearce, S.G. (2007). Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. *European Cells and Materials*, 13, 1-10.
117. Kovacs K, Velich N, Huszar T, Fenyves B, Suba Z, Szabo G. (2005). Histomorphometric and Densitometric Evaluation of the Effects of Platelet-Rich Plasma on the Remodeling of [beta]-Tricalcium Phosphate in Beagle Dogs. *Journal of Craniofacial Surgery*, 16(1), 150-154.
118. Lansdowne, J. (2010). Preclinical models for bone defects. Orthopaedic Trauma Association Annual Meeting and Basic Science Focus Forum Symposium, *Orthopaedic Trauma Association, AO Research Institute Davos, Davos Platz*, 145-146.
119. Hollinger JO, Kleinschmidt JC. (1990). The Critical Size Defect as an Experimental Model to Test Bone Repair Materials, *Journal of Craniofacial Surgery*, 1(1), 60-68.
120. Kleinschmidt JC, Hollinger JO. (1992). Animal Models in Bone Research in “ *Bone Grafts & Bone Substitutes* ”, 13, 133-146.
121. Dodde R, Yavuzcr R, Bier UC, Alkadri A. Jackson IT. (2000). Spontaneous bone healing in the rabbit. *Journal of Craniofacial Surgery*, 11, 346-9.
122. Clokie CM, Moghadam II. Jackson MT, Sandor GK. (2002). Closure of critical sized defects with allogenic and alloplastic bone substitutes. *Journal of Craniofacial Surgery*, 13, 111-23.
123. Rabie AB, Dan Z, Samman N. (1996). Ultrastructural identification of cells involved in the healing of intramembranous and endochondral bones. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 25, 383-8.
124. Selçuki M, Özdemir S. (2017). Kalvaryum’un embriyolojik gelişimi. *Türk Nöroşirürji Dergisi*, 27(3), 231-233.
125. Robiony M, Polini F, Costa F, Zerman N, Politi M. (2007). Ultrasound bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion under local anesthesia. *Minerva Stomatologica*, 56, 359-368.
126. Heinemann F, Hasanc I, Kunert-Keila C, Götzd W, Gedrangea T, Spassova A, Schweppea J, Gredesa T. (2012). Experimental and histological investigations of the bone using two different Oscillating Osteotomy techniques compared with conventional rotary osteotomy. *Annals of Anatomy*, 194, 165– 170.
127. Kerawala CJ, Martin IC, Allan W, Williams ED. (1999) The effects of operator technique and bur design on temperature during osseous preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, and Oral Radiology*, 88, 145-150.
128. Perry AC, Prpa B, Rouse MS, Piper KE, Hanssen AD, Steckelberg JM, Patel R. (2003). Levofloxacin and trovafloxacin inhibition of experimental fracture-healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 4, 95-100.

129. Haleem AA, Rouse MS, Lewallen DG, Hanssen AD, Steckelberg JM, Patel R. (2004). Gentamicin and vancomycin do not impair experimental fracture healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 4, 22-24.
130. Favaro-Pipi E, Feitosa SM, Ribeiro DA, Bossini P, Oliveira P, Parizotto NA, Renno AC. (2010). Comparative study of the effects of low-intensity pulsed ultrasound and low-level laser therapy on bone defects in tibias of rats. *Lasers in Medical Science*, 25, 727-732.
131. Bossini PS, Renno AC, Ribeiro DA, Fangel R, Ribeiro AC, Lahoz Mde A, Parizotto NA. (2012). Low level laser therapy (830nm) improves bone repair in osteoporotic rats: similar outcomes at two different dosages. *Experimental Gerontology*, 47, 136-142.
132. Huo MH, Troiano NW, Pelker RR, Gundberg CM, Friedlaender GE. (1991). The influence of ibuprofen on fracture repair: biomechanical, biochemical, histologic, and histomorphometric parameters in rats. *Journal of Orthopaedic Research*, 9, 383-390.
133. Boursinos LA, Karachalios T, Poultides L, Malizos KN. (2009). Do steroids, conventional non-steroidal anti-inflammatory drugs and selective Cox-2 inhibitors adversely affect fracture healing? *Journal of Musculoskeletal Neuronal Interact*, 9, 44-52.
134. Huo MH, Troiano NW, Pelker RR, Gundberg CM, Friedlaender GE. (1991). The influence of ibuprofen on fracture repair: biomechanical, biochemical, histologic, and histomorphometric parameters in rats. *Journal of Orthopaedic Research*, 9, 383-390.
135. Beck A, Krischak G, Sorg T, Augat P, Farker K, Merkel U, Kinzl L, Claes L. (2003). Influence of diclofenac (group of nonsteroidal anti-inflammatory drugs) on fracture healing. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 123, 327-332.
136. Mullis BH, Copland ST, Weinhold PS, Miclau T, Lester GE, Bos GD. (2006). Effect of COX-2 inhibitors and non-steroidal anti-inflammatory drugs on a mouse fracture model. *Injury* 37, 827-837.
137. Dimmen S, Nordsletten L, Madsen JE. (2009). Parecoxib and indomethacin delay early fracture healing: a study in rats. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467, 1992-1999.
138. Namlı H, Erdoğan Ö, Gönülşen G, Kahraman OE, Aydın HM, Karabağ S, Tatlı U. (2016). Vertical Bone Augmentation Using Bone Marrow-Derived Stem Cells: An In Vivo Study in the Rabbit Calvaria. *Implant Dentistry*, 25(1), 54-62.
139. Arpağ OF, Damlar I, Altan A, Tatlı U, Günay A. (2018). To what extent does hyaluronic acid affect healing of xenografts? A histomorphometric study in a rabbit model. *Journal of Applied Oral Science*, 18, 26-30.
140. Li M, Nikos M, Yan S, Xi LL, Ying YC, Niklaus PL. (2015). Wound healing of osteotomy defects prepared with piezo or conventional surgical instruments: a pilot study in rabbits. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 6, 211-220.

141. Li M, Stefan S, Xi LL, Urs AS, Niklaus PL. (2013). Healing of osteotomy sites applying either piezosurgery or two conventional saw blades: a pilot study in rabbits. *International Orthopaedics (SICOT)*, 37, 1597–1603.
142. Chiriac G, Hertzen M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J. (2005). Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery) on chip morphology, cell viability and differentiation. *Journal of Clinical Periodontology*, 32, 994-999.
143. Horton JE, Tarpley TM, Wood LD. (1975). The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 39(4), 536-546.
144. Alexandre A, Marzia F, Francesco C, Roberta S, Michele B, Alessandro R, Luigi C, Carla P. (2018). Structural and ultrastructural analyses of bone regeneration in rabbit cranial osteotomy: Piezosurgery versus traditional osteotomes. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 46, 107-118.
145. Hoigne DJ, Stübinger S, Von Kaenel O, Shamdasani S, Hasenboehler P. (2006). Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 36.
146. Jônatas CE, Elcio MJ, Ana PSF, Fernanda RGR, Rosemary AM, Katarzyna W, Giuseppe I. (2013). Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling – histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis. *Esteves et al. Journal of Translational Medicine*, 11, 221.
147. Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, Schenk RK, Fiorellini JP. (2005). Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *The International Journal of Periodontics and Restorative*, 25, 543-549.
148. Maurer P, Kriwalsky MS, Veras RB, Vogel J, Syrowatka F, Heiss C. (2008). Micromorphometrical analysis of conventional osteotomy techniques and ultrasonic osteotomy at the rabbit skull. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 570–575.
149. Sortino F, Pedulla E, Masoli V. The piezoelectric and rotatory osteotomy technique in impacted third molar surgery: comparison of postoperative recovery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66, 2444-2448.
150. Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M. (2001). The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 21, 561-567.
151. Salami A, Dellepiane M, Salzano FA, Mora R. (2007). Piezosurgery in the excision of middle-ear tumors: effects on mineralized and non-mineralized tissues. *Medical Science Monitor*. 13, 25-29.
152. Schaeren, S., et al. (2008). Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting. *Journal Of Oral And Maxillofacial Surgery*, 66(3), 593-596.

153. Yang BE, Girod S. (2014). Efficacy of Bone Healing in Calvarial Defects Using Piezoelectric Surgical Instruments. *Journal of Craniofacial Surgery*, 25, 149-153.





EK-1. Etik Kurul Onay Yazısı

Evrak Tarih ve Sayısı: 22/11/2018-E.155460



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Başkanlığı



Sayı : 66332047-604.01.02-
Konu : Değerlendirme ve Onay

Sayın Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanlığı - Öğretim Üyesi

Araştırmacı grubu Mustafa ÖZTÜRK, Sibel Elif GÜLTEKİN ve Özgün YILDIRIM'dan oluşan G.Ü.ET-18.083 kod numaralı ve "*Farklı Piezocerrahi Aletlerinin Dokular Üzerine Etkisinin Histopatolojik Olarak İncelenmesi*" başlıklı araştırma öneriniz incelenmiş ve Gazi Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurul Yönergesindeki ilkelere uygun olduğu saptanarak onaylanmasına oybirliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

It is unanimously approved that the research project numbered G.Ü.ET-18.083 and entitled "*Histopathological Investigation of the Effect of Different Piezosurgical Instruments on Tissues*" is in compliance with Gazi University Animal Experiments Local Ethics Committee regulations.

With my best regards.

e-imzalıdır
Prof. Dr. Abdulkadir BEDİRLİ
Kurul Başkanı

Hayvan Türü : Tavşan Yeni Zelanda
Hayvan Sayısı : 12

Ek:1 Liste



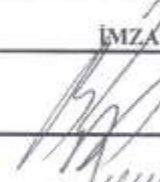
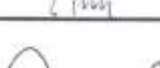
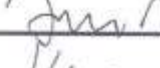
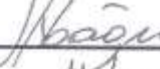
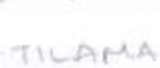
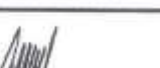
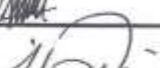
Ankara
Tel:9 (312) 202 20 37 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
e-Posta :hadyek@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://hadyek.gazi.edu.tr/

Bilgi için :Ayfer Çekmez
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:202 18 07

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Kurul Onay Yazısı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK KURULU TOPLANTI KATILIM
LİSTESİ

TOPLANTI TARİHİ :16/11/2018		TOPLANTI SAYISI : 10	
ADI-SOYADI		İMZA	
Prof.Dr.Abdulkadir BEDİRLİ (Başkan)			
Doç.Dr.Mürşide Ayşe DEMİREL (Başkan Yrd.)			
Prof.Dr.Suna ÖMEROĞLU			
Prof.Dr.Tuncay PEKER			
Prof.Dr.Fatma AKAR			
Prof.Dr.Emin Ümit BAĞRIAÇIK			
Prof.Dr.Mecit Orhan ULUDAĞ			
Doç.Dr.Süleyman YEŞİL		KATILMADI	
Doç.Dr.Emre BARIŞ			
Doç.Dr.İpek SÜNTAR			
Doç.Dr.Neşet Volkan ASAR			
Vet.Hek.Bürcü AVCI		KATILMADI	
Osman İÇ			

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : YILDIRIM, Özgün
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Çankaya / 28.08.1989
Medeni Hali : Bekar
Telefon : 05366687527
e-mail : ozgunyldrm89@gmail.com



Derece	Eğitim	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2013
Lise	Gölbaşı Anadolu Lisesi	2007

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

Spor, Kitap okuma

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği

Projeler

Farklı Piezocerrahi Aletlerinin Dokular Üzerine Etkisinin Histopatolojik Olarak İncelenmesi. Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Projeleri. 03/2019-05. Araştırmacı. (Ulusal)

Bilimsel Etkinlikleri

A. Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayımlanan Makaleler

1. Yıldırım Ö, Öztürk M. Salivary Gland Diseases Often Encountered by Dentists in Their Careers. *Turkiye Klinikleri J Dental Sci*, Doi: 10.5336/dentalsci.2019-65360.
2. Yıldırım Ö, Öztürk M. Using Of Piezoelectric Surgical Instruments In Oral And Maxillofacial Surgery . *Ortadogu Medical Journal*. 2019; 11(4): 596-601.
3. Zor ZF, Şahin Ş, Yıldırım Ö, Kılınç Y, Binler B. Monitoring In Dentistry: Retrospective Study. (Makale yayımlanmak üzere *Gazi Medical Journal* tarafından kabul edilmiştir)

B. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Sözlü Bildiriler

1. Zor ZF, Kılınç Y, Yıldırım Ö, Binler B, Şahin Ş. Sedasyon Altında Dental Tedavileri Gerçekleşen Hastaların Retrospektif Analizi. *TAOMS 2018, 25th International Scientific Congress*.
2. Ataç MS, Yıldırım Ö, Zor ZF, Canpolat A. Modifiye Apron İnsizyonu İle Parsiyel Mandibulektomi Ve Rekonstrüksiyonu: Vaka Raporu. *TAOMS 2019, 26th International Scientific Congress*.
3. Zor ZF, Şahin Ş, Yıldırım Ö, Kılınç Y, Binler B. Diş Hekimliğinde Monitörizasyon: Retrospektif Çalışma. *ADA-FDI World Dental Congress 2019*.

C. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri Kitabında Basılan Poster Bildiriler

1. Yıldırım Ö, Karaca İR. Maksiller Posterior Bölgede Görülen Kompaund Odontoma: Vaka Raporu. *TAOMS 2017, 24th International Scientific Congress*.
2. Yıldırım Ö, Öztürk M. Dentigeröz Kist: Vaka Raporu. *TAOMS 2017, 24th International Scientific Congress*.
3. Yıldırım Ö, Öztürk M. Periferik Dev Hücreli Granülom: Vaka Raporu. *TAOMS 2017, 24th International Scientific Congress*.
4. Yıldırım Ö, Öztürk M, Barış E. Nüks Gösteren Keratokistik Odontojenik Tümör Vakasının Kriyoterapi ile Cerrahi Tedavisi: Vaka Raporu. *TAOMS 2017, 24th International Scientific Congress*.
5. Yıldırım Ö, Öztürk M, Barış E. Bukkal Sulkusta Görülen Granüler Hücreli Tümör: Vaka Raporu. *TAOMS 2017, 24th International Scientific Congress*.
6. Yıldırım Ö, Öztürk M. Damakta Gelişen Adenoid Kistik Karsinom: Vaka Raporu. *TAOMS 2018, 25th International Scientific Congress*.
7. Yıldırım Ö, Öztürk M. Posterior Mandibulada Büyük Dentigeröz Kist: Vaka Raporu. *TAOMS 2018, 25th International Scientific Congress*.
8. Yıldırım Ö, Delilbaşı E. Damakta Gelişen Nörofibroma Olgusu: Vaka Raporu. *TAOMS 2018, 25th International Scientific Congress*.
9. Zor ZF, Kılınç Y, Yıldırım Ö, Binler B, Şahin Ş. Monitörizasyon Altında Dental Tedavileri Gerçekleşen Hastaların Retrospektif Analizi. *TAOMS 2018, 25th International Scientific Congress*.

10. Yıldırım Ö, Toprak ME, Öztürk M. Lateral Antrostomi Yöntemi ile Maksiller Sinüsten İmplant ve Kırık Kök Parçası Çıkarılması: İki Olgu Sunumu. TAOMS 2019, 26th International Scientific Congress.
11. Yıldırım Ö, Toprak ME, Öztürk M, Gültekin SE. Mandibula Sol Posterior Bölgede Gelişen Fokal Tip Semento-Osseöz Displazi: Olgu Sunumu. TAOMS 2019, 26th International Scientific Congress.





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

