

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**KEMİK OSTEOTOMİLERİNİN PİEZO-UÇLARIN MEKANİK
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: DENEYSEL BİR ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ
Bünyamin GÜZEL

Danışman
Doç. Dr. Osman Fatih ARPAĞ

HATAY – 2022

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**KEMİK OSTEOTOMİLERİNİN PİEZO-UÇLARIN MEKANİK
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: DENEYSEL BİR ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ
Bünyamin GÜZEL

Danışman
Doç. Dr. Osman Fatih ARPAĞ

Bu tez, Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 20.U.015 nolu proje olarak desteklenmiştir.

HATAY -2022

Kabul ve Onay

T.C.
MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI

**KEMİK OSTEOTOMİLERİNİN PİEZO-UÇLARIN MEKANİK
ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: DENEYSEL BİR ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ
Bünyamin GÜZEL

Bu tez aşağıda isimleri yazılı tez jürisi tarafından 24/05/ 2022 günü sözlü olarak yapılan
tez savunma sınavında oy birliği ile kabul edilmiştir.

Tez Jürisi: Jüri başkanı : Prof. Dr. Ahmet DAĞ
Üye : Dr. Öğr. Üy. Fatih KARAYÜREK
Üye : Doç. Dr. Osman Fatih ARPAĞ (Danışman)

Bu tez, Dekanlığımız Periodontoloji Anabilim Dalında hazırlanmıştır.


Prof. Dr. Nizami DÜKAN
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamda ve uzmanlık eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren; meslek etiği ve akademisyenliğe olan saygısını örnek aldığım çok sevdiğim değerli hocam Doç. Dr. Osman Fatih ARPAĞ'a,

Bu süreçte desteğini her zaman hissettiğim canım ablam Azize ARPAĞ'a,

Çalışmanın gerçekleştirilmesinde maddi desteğini esirgemeyen Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Yol arkadaşlarım Abdullah Furkan KÖSE, Halil İbrahim ŞIK, Cemil SEVİNİR, Çağatay AKINCI ve Ahmetcan HASKAN'a,

Keşke daha önce tanısaydım dediğim bölüm hemşiremiz Dürdane SONGUR'a,

Eğitim-öğretim hayatım boyunca sevgileriyle bana her zaman destek olan aileme sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	II
TEŞEKKÜR	III
İÇİNDEKİLER	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
ÇİZELGELER DİZİNİ	VIII
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Kemik Doku	4
2.1.1 Kemik Doku ve Histolojisi	4
2.1.2 Kemik Doku Tipleri	5
2.1.3 Kemik Matriksi	6
2.1.4 Kemik Hücreleri	6
2.1.5 Çene Kemikleri	9
2.1.6 Kemik İyileşmesi	10
2.2 Piezocerrahi	18
2.2.1 Piezocerrahinin Tarihçesi	18
2.2.2 Piezoelektrik Sistemlerin Çalışma Prensibi	19
2.2.3 Piezocerrahi Uç Materyalleri	22
2.2.4 Piezocerrahi Endikasyonları	22
2.2.5 Piezocerrahi Avantajları	29
2.2.6 Piezocerrahi Dezavantajları	30
2.3 Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar	31
2.3.1 Sertlik	31
2.3.2 Elastisite Modülü	31
2.3.3 Yüzey Pürüzlülüğü	32
2.3.4 Aşınma	33

2.3.5 Akma Mukavemeti	34
2.3.6 Kırılma Tokluğu	34
2.4 Nanoindentasyon	34
2.4.1 Nanoindentasyon Testinde Kullanılan Çentikleyici Uçlar	36
2.4.2 Nanoindentasyon Sisteminin Çalışma Prensibi	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1 Araştırmanın Yeri ve İzinler	41
3.2 Osteotomi Gruplarının Oluşturulması	41
3.2.1 Kemik Blokların Hazırlanması	42
3.2.2 Osteotomi Düzenegi	43
3.2.3 Osteotomi Kuvveti ve Kesi Sürelerinin Belirlenmesi	46
3.2.4 Osteotomilerin Yapılması	46
3.2.5 SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi	47
3.2.6 Aşınma Miktarının Belirlenmesi	49
3.2.7 Sertlik, Elastisite Modülü ve Yüzey Pürüzlülüğünün Belirlenmesi	50
3.3 İstatistiksel Analiz	51
4. BULGULAR	52
4.1 Nanoindentasyon ile Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması	52
4.1.1 Nano-sertlik	52
4.1.2 Elastisite Modülü	53
4.1.3 Yüzey Pürüzlülüğü	55
4.2 Aşınma Miktarı	57
4.3 Kesi Performansı	58
4.3.1 Kesi Kuvveti	58
4.3.2 Ortalama Kesi Süresi	59
5. TARTIŞMA	63
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
7. KAYNAKLAR	70

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1. Kemik doku hücreleri	8
Şekil 2.2. Yoğunluğuna göre kemik tipleri.....	10
Şekil 2.3. Piezocerrahi el aletinin titreşim prensibi	19
Şekil 2.4. Piezocerrahide kullanılan çeşitli uçlar.....	20
Şekil 2.5. Piezocerrahi ünitesi	21
Şekil 2.6. Blok greft alma sırasında piezocucun kullanımı	24
Şekil 2.7. Sinüs augmentasyonu prosedüründe piezo-uç kullanımı	26
Şekil 2.8. Materyalin elastisitesini, akma mukavemetini ve kırılma direncini gösteren Young modülü.....	32
Şekil 2.9. Bir nanoindentasyon cihazı (NHT ³ , Anton Paar®, Avusturya)	35
Şekil 2.10. Nanoindentasyon cihazının şematik görünümü	36
Şekil 2.11. Çentikleyici uç tutucusunun şematik görünümü	37
Şekil 2.12. Çentikleyici uç geometrileri	37
Şekil 2.13. Berkovich ucun mikroskopik görünümü.....	38
Şekil 2.14. Berkovich piramidi ile nanoindentasyon uygulanan bir materyalde meydana gelen kalıcı iz görüntüsü	39
Şekil 2.15. (a) bir elastik-plastik numunenin girinti sırasında ve sonrasında deformasyon modeli ve (b) tipik bir yük-yer değiştirme eğrisi	40
Şekil 3.1. Piezocerrahi uçların gruplara dağılımı	41
Şekil 3.2. Kemik bloğunun kortikal kalınlığının farklı noktalardan kumpas ile belirlenmesi	42
Şekil 3.3. Kemik bloğu üzerindeki osteotomi çizgileri	43
Şekil 3.4. Loadcell-yük hücresi (solda), Hx711 (sağda)	44
Şekil 3.5. Arduino Uno kartı	44
Şekil 3.6. Osteotomi düzeneği.....	45
Şekil 3.7. Osteotomi düzeneğin kutu içerisindeki görünümü.....	46
Şekil 3.8. Deneysel osteotomilerin yapılması	47
Şekil 3.9. Taramalı elektron mikroskobu ünitesi.....	48
Şekil 3.10. Uçun osteotomi öncesi SEM görüntüsü	48

Şekil 3.11. Ucun osteotomi sonrası SEM görüntüsü	49
Şekil 3.12. Çakıştırma ile elde edilen görüntü üzerinden aşınma miktarının belirlenmesi .	50
Şekil 3.13. Nanoindentasyon cihazı	51
Şekil 3.14. Farklı gruplarda yer alan piezo-uçların yüzey pürüzlülüğü	51
Şekil 4.1. Nano-sertlik değerlerinin grup düzeyindeki değişimi	53
Şekil 4.2. Ortalama elastisite değerlerinin gruplara göre değişimi.....	55
Şekil 4.3. Ortalama kesi sürelerinin gruplara göre değişimi	60



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa No
Çizelge 4.1. Kostalara ilişkin kemik blokların ortalama korteks kalınlığının (mm) grup düzeyinde dağılımı.....	52
Çizelge 4.2. Nano-sertlik değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	52
Çizelge 4.3. Nano-sertlik değerlerinin grup düzeyinde ikili karşılaştırması	53
Çizelge 4.4. Elastisite değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması	54
Çizelge 4.5. Elastisite değerlerinin gruplar arasında ikili karşılaştırmaları.....	54
Çizelge 4.6. Piezo-uçların yüzey pürüzlülüğünün gruplar arası karşılaştırılması	55
Çizelge 4.7. Yüzey pürüzlülüğünün gruplar arasında ikili karşılaştırması.....	56
Çizelge 4.8. Piezo-uçlarda kullanım sıklığına bağlı olarak meydana gelen aşınma miktarlarının (μm) gruplar arası karşılaştırılması	57
Çizelge 4.9. Uçlarda meydana gelen aşınmaların gruplar arasında ikili karşılaştırması	57
Çizelge 4.10. Osteotomi sırasında uygulanan kuvvetin (N) gruplar arası karşılaştırılması	58
Çizelge 4.11. Osteotomi gruplarına ilişkin ortalama kesi sürelerinin gruplar arası (s) karşılaştırılması	59
Çizelge 4.12. Ortalama kesi sürelerinin gruplar arasında ikili karşılaştırması	60
Çizelge 4.13. Verilerin korelasyon analizi	62

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

BMP	: Bone Morphogenetic Protein
°C	: Santigrad
h	: Girinti derinliği
hz	: Hertz
IL	: İnterlökin
mm	: Milimetre
M-CSF	: Makrofaj Koloni Uyarıcı Faktör
OPG	: Osteoprotegerin
P	: Yük
RANKL	: Nükleer Kappa B Ligandı Reseptör Aktivatörü
t	: Zaman
SDF	: Stromal Hücre Türevli Faktör
TGF	: Dönüştürücü Büyüme Faktörü
TNF	: Tümör Nekroz Faktörü
TNFR	: Tümör Nekroz Faktör Reseptörü
VEGF	: Vasküler Endotelyal Büyüme Faktörü
W	: Watt

ÖZET

Kemik Osteotomilerinin Piezo-Uçların Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkilerinin Karşılaştırılması: Deneysel Bir Çalışma

Giriş ve Amaç: Bu çalışmadaki amacımız; farklı sayıda osteotomi gerçekleştiren piezo-uçların nano-sertlik, elastisite modülü ve yüzey pürüzlülüğü gibi mekanik özellikleri ile aşınma düzeylerinin kesi performansı üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada 3'ü kontrol, 28'i ise test amaçlı olmak üzere 31 adet piezo-uç kullanıldı. Test grubundaki uçlar farklı sayıda kesi yapmak üzere 4 gruba ayrıldı. Bu gruplar, 4 kesi grubu (7 adet uç), 8 kesi grubu (7 adet uç), 16 kesi grubu (7 adet uç) ve 32 kesi grubu (7 adet uç) şeklinde oluşturuldu. Osteotomiler 1-3 yaş aralığındaki taze kesilmiş sığırın sağ ve sol 6. ve 7. kostalarından elde edilen kemik blokları üzerinde gerçekleştirildi. Her bir kostadan 40 mm uzunluğunda 7 eşit kemik bloğu elde edildi. 4 kaburgadan elde edilen 28 adet kemik bloğu arasından osteotomi grupları için 4 kemik bloğu seçildi. Kemik blokları üzerine 10 mm uzunluğunda ve birbirine 2 mm uzaklıkta 15 kılavuz çizgi çizilerek sıralı bir şekilde numaralandırıldı. Uçların hangi kesiyi yapacağı rastgele belirlendikten sonra, her gruptan alınan bir uç ile kemik bloğu üzerinde 10 mm uzunluğunda ve 4,5 mm derinliğinde osteotomiler gerçekleştirildi. Böylelikle her bir kemik bloğu üzerinde 4 kesi grubundaki uç ile 1, 8 kesi grubundaki uç ile 2, 16 kesi grubundaki uç ile 4 ve 32 kesi grubundaki uç ile 8 adet kesi gerçekleştirildi. Osteotomi sırasında ortalama kesi süreleri kaydedildi. Osteotomi grubunda yer alan uçların osteotomi öncesi ve sonrası taramalı elektron mikroskop görüntüleri elde edildi ve iki görüntü üst üste karşılaştırılarak uçlarda meydana gelen aşınma miktarları hesaplandı. Nanoindentasyon ile uçların nano-sertlik, elastisite modülü ve yüzey pürüzlülüğü analiz edildi. Osteotomi gruplarına ilişkin nanoindentasyon değerleri kontrol grubu ile kıyaslandı.

Bulgular: Piezo-uçların nano-sertlik değerlerinde osteotomi sayısına bağlı olarak istatistiksel açıdan anlamlı bir artış gözlemlendi ($p=0,007$). Kullanım sıklığına bağlı olmaksızın kullanım durumu ile ilişkili olarak tüm osteotomi gruplarındaki uçların elastisite değerlerinin kontrol grubuna nazaran anlamlı şekilde arttığı belirlendi ($p=0,007$). Osteotomi sayısına bağlı olarak uçların kullanım sıklığı ile yüzey pürüzlülüğü arasında doğrusal bir ilişki elde edildi. Kullanım sıklığı arttıkça yüzey pürüzlülüğünde anlamlı bir artış meydana geldi ($r=0,961$; $p=0,001$). Benzer şekilde, uçların kullanım sıklığı ile aşınma miktarları arasında pozitif korelasyon tespit edildi ($r=0,833$; $p=0,001$). Uçların yüzey pürüzlülüğü ve aşınma miktarları arasında güçlü bir korelasyon saptandı ($r=0,847$; $p=0,001$). Piezo-uçların kullanım sıklığı ile birlikte ortalama kesi sürelerinde istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde artış gözlemlendi ($p=0,01$).

Sonuç: Sığır kemiği üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmanın verilerine göre, kesi sayısının artması ile piezo-uçların mekanik ve fiziksel özelliklerinde kayda değer değişiklikler olduğu, buna bağlı olarak kesi performanslarının etkilendiği sonucuna ulaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Kesi performansı, Nanoindentasyon, Osteotomi, Piezo-uç

ABSTRACT

Comparison of the Effects of Bone Osteotomies on Mechanical Properties of Piezo-Tips: An Experimental Study

Introduction and Aim: The aim of this study was to evaluate the nano-hardness, elasticity modulus, surface roughness and wear level of the piezo-tips, thus comparing their effects on bone cutting performance.

Materials and Methods: In the study, 31 piezo-tips were used, of which 3 were for control and 28 for testing purposes. The tips in the test group were divided into 4 groups to make a different number of osteotomies. These groups were formed as follow: 4-osteotomy group (7 tips), 8-osteotomy group (7 tips), 16-osteotomy group (7 tips) and 32-osteotomy group (7 tips). Osteotomies were performed on bone blocks obtained from the right and left 6th and 7th ribs of freshly slaughtered bovine, approximately 1-3 years old. Seven equal bone blocks of 40 mm in length were obtained from each rib. Among the 28 bone blocks obtained from 4 ribs, 4 bone blocks were selected for each tip in the osteotomy groups. Fifteen lines in 10 mm length and at 2 mm distance were drawn on the bone blocks and they were numbered sequentially. After randomly determining the osteotomy lines for the tips, the osteotomies were performed by using a tip from each group. Thus, on each bone block, 1 osteotomy with the tip in 4-osteotomy group, 2 osteotomies with the tip in 8-osteotomy group, 4 osteotomies with the tip in 16-osteotomy group and 8 osteotomies with the tip in 32-osteotomy group were performed and mean osteotomy durations were saved. Scanning electron microscope images of all tips in the osteotomy group before and immediately after osteotomy were obtained, and the wear level in the tips was measured by superimposing the two images using a software. The hardness, elastic modulus and surface roughness of the tips were analyzed by nanoindentation. The obtained nanoindentation values were compared with the control group.

Results: A statistically significant increase was observed in the nano-hardness values of the piezo-tips depending on the number of osteotomy ($p=0.007$). It was determined that the elasticity values of the tips in all osteotomy groups increased significantly compared to the control group, regardless of the frequency of use ($p=0.007$). There was a linear relationship between the frequency of use of the tips and the surface roughness, depending on the number of the osteotomy. As the frequency of use increased, the surface roughness also increased ($r=0.961$; $p=0.001$). Similarly, a positive correlation was found between the frequency of use of the tips and wear levels ($r=0.833$; $p=0.001$). A strong correlation was found between the surface roughness and the wear level of the tips ($r=0.847$; $p=0.001$). A statistically significant increase was observed in the mean osteotomy durations with the frequency of use of piezo-tips ($p=0.01$).

Conclusions: According to the data of the experimental study performed on the bovine ribs, it was concluded that the increase in the number of bone cut caused significant changes in the mechanical and physical properties of the piezo-tips, and accordingly the bone cutting performance was affected by reusing the tip.

Key Words: Incision performance, Nanoindentation, Osteotomy, Piezo-tip

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Piezocerrahi 1880'de Jacques ve Pierre Curie tarafından tanımlanan piezoelektrik etkiye dayanmaktadır. Piezoelektrik etki fiziksel bir fenomen olup seramik ve kristal gibi maddelerin mekanik basınca maruz kalan yüzeyinde ortaya çıkan elektrik yükü olarak tanımlanmaktadır. Elektrik ile yüklenen bu maddelere (seramik, kristal), akım uygulandığında ultrasonik frekansta titreşim yapmaya başlamaktadırlar. Buna ‘‘piezoelektrik’’ etki adı verilmektedir. Piezocerrahi ise piezoelektrik etki tarafından oluşturulan mikro titreşimlerle kemik osteotomilerinin yapıldığı güvenli bir prosedürdür.¹

Piezocerrahi sistemin diş hekimliğinde; sinüs lift, otojen kemik bloğu alma, alveoler sırt genişletme, implant cerrahisi, klinik kron boyu uzatma, yirmi yaş diş çekimi, kist enükleasyonu, ekzostoz tedavisi, apikal rezeksiyon gibi uygulama alanları vardır.² Bu sistemin farklı uygulama modları bulunur. Düşük mod, diş hekimliğinde apikal kök kanal dolgusu için, yüksek mod ise kemik kesisi için kullanışlıdır. İleri mod ise çoğunlukla osteoplasti ve osteotomilerde oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılmaktadır.³ Piezocerrahi, mikrometrik ve seçici kesme özelliği sayesinde bir yandan damar, sinir ve membran gibi yumuşak dokuları korurken, diğer yandan osteonekrotik hasar oluşumunu da önler. Mineralize dokular üzerinde çalışan bu cihazın kesici ucu mineralize olmayan dokuyla temas ettiğinde kesme eylemini sonlandırmaktadır.⁴

Minimal invaziv cerrahi, dokuların travması ve morbiditenin azalması için oldukça önemli bir yere sahiptir.⁴ Ultrasonik titreşimlerin komşu yumuşak dokulara zarar vermemesi nedeniyle kemik osteotomisinde ultrasonik dalgaların kullanımı son zamanlarda önem kazanmıştır. Piezocerrahi, ultrasonik titreşimler kullanılarak güvenli ve etkili osteotomiler yapılmasını sağlayan nispeten yeni bir tekniktir.⁵ Cihazın en önemli kısmı, başlık ve irigasyon sıvıları için tutucuya sahip, ana üniteye bağlı piezoelektrik el parçasıdır. Frekansı genel olarak 25 ile 30 kHz arasında ayarlanmaktadır. Bu frekans, el parçasına 5 ile 16 Watt arasında güç sağlayarak 60-210 µm genlikli mikrovibrasyonlara neden olmaktadır. El parçasına bağlanan farklı boyut, şekil ve malzemeden yapılmış uçları bulunmaktadır. Bu uçlar farklı derecelerde titanyum veya elmas ile kaplanabilmektedir.⁶ Uçların kesi meydana getirebilmesi için gerekli olan frekans, dokuların su içeriği ve yoğunluğu ile birlikte gerilme kuvvetinden etkilenmektedir.⁷ 50 kHz'lık frekans yumuşak dokuda hasar meydana

getirebilirken kemik kesileri için daha düşük frekans değeri yeterli olabilmektedir. Etkilendikleri frekans değeri farklı olduğu için kemik osteotomisi yapılırken yumuşak dokuların hasar görmesinin engellenmesi bu prensibe dayanmaktadır.⁸

Piezocerrahi sistemle yapılan osteotomilerin iyileşmesi geleneksel yöntemlere göre daha hızlıdır. Hızlı yara iyileşmesi, ultrasonik titreşimlerin osteotomi bölgesinde kemik şekillendirici proteinlerin (Bone morphogenetic protein-BMP) salınımını indüklemesi ile gerçekleşir. Bu etki sayesinde kemiğin normalden daha erken aşamalarda remodelasyonu sağlanır.^{5,8} Geleneksel yöntem ile gerçekleştirilen osteotomilerde ise olası ısı artışı yer yer kemik nekrozuna neden olabilmektedir. Piezocerrahi ile yapılan osteotomilerde kemik nekrozu oluşmadığı ve hücrelerin canlılığını sürdürdüğü görülmüştür.⁸ Kemik nekrozunu önlemek için çalışma sırasında yeterli soğutma gerekmektedir. Kemiğin ısınmasını önlemek için soğutma solüsyonunun akış hızı mutlaka ayarlanmalıdır.⁸ Ayrıca soğutmanın etkisini artırmak için çözelti sıcaklığının 4 °C'de tutulması gerekir. Uzun süreli kesimden sonra el parçası ısınabilir. Bu tip durumlarda, el parçasının soğumasına imkân tanıyacak kadar kısa bir duraklama süresi gerekmektedir.⁹

Bu cihazın önemli avantajlarından bir diğeri kavitasyon fenomenidir.¹⁰ Çalışma ucunda meydana gelen titreşimler irigasyon solüsyonunda köpük oluşumuna neden olmaktadır. Bu köpük operasyon sahasının yıkanması, bölgedeki artıkların uzaklaştırılması ve yırtılmış/kopmuş küçük kan damarlarının tıkanmasını sağlayarak iyi bir görüş alanı sunmaktadır.¹⁰ Geleneksel frezler ile yapılan işlemlerde fazla kanama olmaktadır ve görüş alanı azalmaktadır. Piezocerrahi sistem kemikte minimum hasar yaratmaktadır ve bu nedenle postoperatif ağrı ve ödem daha az gözlenmektedir.⁸

Nanoindentasyon, lokal yüzey deformasyonunu indükleyen kontrollü bir kuvvet uygulamasını içeren derinlik algılayan girinti testi tekniğidir.¹¹ Bu teknik malzemelerin elastisite modülü ve sertliği hakkında bilgi sahibi olmak için yaygın olarak kullanılmaktadır.¹² Cihazın girinti ucu test edilecek malzemenin yüzeyinde hareket ettirilirken yük (P), girinti derinliği (h) ve zaman (t) verileri elde edilmektedir. Analiz için kullanılan en yaygın indent ucu Berkovich ucudur. Berkovich ucu; şeklinin homojenliği, 20 nm çap aralığında uç apeksinin keskinliği ve küçük yer değiştirmelerde çatlak meydana getirmeyecek plastisite özelliği gibi sayısız avantajı nedeniyle pratikte önerilmektedir.¹³

Bu deneysel çalışmanın amacı; farklı sayıda osteotomi gerçekleştiren piezo-uçların nano-sertlik, elastisite modülü ve yüzey pürüzlülüğü gibi mekanik özellikleri ile aşınma düzeylerinin kesi performansı üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kemik Doku

Kemik, vücudu oluşturan en sert dokulardan biridir. Kemik, insan iskelet sistemini oluşturan birincil anatomik yapıdır. İşlevsel olarak, iskelet tarafından önemli bir mekanik rol üstlenmektedir. Kalsiyum ve fosfor homeostazının idamesi için bir mineral deposuna sahiptir. Hayati organları (kafatası, omur ve göğüs kafesi) koruyan ve iskeletin asli elemanı olan kemik dokusu, barındırdığı medüller boşluklar aracılığıyla hematopoez için yapısal ve fonksiyonel destek sağlamaktadır. Bu doku farklı hücre tipleri(osteosit, osteoblast, osteoklast) ve hücrelerarası madde (matriks) içermektedir.¹⁴

2.1.1 Kemik Doku ve Histolojisi

Kemik dokunun yaklaşık %10'u su, %30'u organik bileşenler ve %60'ı ise inorganik bileşenlerden oluşmaktadır. Organik kısmının % 85-90'ını kollajen(tip 1 kollajen), proteoglikan (baskı kuvvetlerine direnen), kollajen olmayan proteinler (osteokalsin ve osteonektin) ve glikoproteinler(osteopontin) oluşturmaktadır. Vücudun kalsiyum-fosfat deposu olarak bilinen ve mineralize matriks olarak da adlandırılan inorganik kısmı ise yoğun bir şekilde hidroksiapatit kristalleri $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ içermektedir.¹⁵⁻¹⁸

Organik bileşenin büyük bir kısmını oluşturan tip 1 kollajen, kemiğin ağırlık taşıma sırasındaki gerilimi karşılayan kireçlenmemiş bir matristir. Kemiğin esas hücresi olan osteoblastlardan sentezlenmektedir. Kemik matriksinde ayrıca osteoblastlar, osteoklastlar, osteositler, lipidler, proteoglikanlar ve kollajen olmayan proteinler bulunmaktadır.¹⁹ Matriks dışında bulunan ve kollajen esaslı olmayan proteinlerden biri olan osteokalsin, kemik yapım ve yıkım olaylarında rol alan en önemli elamanlardan biridir.²⁰ Osteokalsinin osteoblastlar tarafından üretimi, paratiroid hormon tarafından inhibe edilmekte ve 1-25 dihidroksivitamin D tarafından aktive edilmektedir.²⁰

Osteositler kemik içinde yaygın bir dağılıma sahiptir. Osteositlerin oluşum süreci; kemik dokusunun, mekanik ve metabolik organizma ihtiyaçlarına yanıt vermek amacıyla özelleşmiştir. Histolojik olarak, her kesitte her zaman görünmeyen uzun ve ince sitoplazmik

uzantılara ve küçük çekirdeklere sahiptirler. Sayıları, büyüklükleri, şekilleri ve konumları kemik tipine göre değişmektedir. Örgü kemikte çok sayıda, büyük ve düzensiz bir şekilde yer alırlar. Ancak lameller kemikte sayıca daha az, daha küçük, iğ şeklinde ve mimari olarak düzenlidirler.²¹

Mimari olarak, kemik kortikal ve trabeküler olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır.²²⁻²⁴

Kortikal Kemik: Vücuttaki toplam kemiğin yaklaşık %80'ini oluşturmaktadır ve trabeküler kemikten çok daha güçlüdür. Bükülmeye, burulmaya ve sıkıştırmaya karşı oldukça dirençli olup metabolizmada minimal bir rol oynar. Daha çok femur ve tibia gibi uzun kemiklerin shaftlarında ve trabeküler kemiğin dış kabuğunda bulunur.

Trabeküler Kemik: Toplam kemiğin sadece %20'sini oluşturmaktadır. Ancak kortikal kemiğin yüzey/hacim oranının 10 katıdır. Yükteki değişikliklere 8 kat daha hızlı yanıt vererek onu çok daha dinamik hale getirmektedir. Omur gövdesi, pelvis ve metafizler gibi basıya daha fazla maruz kalan alanlarda görülmektedir.²²⁻²⁴

2.1.2 Kemik Doku Tipleri

Kemik doku, kendi içinde iki gruba ayrılmaktadır. Bunlar; olgunlaşmamış kemik (primer kemik dokusu) ve olgun lameller kemik (sekonder kemik dokusu) olarak bilinir.

2.1.2.1 Primer Kemik Dokusu

Yaşamın ilk evresinde ortaya çıkan ve kemik onarımı sırasında şekillenen kemik dokusuna primer kemik dokusu adı verilmektedir. Ayrıca hasarlı bölgede ilk oluşan kemik doku olup iyileşme sonrası yerini sekonder kemiğe bırakır. Yetişkinlerde, kafadaki yassı kemik eklemleri, diş alveolleri ve tendonların kemiğe girdiği yerlerde gözlenmektedir.²⁵ Primer kemik dokusu, sekonder kemik dokusuna nazaran, rastgele dizilmiş kollajen liflerin yanı sıra daha az mineral ve daha fazla osteosit içermektedir.

2.1.2.2 Sekonder Kemik Dokusu

Sekonder kemik dokusu genellikle yetişkinlerde gözlenir. Şekil olarak; uzun, kısa veya düzensiz şekillerde bulunur. Sekonder kemik, lamelli bir yapı arz eder. 3 ila 7 mikron kalınlığında kollajen liflerin lameller bir şekilde bir kanal etrafında dairesel olarak yerleşmesi ile osteon denilen yapılar oluşmaktadır. Ortada oluşan kanala Havers kanal sistemi denmektedir. Bu kanal içinde vasküler yapılar, sinirler ve gevşek bağ dokusu bulunmaktadır. Lameller yapılar içinde ise osteositler ve kollajenler bulunmaktadır. Süngerimsi kemik içinde bu yapılar bulunmamaktadır. Havers kanalının ana amacı besin maddelerini kompakt kemik hücrelerine ulaştırmaktır. Süngerimsi kemikte ise besin maddeleri kemiksi yapının içine, yakınlardaki kan kapillerinden rahatlıkla geçebilmektedir.²⁵

2.1.3 Kemik Matriksi

Lameller kemiğin hacimsel olarak %90'ını, kemik ağırlığının yaklaşık %65'ini oluşturur.²⁶ İnorganik bileşen olarak da bilinen matriks yapı temel olarak kalsiyum ve fosfat tuzları içerir. Ayrıca içerisinde eser miktarda kalsiyum florid ve magnezyum florid bulunmaktadır. İnorganik matriks iyon rezervuarı olarak görev yapmakta ve kemiğin dayanıklılık ve sertliğini sağlamaktadır.²⁶

2.1.4 Kemik Hücreleri

Kemik doku içinde en sık gözlenen hücreler; osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır.

2.1.4.1 Osteoprogenitör Hücreler

Osteojenik hücreler olarak da bilinen osteoprogenitör hücreler, kemikte bulunan ve kemik onarımı ve büyümesinde önemli bir rol oynayan kök hücrelerdir. Bu hücreler özelleşmiş kemik hücrelerinin (osteositler ve osteoblastlar) öncüleridir ve kemik iliğinde bulunurlar. Mezenkimal hücrelerden gelişen osteoprogenitör hücreler, olgunlaşmış kemik

yüzeyinde işi hücrelere dönüşürler. Gelişmekte olan kemiklerde daha sık gözlenmekle birlikte kemiklerin şekillenmesinde görev alırlar. Vücut, yaş ilerledikçe osteoprogenitör hücre sentezleme fonksiyonunu kaybetmektedir. Osteoprogenitör hücrelerin işlev bozukluğu, kemikleşmeyi geciktirebilmekte ve cücelik ve Kashin-Beck hastalığı gibi bir dizi hastalığa yol açabilmektedir.²⁷

2.1.4.2 Osteositler

Osteositler, dört çeşit kemik hücresinden biridir. Osteositlerin temel görevi kemik matrisinin korunmasıdır. Osteositler sadece osteoblast ve osteoklast aktivitesini kontrol ederek kemik kütlesine katkıda bulunmazlar, aynı zamanda bu hücreler fosfat metabolizmasında ana hücreler olarak hareket etmektedirler.²⁸

Osteosit, lameller arasında yer alan boşlukların içinde yaşar. Her boşluk bir osteositten oluşmaktadır. Olgun bir osteosit, bir zar ve bir veya iki nükleol içeren tek bir çekirdeğe sahiptir. Çekirdek genellikle yüzeyin vasküler tarafında bulunmaktadır. Bu hücreler, ağırlıklı olarak küçülmüş bir golgi kompleksi ve iri bir endoplazmik retikulum ihtiva etmektedir. Bu özel yapılar ayrıca daha yoğun bir nükleer kromatin içerir. Osteositler, küçük dendritik veya sitoplazmik ağ yapısına sahiptir.^{28,29}

2.1.4.3 Osteoblastlar

Osteoblastlar, kemiği "inşa eden" hücreler olarak bilinir. Bu hücreler doğrudan osteogenezden (veya kemikleşmeden) sorumludur. Osteoblastlar, hem gelişmekte olan kemiklerde hem de bireyin yaşamı boyunca sürekli olarak kemiğin şekillenmesi sürecinde mineralizasyon proteinlerini sentezlemektedir.³⁰

Osteoblastlar, tüm kemik hücrelerinin sadece % 4-6'sını oluşturan ve ağırlıklı olarak matris sınırlarında yer alan küboidal veya poligonal hücrelerdir. Bu hücreler, çoğunlukla periosteum veya endosteumda olmak üzere kemik yüzeyleri boyunca toplanır ve bol miktarda protein sentezleyen hücrelerin morfolojik özelliklerini gösterir.^{29,31}

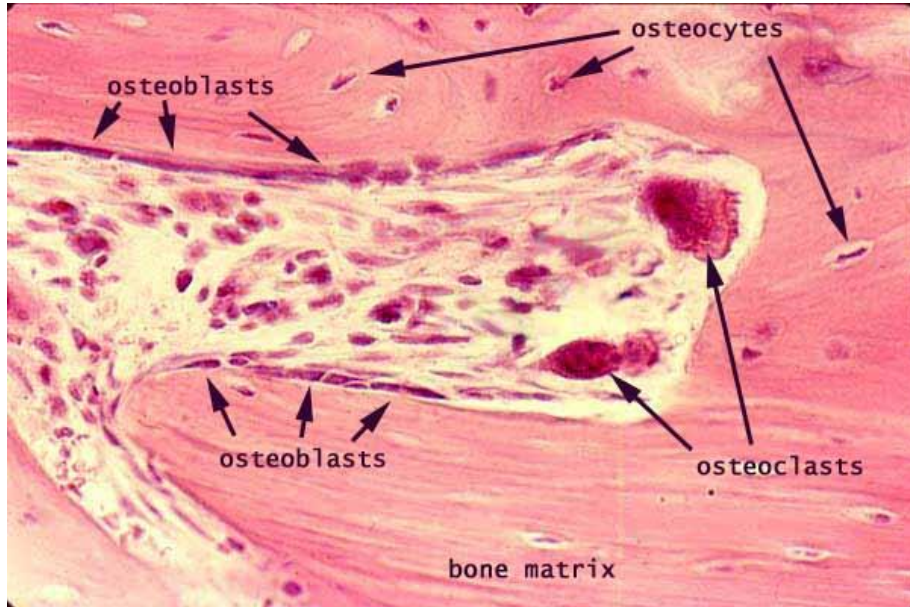
Osteoblastlar, osteoid matriksin üretilmesi, taşınması ve düzenlenmesinde rol alırlar. Bunun yanı sıra komşu kemik hücrelerinin aktivitelerini kontrol ederler. Osteoblastların morfolojisi, metabolik durumları ile yakından ilişkilidir. Hareketsiz olduklarında iş

şeklindeyirler. Aktif olduklarında çok yönlüdürler. Bol miktarda bazofilik sitoplazması ile kemikle yakın temas halindedirler. Göze çarpan bir çekirdek ve golgi cisimciğine sahiptirler. Ayrıca bu hücreler irice bir endoplazmik retikulum, çok sayıda salgı vezikülleri ve mitokondri ihtiva ederler.³²⁻³⁴

2.1.4.4 Osteoklastlar

Kemik oluşumundan sorumlu bir mekanizmaya sahip olan osteoklastlar; büyük, çok çekirdekli hücrelerdir (Şekil 2.1). Bu hücreler; kalsiyum hidroksiapatit kristallerini çözen proteolitik enzimlere sahip olup salgıladıkları hidrojen iyonları sayesinde kalsiyumun kemikten uzaklaştırılmasına neden olurlar.²² Osteoklastların ortalama 12 çekirdeği olmakla birlikte sayıları 2 ila 100 arasında değişmektedir. Sitoplazmalarında, birbirine bağlı aktin filamentleri ile hücre zarı ve çekirdekler arasında açık bir alan oluşmaktadır.³⁵

Osteoklastlar, kemik yıkımından sorumlu hücreler olarak, kemik metabolizması ve döngüsünde hayati bir rol oynamaktadırlar. Osteoklastların, güçlü ve sağlıklı kemik yapısını ve normal plazma kalsiyum seviyelerini korumak gibi iki önemli işlevi vardır.³⁶ Kemik rezorbsiyonu, kemik matriksini oluşturan mineral ve organik içeriğin çözünmesi ve bozulması olarak tanımlanmaktadır.³⁶



Şekil 2.1. Kemik doku hücreleri

2.1.5 Çene Kemikleri

2.1.5.1 Maksilla

Maksilla yüz iskeletinde hareketsiz bir yapıya sahip olup, viscerokraniumun ortasında bulunur. İki maksiller kemik sutura intermaksillariste birleşerek üst çeneyi meydana getirir. Mandibula hariç yüzü oluşturan diğer kemikler ile eklemleşir. Maksillanın dört çıkıntısı ve bir corpusu bulunur. Bu çıkıntılar; processus frontalis, processus palatinus, processus zygomaticus ve processus alveolaris olarak sıralanır. Corpusunda sinüs maksillaris denilen hava boşlukları bulunur. Maksillanın alveolar parçasında çiğnemeye yardımcı üst dişler yer alır. Maksillanın alt sınırını ise palatinal kemik oluşturur.³⁷

Maksillanın kortikal yapısı, mandibulaya göre daha ince olmasına rağmen spongioz içeriği mandibuladan daha fazladır. Maksillada en ince kortikal tabaka posteriorda bulunur. Bu kortikal tabakanın daha ince olması diş çekimi sonrası alveol kemiğin rezorpsiyonunun hızlanmasına neden olur.³⁸ Branemark ve arkadaşları diş çekiminden sonra gözlenen rezorpsiyonun en fazla ilk yılda gerçekleştiğini, sonraki yıllarda rezorpsiyonun azalarak devam ettiğini belirtmişlerdir.³⁹

2.1.5.2 Mandibula

Mandibula insan kafatasındaki en büyük kemiktir. Mandibula anatomik olarak korpus ve ramustan oluşmaktadır. Mandibula korpusu, alt çene arkını oluşturan yatay ve kavisli kısımdır. Ramus ise korpusun her iki yanında bulunan iki dikey çıkıntı olup korpus ile birleşerek angulus mandibulayı oluşturur. Her bir ramusun üst kısmında, koronoid ve kondiller çıkıntılar bulunur. Kondiller çıkıntılar mandibulanın hareketlerini kolaylaştıran ve çiğneme fonksiyonunda rol alan temporomandibular eklemin önemli bir komponentidir.⁴⁰

Korpus; diş köklerinin bulunduğu üst yarısına pars alveolaris ve alt yarısına ise basis mandibula adı verilen iki kısımdan oluşur.³⁷ Pars alveolaris kısmında dişin boyutuna göre derinliği ve boyutu değişen 16 adet soket bulunur. Bu soketlere alveoli dentales, soketleri birbirinden ayıran bölmelere septa interalveolaria ismi verilmektedir. Mandibula korpusunun iç ve dış yüzleri ince kompakt kemik yapısındayken ortası spongioz kemik yapısındadır.

Misch tarafından (1999) yapılmış olan kemik yoğunluğu sınıflaması günümüzde halen kullanılmaktadır (Şekil 2.2). Bu sınıflama şu şekildedir.³⁸

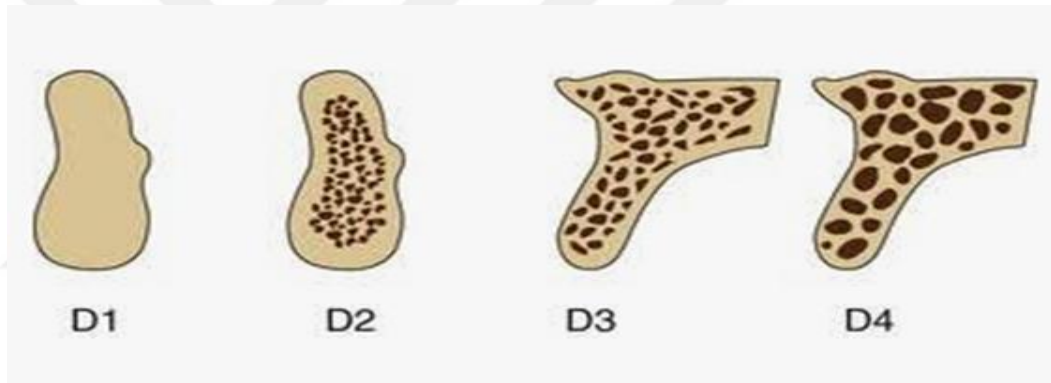
D1 kemik; büyük oranda mineralize kortikal içerikli kemiktir. Dişsiz anterior mandibulada bu tip kemik görülür.

D2 kemik; kret merkezinde yoğun kansellöz kemik ve bunun etrafında ince bir kortikal kemik bulunan kemik tipidir. Daha çok posterior mandibula ve anterior maksillada görülür.

D3 kemik; kret merkezinde D2'ye göre daha az yoğun kansellöz kemik bulunan ve kansellöz kemik çevresinin D2'ye göre daha ince bir kortikal yapının çevrelediği kemiktir.

D4 kemik; yüksek oranda kansellöz kemik yapının etrafının çok ince bir kortikal tabaka ile çevrelendiği kemik tipidir. Posterior maksillada genelde bu tip kemik yapısı görülür.

D5 kemik; mineralize olmayan yumuşak kemik yapısı.



Şekil 2.2. Yoğunluğuna göre kemik tipleri

2.1.6 Kemik İyileşmesi

Kemik iyileşmesi ile ilgili özellikle son 20 yılda çok sayıda kanıt elde edilmiştir. Kemiğin fibröz yara izi oluşturmada iyileşebilen birkaç dokudan biri olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, kırık iyileşme süreci kemik gelişimini özetlemekte ve bir doku rejenerasyonu biçimi olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, iskelet dokusunun rejeneratif kapasitesine rağmen, bu biyolojik süreç bazen başarısız olmakta ve kırıklar uygun olmayan anatomik pozisyonlarda iyileşebilmektedir. Hatta iyileşmede gecikme, psödoartroz veya kaynaşmama gibi komplikasyonlar gelişebilmektedir.⁴¹

Dolaylı (sekonder) kemik iyileşmesi, iyileşmenin en yaygın şekli olup hem endokondral hem de intramembranöz aşamalardan oluşmaktadır.⁴² Anatomik redüksiyon veya rijit stabil koşullar gerektirmemektedir. Tam tersine, mikro-hareketlilik ve ağırlık taşıma ile sıklıkla gözlenen kemik iyileşmesi bu şekilde olmaktadır. Bununla birlikte çok fazla hareket veya yükün, iyileşmeyi geciktirdiği ve hatta kaynaşmama ile sonuçlandığı da bilinmektedir.⁴³ Dolaylı kemik iyileşmesi tipik olarak operasyonsuz kırık tedavisinde ve intramedüller çivileme, eksternal fiksasyon veya komplike parçalı kırıkların internal fiksasyonu gibi kırık bölgesinde bir miktar hareketin olabileceği bazı operatif tedavilerde gözlenmektedir.^{44,45}

2.1.6.1 Akut İnflamatuvar Yanıt

Kemik, eksternal kuvvetlere karşı vücudun bütünlüğünü koruyan ve organları bir arada tutan iskelet yapı oluşturmaktadır. Ancak iskelet sistemin dayanma kapasitesini aşan kuvvetler geldiğinde kemik dokuda bir travma gelişmektedir. Travmayı takiben periferik ve intramedüller kan hücrelerinin yanı sıra kemik iliğinden kaynaklanan bir hematoma oluşur. Aynı zamanda yaralanma, iyileşme için gerekli olan bir inflamatuvar yanıtı da başlatır. İnflamatuvar yanıt, kırık uçları arasında, çevresinde ve medulla içinde kallus oluşumuna rehberlik eder.⁴⁶ İnflamatuvar sitokinlerin uzun süreli veya sürekli salgılanmasının kemik, eklemler ve implante edilen materyal üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğu bilinmesine rağmen, akut yaralanmayı takiben gelişen proinflamatuvar mediyatör salınımı doku rejenerasyonu için kritik öneme sahiptir.⁴⁶ Akut inflamatuvar yanıt ilk 24 saatte maksimuma çıkmakta ve 7 gün sonra tamamlanmaktadır. Ancak proinflamatuvar moleküller bu süreçten sonra da rejenerasyondaki rollerini devam ettirmektedirler.⁴⁷

İnflamatuvar yanıtın erken evresinde; tümör nekroz faktörü- α (TNF- α), interlekin-1 (IL-1), IL-6, IL-11 ve IL-18 gibi çeşitli proinflamatuvar sitokinler salgılanmaktadır.⁴⁶ Bu sitokinler diğer inflamatuvar hücreleri harekete geçirerek anjiyogenezi başlatır.⁴⁸ TNF- α konsantrasyonunun ilk 24 saatte pik yaptığı ve travmadan 72 saat sonra ise seviyelerinin azaldığı görülmüştür.⁴⁶ Esas olarak makrofaj ve diğer inflamatuvar hücreler tarafından eksprese edilen TNF- α , sekonder inflamatuvar sinyalleri indükleyip kemotaktik bir ajan olarak hareket etmektedir.⁴⁹ Bunun yanında, TNF- α 'nın mezenkimal kök hücrelerin osteojenik farklılaşmasını indüklediği belirtilmektedir.⁵⁰ Bu etkilere, hem osteoblastlar hem

de osteoklastlar üzerinde yer alan TNFR1 ve TNFR2 reseptörlerinin aktivasyonu aracılık etmektedir. Hücre üzerinde TNFR1 reseptörü her zaman hazır halde bulunurken, TNFR2 reseptörü ise sadece yaralanma sonrasında eksprese edilmektedir. Bu durum inflamatuvar yanıtın kemik rejenerasyonunda spesifik bir rol oynadığını düşündürmektedir.^{49,51} Bir diğer proinflamatuvar mediyatör olan IL-1, enflamasyonun akut fazında makrofajlar tarafından salgılanmaktadır. İnterlökin-1, osteoblastlarda IL-6 ekspresyonunu indüklemektedir. İnterlökin-6 ise sadece akut fazda üretilmekte; anjiyogenezi, vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) üretimini ve osteoblastlar ile osteoklastların farklılaşmasını uyarmaktadır.⁵²

2.1.6.2 Mezenkimal Kök Hücreler

Kemiğin yenilenmesi için spesifik mezenkimal kök hücrelerin çoğalması ve osteojenik hücrelere farklılaşması gerekmektedir. Bu hücrelerin tam olarak nereden köken aldığı bilinmemektedir. Çoğu veri, bu hücrelerin, kemikleri çevreleyen yumuşak dokulardan ve kemik iliğinden türediğini gösterse de son zamanlarda, dolaşımdaki mezenkimal kök hücrelerin yaralanan bölgeye sistemik dolaşım ile ulaşmasının, optimal bir iyileşme yanıtı için büyük önem taşıyabileceği düşünülmektedir.^{53,54} Hangi moleküler olayların buna aracılık ettiği halen araştırılmaktadır. Kemik morfogenezik protein (BMP-2) kemik onarımı için gereklidir.⁵⁵ Ancak BMP-7 gibi diğer BMP'ler, progenitör hücrelerin alınmasında daha önemli bir rol oynamaktadır.⁵⁶ Mevcut veriler, stromal hücre türevli faktör-1 (SDF-1) ve onun G-protein-bağlı reseptörü CXCR-4'ün, belirli mezenkimal kök hücrelerin migrasyonunun ve travma bölgesinin hedeflenmesinin kilit düzenleyicisi olan bir yolak (SDF-1/CXCR-4) oluşturduğunu göstermektedir.^{53,54}

2.1.6.3 Kıkırdaklı ve Periosteal Kemikli Kallus Oluşumu

Dolaylı kırık iyileşmesi hem intramembranöz hem de endokondral ossifikasyondan oluşsa da mineralizasyona, rezorpsiyona uğrayan ve daha sonra kemikle yer değiştiren kıkırdaklı bir kallus oluşumu bu sürecin temel özelliğidir. Primer hematoma oluşumunu takiben fibrin açısından zengin bir granülasyon dokusu oluşur.⁵⁷ Bu doku içinde, kırık uçları arasında ve periosteal bölgelerin dışında endokondral doku meydana gelir. Bu bölgeler mekanik olarak dayanıksız olup ileride kırığa stabil bir yapı verecek olan yumuşak bir

kallusa dönüşmektedir.⁵⁸ Yumuşak kallus oluşumu travmadan 7-9 gün sonra maksimum seviyeye ulaşır.⁵⁹ Aynı zamanda, kırığın distal ve proksimal kısımlarına bitişik subperiostal bir intramembranöz ossifikasyon yanıtı meydana gelir ve sert bir kallus oluşturur. Bu merkezi sert kallusun nihai köprüsü kırılmaya ve ağırlık taşımaya imkan tanıyan yarı sert bir yapı arz eder.⁴²

Kallus oluşumu, mezenkimal kök hücrelerin çevre yumuşak doku, korteks, periosteum ve kemik iliğinden migrasyonuna ve uzak hematopoetik bölgelerden periferik kana sistemik olarak katılımına bağlıdır. Bu süreçte dönüştürücü büyüme faktörü- β (TGF- β) süper aile üyelerinin büyük önem taşıdığı belirtilmektedir.^{47,60} Transforme edici büyüme faktörü(TGF)- β 2, TGF- β 3 ve GDF-5 (büyüme ve farklılaşma faktörü), kondrojenez ve endokondral ossifikasyonda yer alırken, BMP-5 ve BMP-6'nın periost bölgelerinde intramembranöz ossifikasyonda hücre proliferasyonunu indüklediği öne sürülmektedir.^{47,60} Ek olarak, inaktif BMP-2 mutasyona sahip farelerde yapılan çalışmada kırık iyileşmesinde sağlıklı bir kallus oluşamadığından dolayı BMP-2'nin iyileşme kaskadının başlangıcında önemli bir mediyatör olabileceği vurgulanmıştır.⁵⁵

2.1.6.4 Kırık Bölgesinde Revaskülarizasyon ve Neojenizasyon

Kemik iyileşmesi kan desteği gerektirmektedir ve başarılı kemik onarımı için revaskülarizasyonun oluşması bir zorunluluktur.⁶¹ Endokondral kemik iyileşmesi süreci yalnızca anjiyojenik yolları değil, aynı zamanda kondrosit apoptozu ve kırıkta yıkımını da içermektedir. Çünkü tamir bölgesinde anjiyogenez için hücrelerin ve hücre dışı matrislerin yıkılması gerekmektedir.⁶²

Vaskülarizasyon süreci esas olarak iki moleküler yol tarafından düzenlenmektedir. Bu yollardan biri anjiyopoietin bağımlı yol ve diğeri ise vasküler endotelial büyüme faktörü (VEGF) bağımlı yoldur.⁶³ Anjiyopoietinler, başlıca anjiyopoietin-1 ve anjiyopoietin-2 ve vasküler morfogenetik proteinlerdir. İyileşme kaskadının erken döneminde salgılanan anjiyopoietinlerin periost üzerinde yer alan damarlardan vasküler proliferasyonu tetiklediği düşünülmektedir.⁶⁴ Bunun yanı sıra, VEGF yolunun vasküler rejenerasyonun anahtar düzenleyicisi olduğu bildirilmektedir.⁶¹ Hem osteoblastların hem de hipertrofik kondrositlerin yüksek seviyelerde VEGF eksprese ettiği, böylece kan damarlarının büyümesini teşvik ettiği ve avasküler kırıkta matrisi vaskülarize bir kemik dokusuna

dönüştürdüğü gösterilmiştir.⁶¹ Vasküler endotelial büyüme faktörü; hem vaskülojenezi yani endotelial mezenkimal kök hücrelerin bir vasküler pleksusa agregasyonunu ve proliferasyonunu, hem de anjiyogenezi yani halihazırda var olan damarlardan yeni damarların büyümesini desteklemektedir.⁶⁵ Bu nedenle VEGF, kırık bölgesinde neoanjiyogenez ve revaskülarizasyonda çok önemli bir rol oynamaktadır. İnflamasyon bölgesindeki yüksek VEGF konsantrasyonunun kırık iyileşmesini desteklemesi, buna karşın VEGF reseptörlerinin bloke edilmesini takiben vasküler proliferasyonun azalması ve rejeneratif sürecin sekteye uğraması bu hipotezi desteklemektedir.^{61,62}

2.1.6.5 Kırıkta Kallusun Mineralizasyonu ve Rezorpsiyonu

Kemik rejenerasyonunun gelişimi için, primer yumuşak kırıkta kallusun emilmesi ve sert kemikli bir kallus ile yer değiştirmesi gerekmektedir. Embriyolojik kemik gelişim sürecinde olduğu gibi bu aşamada da, hücre proliferasyonu ve farklılaşma, hücre hacim artışı ve matriks sentezi gibi biyolojik olaylar gözlenmektedir.⁶⁶ Kemik rejenerasyonu ve kemik gelişimi arasındaki bağlantı, kemik iyileşmesinde önemli bir yere sahip olan Wnt-molekül ailesinin rolünün yakın zamanda anlaşılmasıyla daha da güçlenmiştir. Bu molekül ailesinin, pluripotent mezenkimal kök hücrelerin osteoblastik soyda farklılaşmasını düzenlediği ve gelişimin sonraki aşamalarında osteoblastik kemik oluşumunu pozitif olarak düzenlediği düşünülmektedir.⁶⁷

Kırık kallus kondrositleri çoğaldıkça hipertrofik hale gelmekte ve hücre dışı matris kalsifiye olmaktadır. Temel olarak makrofaj koloni uyarıcı faktör (M-CSF), nükleer faktör kappa B ligandı reseptör aktivatörü (RANKL), osteoprotegerin (OPG) ve TNF- α tarafından düzenlenen bir kaskad, bu mineralize kırıkta emilimini başlatmaktadır.^{46,68} Ayrıca M-CSF, RANKL ve OPG'nin kemik hücrelerinin ve osteoklastların kemik oluşturmak üzere migrasyonuna yardımcı olduğu düşünülmektedir.⁴⁶ Tümör nekroz faktörü- α 'nın, osteojenik potansiyele sahip mezenkimal kök hücrelerin migrasyonunu teşvik etmesinin yanı sıra, en önemli rolünün kondrosit apoptozunu başlatmak olduğu belirtilmektedir.⁴⁶

Kalsifikasyon mekanizması, hipoksik kırık ortamında yapısında kalsiyum granülleri barındıran mitokondri içinde başlamaktadır. Kırık kallus kondrositlerinin sitoplazmasında kalsiyum granülleri oluşturulduktan sonra, kalsiyum granülleri hücre dışı matrikse taşınmakta, burada fosfat ile birlikte bir çökelti meydana getirir. İlk mineral birikintileri bu

aşamada gözlenir. Bu kalsiyum ve fosfat birikintileri, homojen çekirdeklenme ve apatit kristallerinin oluşumu için nidus haline gelir.⁶⁹ Sert kallus oluşumu genellikle 14. günde zirveye ulaşmaktadır.⁵⁹ Sert kallus oluşumu ilerledikçe ve kalsifiye kıkırdak, kemikle yer değiştirdikçe kallus daha katı hale gelir ve mekanik olarak sertleşerek dayanıklı bir yapıya dönüşür.⁴²

Sert kallus, biyomekanik stabilite sağlayan rijit bir yapı olmasına rağmen normal kemiğin biyomekanik özelliklerini tam olarak geri kazandırmamaktadır. Bunu sağlamak için, kemik iyileşme kaskadı sert kallusu merkezi bir medüller kavite ile lamelli bir kemik yapısına dönüştürmek için ikinci bir rezorpsiyon fazını başlatır.⁴⁶ Bu faz biyokimyasal olarak IL-1 ve TNF- α tarafından yönetilmektedir. Dönüştürücü büyüme faktörü(TGF)- β ailesinin bu aşamaya kadar ekspresyonu azalmış çoğu üyesinin aksine bu aşamada yüksek ekspresyon seviyeleri göstermektedir.^{62,70} Bununla birlikte, başta BMP2 olmak üzere diğer kemik morfogenetik proteinler de bu aşamada oldukça yüksek ekspresyon düzeyine ulaşmaktadır.⁶⁰

Remodelasyon süreci, sert kallusun osteoklastlar tarafından rezorpsiyonu ve lameller kemiğin osteoblastlar tarafından apozisyonu ile meydana gelen dengeli bir biyolojik olaydır. Bu süreç 3-4 hafta gibi bir süre içerisinde başlasa da, tamamen yenilenmiş bir kemiğin oluşumu için remodelasyonun tamamlanması yıllar alabilmektedir.⁷¹ Remodelasyon bireyin yaşı arttıkça yavaşlamaktadır. Kemik remodelasyonunun, kristalize bir yapıya dışarıdan basınç uygulandığında oluşan elektriksel polaritenin bir etkisi olduğu ifade edilmektedir.⁷² Elektriksel polarite ile dış kallus kademeli olarak katmanlı kemik yapısı ile yer değiştirmektedir. İç kallus remodelasyonu ise diyafiz kemiğinin karakteristik bir medullar boşluğu yeniden oluşturması ile gerçekleşir.⁷²

Kemiğin remodelasyonunun başarılı olması için yeterli kan desteği ve mekanik stabilitenin kademeli olarak artması oldukça önemlidir.⁷³ Bununla birlikte, vasküleritenin yeterli olduğu ancak stabil olmayan fiksasyonun gerçekleştiği durumlarda, iyileşme süreci kıkırdaklı bir kallus oluşumu ile sonuçlanacak ve yara bölgesinde psödoartroz veya kaynaşmama gibi komplikasyonlar gözlenecektir.⁴³

2.1.6.6 Diş Çekim Soketinin İyileşmesi

Soket iyileşmesi üzerine ilk çalışma 1985 yılında sıçanlar üzerinde yapılmıştır.⁷⁴ Bu çalışmalarda diş çekimi sonrası kemik rezorpsiyonunun 7 günlük zaman aralığında zirveye ulaştığı ve 14 günlük iyileşmeden sonra kemik oluşumunun artmaya başladığı saptanmıştır.⁷⁵

Anatomik değişiklikler: Diş çekimini takiben alveolar sırtta meydana gelen değişiklikler, çeşitli insan çalışmalarında gösterilmiştir.⁷⁶⁻⁸² Bu değişiklikler; klinik açıdan değerlendirilerek, alçı modeli kullanılarak ve radyografik görüntülemeler dahil olmak üzere farklı metodolojiler kullanılarak belirlenmiştir. Birden fazla diş çekimi ve total hareketli protezlerin kullanımından sonra, alveolar sırt hem vertikal hem de horizontal yönlerde belirgin bir rezorpsiyona uğramaktadır.^{76,78,79,83,84} Tek diş çekiminin ardından sırt, vertikal boyut olarak sınırlı bir rezorpsiyon göstermektedir. Bununla birlikte horizontal rezorpsiyon miktarı oldukça önemlidir.^{80,81} Sırasıyla gözlenen değişiklikler ise şu şekildedir;

- 1- Orijinal sırt genişliğinde % 50'ye varan rezorpsiyon meydana gelmektedir.
- 2- Kemik rezorpsiyonu lingual/palatinale göre bukkal yüzde daha fazla gözlenmektedir.
- 3- Molar bölgelerde daha büyük miktarda alveolar kemik rezorpsiyonu gerçekleşmektedir.^{80,81}

Soket iyileşme sürecinin sonu klinik olarak soket girişinin sert epitelize yumuşak doku ile ve radyografik kemik dolumu ile kapanması olarak gözlemlenmektedir. Soket iyileşmesinin tamamlanması için gereken süre bireyler arasında değişkenlik göstermektedir.^{78,79,82,84,85} Soket girişi 10 ile 20 hafta arasında iyileşebilmektedir.^{78,86} Sokette diş çekiminden 3-6 ay sonra radyografik kemik dolumu gözlemlenmektedir.⁸² Soket iyileşmesini oluşturan değişikliklerin çoğu ilk 3 ayda meydana gelirken, alveolar sırtın yeniden düzenlenmesi, çekimden sonraki 1 yıla kadar devam edebilmektedir.^{82,87} Soket iyileşme hızının bireyler arasındaki biyolojik farklılıklardan, alveolar soket boyutundan ve diş çekim prosedürü sırasında indüklenen cerrahi travmanın boyutundan etkilendiği düşünülmektedir.^{82,87}

Histolojik değişiklikler: Diş çekimi sonrası soket iyileşmesi histolojik açıdan incelendiğinde diş çekimini takiben ortaya çıkan olayların sırası hem insan hem de köpek çalışmalarında tanımlanmıştır.^{84,85,88-92} Buna göre, kemiğin yeniden şekillenme hızının

köpeklerde insanlara göre 3-5 kat daha yüksek olmasına karşın bu çalışmalardaki histolojik bulgular köpekler ve insanlar arasında soket iyileşmesinin dikkate değer oranda bir benzerlik gösterdiği sonucuna ulaşılmıştır. Soket iyileşme süreci birbirini takip eden inflamatuvar; proliferatif ve remodelasyon fazları olarak üç faza ayrılmıştır.⁹³

İnflamatuvar faz: İnflamatuvar faz; pıhtı oluşumu ve inflamatuvar hücre göçü olmak üzere iki kısma ayrılır. Diş çekildikten hemen sonra kanama meydana gelir ve yuva kanla dolar. Kan pıhtısı kopan damarları tıkayarak kanamayı durdurur. İki veya üç gün içinde, yeni doku oluşmaya başlamadan önce bölgeyi artık dokulardan arındırmak için çok sayıda inflamatuvar hücre yara yerine göç eder. İnflamatuvar hücreler, vasküler tomurcuklar ve olgunlaşmamış fibroblastların kombinasyonu granülasyon dokusunu oluşturduktan sonra bu yeni doku kademeli olarak kollajen lifleri ve hücrelerden zengin geçici bir bağ dokusu matrisi ile yer değiştirir ve böylelikle yara iyileşme sürecinin proliferatif fazı başlar.⁹³

Proliferatif faz: Proliferatif faz fibroplazi ve kemik oluşumu olmak üzere iki kısma ayrılır. Bu fazda yoğun ve hızlı doku oluşumu gözlenir. Fibroplazi aşamasında, geçici bir matris birikimi gözlenir. Daha sonra, geçici matrise doğru kemik formasyonunda rol alan hücreler göç eder. Bölgedeki kan damarları etrafında kemik benzeri çıkıntılar oluşur ve gittikçe damarların etrafını sarar. Böylece birincil osteon yapısı meydana gelir. Primer osteonlar bazen paralel lifli kemik yapıları ile birbirine bağlanarak güçlenebilir. Yeni oluşan kemik dokusu, diş çekildikten 2 hafta sonra gözlenebilmektedir. Bu aşamada ilk oluşan kemik olan örgü kemik(woven), herhangi bir yük taşıma kapasitesine sahip olmayıp yara iyileşmesinin sonraki fazında yerini olgun kemiğe (lameller kemik yapısı) bırakmaktadır.⁹³

Kemik remodelasyon aşaması: Bu aşama, soket iyileşme sürecinin üçüncü ve son aşamasıdır. Kemiğin şekillenmesi, kemiğin şeklindeki ve mimarisindeki değişiklik olarak tanımlanırken, kemiğin remodelasyonu, kemiğin şeklinde ve yapısında değişiklik olmaksızın gerçekleşen değişiklikler olarak tanımlanmaktadır. Örgü kemiğin lameller kemik veya kemik iliği ile yer değiştirmesi, remodelasyon olarak ifade edilirken, alveol kemiğin anatomik değişmesine yol açan soket rezorpsiyonu, kemiğin şekillenmesi olarak tarif edilir. İnsanlarda remodelasyonu birkaç ay sürebilmekte ve bireyler arasında önemli farklılıklar göstermektedir.^{84,85} Soket rezorpsiyonu, insan⁸⁴ ve köpeklerde^{89,91,92} yapılan bir dizi çalışmadan elde edilen biyopsilerde incelenmiştir. Diş çekildikten birkaç hafta sonra, hem bukkal hem de lingual duvarların tepesinde ve soketin dış ve iç kısımlarında osteoklastlar saptanmıştır. Kemiğin şekillenmesi bukkal ve lingual duvarlarda eşit olarak gerçekleşmiştir.

Ancak lingual kemik genellikle bukkal kemik duvarından daha geniş olduğu için ince bukkal plakada lingual duvardan daha fazla dikey kemik kaybı gerçekleşmiştir. Kemiğin şekillenmesi, kemik remodelasyonundan daha erken gerçekleşmektedir. Şekillenme sürecinin yaklaşık üçte ikisi iyileşmenin ilk 3 ayında gerçekleşmektedir.^{82,85}

2.2 Piezocerrahi

Piezocerrahi, belirli seramiklerin ve kristallerin içinden elektrik akımı geçtiğinde deforme olduğunu ve bunun sonucunda ultrasonik frekans salınımlarına neden olduğunu belirten piezoelektrik etkiye dayanmaktadır. Elde edilen titreşimler güçlendirilmekte ve kemik dokusu üzerinde hafif bir basınçla uygulandığında kavitasyon fenomeninin de etkisiyle mineralize doku üzerinde mekanik bir kesme etkisi oluşmaktadır.⁹⁴ Bu etkiyi oluşturan aletler kullanılarak uygulanan cerrahiye ise piezocerrahi denmektedir.

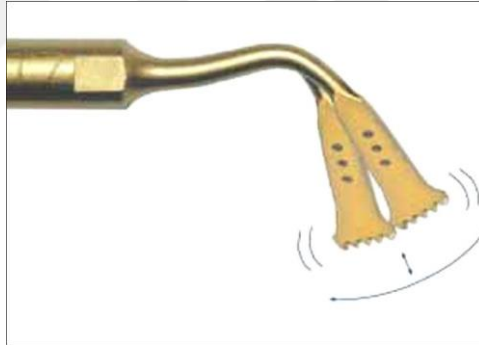
2.2.1 Piezocerrahinin Tarihçesi

Piezo kelimesinin kökeni yunanca baskı anlamına gelen “piezein” kelimesinden köken almaktadır. “Piezein” kelimesi İngilizceye “press” olarak geçmiş olup basınç anlamına gelen “pressure” kelimesinin yerine kullanılmaktadır.⁹⁵ Pierre Curie ve Jacques Curie kardeşler 1880 yılında Paris Fen Fakültesi'nde laboratuvar asistanı olarak çalışırken kuvars, turmalin ve Rochelle tuzu gibi kristallere basınç uygulamanın bu malzemelerin yüzeyinde elektrik yükleri oluşturduğunu keşfettiler. Mekanik enerjinin elektrik enerjisine bu dönüşümüne doğrudan piezoelektrik etki denmektedir.⁹⁶ Piezo elektrik kavramı denince akla gelen ilk isimlerden biri olan Marie Curie ise 1895 yılında Pierre Curie ile evlendikten sonra piezoelektrik kuvars elektrometre ile çalışmalar gerçekleştirmiştir ancak piezoelektrik etkinin bulunması Pierre Curie ve Jacques Curie kardeşler tarafından gerçekleşmiştir.⁹⁷ Ultrasonik cihazlar, diş hekimliğinde yüksek titreşimlerin mineralize dokular üzerindeki kesme etkilerinin 1953 yılında Catuna tarafından bulunmasından sonra genelde periodontoloji ve endodontide kullanılmışlardır.⁹⁸ İlk olarak 1975 yılında Horton ve arkadaşları, piezoelektrik etkiden yola çıkarak ultrasonik osteotomi tekniğinin temellerini atmış olmalarına rağmen piezoelektrik cerrahinin yaygınlık kazanması 1988 yılında Tomasso Vercollotti'nin osteotomideki kullanımını geliştirmesiyle olmuştur.^{99,100} Devam

eden yıllarda ise piezocerrahinin kullanımı giderek yaygınlaşmış ve 2000’li yıllarda oldukça popüler hale gelmiştir. Günümüzde ise bu cerrahi alet ve teknik rutin uygulamalar sırasında sıklıkla kullanılmaktadır.

2.2.2 Piezoelektrik Sistemlerin Çalışma Prensibi

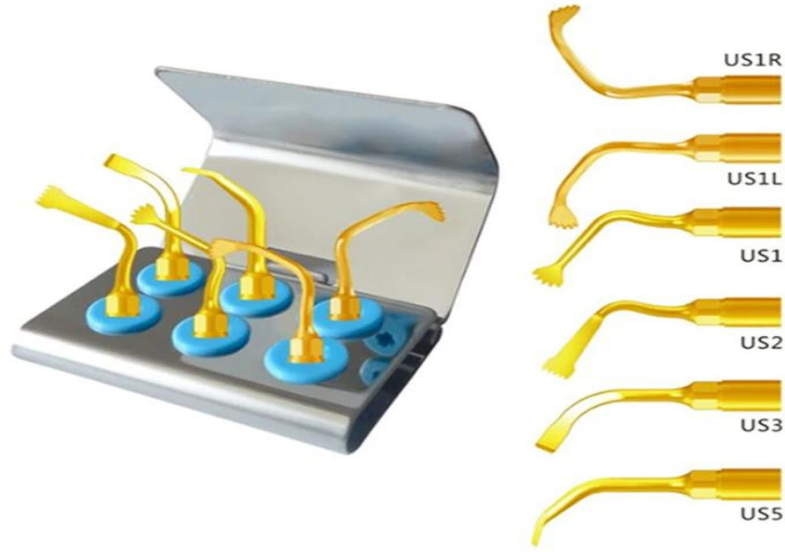
Piezoelektrik sistemin ardında yatan temel fiziksel ilke, bir elektrik akımı uygulandığında kuvarsın titreşmesidir (**Şekil 2.3**). Özel dönüştürücüler, kuvarsta üretilen titreşimleri çalışma ucunun salınımlarına dönüştürmekte ve bu durum ise ultrasonik cerrahide dokunun seçici olarak ablasyonunu sağlamaktadır. Kavitasyon fenomeninin etkisiyle bu titreşimler yalnızca mineralize doku üzerinde etkili olmaktadır.⁹⁴ Piezoelektrik ünite, geleneksel ultrasonik diş ünitesinden yaklaşık üç kat daha güçlüdür ve yüksek oranda mineralize kortikal kemiğin kesilmesine olanak sağlamaktadır.⁹⁴



Şekil 2.3. Piezocerrahi el aletinin titreşim prensibi¹⁰¹

Piezocerrahi sistemin en önemli parçalarından biri irrigasyon solüsyonunun akışına imkan sağlayan ana üniteye bağlı başlığıdır. Bu başlık ayak pedalı aracılığıyla kontrol edilebilen sistem ile etkinleştirilebilmektedir. Frekans genellikle 25 ile 30 kHz arasında ayarlanmaktadır. Bu frekans ile 5 W’tan fazla bir güç ile 60-210 genlikli mikro titreşimler oluşmaktadır.⁹

Farklı boyut, şekil ve malzemeye sahip çeşitli başlık uçları (uçlar) mevcuttur ve yenileri geliştirilmektedir (**Şekil 2.4**). Bu uçlar; titanyum veya farklı miktarda elmas ile kaplanabilmektedirler.⁹



Şekil 2.4. Piezocerrahide kullanılan çeşitli uçlar

Piezocerrahi ünitesi üzerinde çeşitli uygulama modları mevcuttur (Şekil 2.5). Cerrahi ünite üzerinden ayarlanabilen modlardan olan düşük seviye mod apikal kanal tedavisi uygulamaları sırasında kullanılabilmektedir. Yüksek mod ise kemik konturlarını düzeltmek için kullanılmaktadır. En yüksek modu ise sıklıkla ağız ve çene cerrahisinde özellikle osteotomi ve osteoplasti uygulamaları sırasında kullanılmaktadır. En yüksek mod olan güçlendirilmiş versiyonda, titreşim modeli yazılımlarla dijital olarak ayarlanabilmekte ve 30 Hz'e kadar olan frekanslarda duraklamalarla birlikte yüksek frekanslı titreşimler üretilmektedir. Bu etki ile kesici ucun kemik ile teması ve ısı artışı önlenmekte ve böylece aletin optimum kesme kapasitesi korunmaktadır.⁹

Piezocerrahide yeterli soğutma şarttır. Soğutmanın yeterli olmadığı durumlarda kemik doku aşırı miktarda ısınmakta ve kemik nekrozu gelişebilmektedir. Bu nedenle kemiğin aşırı ısınmasını önlemek için soğutma solüsyonunun akış hızı mutlaka ayarlanmalıdır. Ayrıca irrigasyon sıcaklığı düşük ve cerrahi alanın görünürlüğünü yüksek tutmaktadır.¹⁰² Soğutma etkinliğini artırmak için çözelti 4 °C'ye kadar soğutulmalıdır. Piezocerrahinin uzun süre kullanımı sırasında el aleti ısınabilmektedir. Bu nedenle cerrahi sırasında soğumasını sağlamak için kısa aralıklarla duraklamalar gerekebilmektedir.⁹ Derin kemik katmanlarına ulaşıldıkça soğutma sisteminin etkisi azalabilmektedir. Çünkü el aletinin kemik ile teması ve ısınması artmaktadır ve kesme hızı düşmektedir. Derin kesi

gereken cerrahi uygulamalarda (örneğin derin bir osteotomi) piezocerrahi ile başlanması ve ardından keski kullanılması önerilmektedir.¹⁰³



Şekil 2.5. Piezocerrahi ünitesi

Kullanımda, başlık ve piezo uç kemik üzerine doğru sağlam bir şekilde tutularak yönlendirilir ancak kemiğe aşırı kuvvet uygulanmaz. Uygulanması gereken ideal kuvvet 300-500 gr arasındadır.¹⁰³ Belirli bir derecede basınç uygulanması gereken geleneksel mikro testereler veya frezlerin aksine, piezocerrahi cihazı hassas bir kesime izin veren yalnızca minimum basınca ihtiyaç duymaktadır. Basınç, kesme işlemine verimsiz bir şekilde etki etmekte, alet ucunun hareketini sınırlamakta ve önemli miktarda ısı üretmektedir. Kesim sırasında duyulan ses kullanılacak olan kuvvet için bir belirteç olarak kullanılabilir. Maksimum basınç uygulanması durumunda el aletinin ucu hareket etmeyi durdurmakta ve yalnızca ısı üretimine başlamaktadır. Basınç ve ısı arttığında aletten çıkan bir ses, kemik hasarının oluşma ihtimalinin yüksek olduğu konusunda cerrahı uyarmaktadır ve bu durumda kesme işlemi hemen sonlandırılmalıdır. Ucu kemiğe temas etme hızı olan öteleme hızının kesme gücü üzerinde etkisi vardır. Piezocerrahiyi uygulamak için cerrahi olarak el kontrolünün daha hassas olması gerekmektedir. Çünkü geleneksel yöntemlerin aksine temas etmeden kesim uygulandığından el aleti için herhangi bir destek noktası bulunmamaktadır. Bir matkap veya testere kullanılan işlemlerde ise kesim bölgesine kuvvet uygulandığından kesim bölgesinden destek alınabilmektedir. Ayrıca geleneksel yöntemlere göre farklı bir prensip kullanıldığından Piezocerrahinin kendine ait bir öğrenme eğrisi mevcuttur.¹⁰³

2.2.3 Piezocerrahi Uç Materyalleri

Piezocerrahide kullanılmak için üretilen ilk uçlar paslanmaz çelikten üretilmiştir. Bu uçlar SybronEndo (CT) serisi olarak üretilmiştir. Günümüzde halen en sık kullanılan uçlar paslanmaz çelikten üretilen uçlardır. Günümüzde paslanmaz çelik uçların kesim etkinliğini artırabilmek adına özel yüzey kaplamaları yapılmaktadır. Yüzey kaplaması olarak en sık materyaller arasında elmas kaplama bulunmaktadır. Elmas kaplı uçlar ile paslanmaz çelik uçlardan daha hızlı ve daha etkili bir şekilde kemik greftleri elde edilebilmektedir.¹⁰⁴ Son zamanlarda yapılan çalışmalar,^{105,106} elmas kaplı uçlarla paslanmaz çelik uçlara göre daha kısa sürelerde greft hazırlanabildiği ortaya konmuştur. Bununla birlikte, elmas kaplı uçlar aşırı kullanım ile partiküllerini kaybedebilmektedir.¹⁰⁶ S12 90ND (Satelec/Acteon, Merignac, Fransa), ET-18D (Acteon Group), BUC-1 (Obtura, Spartan), TUFİ-2 (San Diego Swiss Machining Inc, San Diego, CA, ABD), P5 (Plastic Endo, Lincolnshire, IL, ABD) farklı firmalar tarafından üretilmiş elmas kaplı uçlardır. Elmas kaplı uçlar ile aşırı aşınmış yüzeyler oluşturmamaya dikkat edilmelidir. Elmas kaplı uçlar döküntü yapabilmekte ve bu döküntüler uzaklaştırılmadığı takdirde kök ucu dolgusunun apikal sızıntısını etkileyebilmektedir.¹⁰⁷

Elmas kaplama dışında zirkonyum nitrit kaplama da yapılabilmektedir. Zirkonyum nitrit kaplı uçlar (ProUltra, Dentsply Tulsa Dental, Tulsa, OK, ABD) da oldukça etkindir. Bu üç farklı uç arasında en iyi kesme verimliliği elmas kaplı uçlarındandır. Paslanmaz çelik uçların verimliliği zirkonyum nitrit kaplama uçlara göre daha iyi olmakla birlikte zirkonyum nitrit kaplı uçların dayanıklılığı daha iyi bulunmuştur.¹⁰⁸

2.2.4 Piezocerrahi Endikasyonları

Piezocerrahi birçok branş tarafından kullanılmaktadır. Bugüne kadar ağız ve çene cerrahisi, periodontoloji, kulak burun boğaz, beyin cerrahisi, oftalmoloji, travmatoloji ve ortopedi branşlarında kullanılmıştır. Diş hekimliğinde ana endikasyonlar sinüs tabanı kaldırma, kemik grefti elde etme, osteojenik distraksiyon, alveol kret genişletme, endodontik cerrahi, periodontal cerrahi, alt alveolar sinir dekompresyonu, kist çıkarılması, diş çekimi ve gömülü dişin çekimi olarak sıralanabilmektedir.

2.2.4.1 Alveol Kret Genişletme

Diş eksikliği bulunan alveol kemik bölgesine implant uygulanabilmesi için yeterli kemik yüksekliğinin yanısıra implant çapına uygun bukko-lingual kemik genişliğinin olması gerekmektedir. Bukko-lingual kemik genişliğinin yetersiz olduğu vakalarda kemik elastikiyetinden faydalanarak alveol kretin yeterli genişliği sağlanır. Bu işlemin avantajlarından biri olan bu durum sayesinde aynı seansta implant yerleştirilebilir. Bu işlem için lingual plak, dişsiz sırtın bukkal plağından ayrılmaktadır. Prosedür sırasında alt alveolar sinire yanlışlıkla dokunulsa bile, piezoelektrik cihazı kullanırken bu işlem oldukça güvenli olarak uygulanmaktadır. Kret genişletmenin en büyük avantajlarından biri, greft gerekmediğinden donör saha morbiditesinden kaçınılmasıdır. Mandibulanın kret genişletilmesi sırasında özellikle önemli miktarda kemik kaybı varsa, alt alveolar sinir nedeniyle komplikasyonları artabilmektedir. Ayrıca, kortikal mandibuladaki kemik segmentlerinin kırılma riski de önemli bir sorundur. Sırt genişletme geleneksel aletler ile mümkündür ancak piezoelektrik cihaz farklı bir boyut getirmiştir.^{109,110} Piezoelektrik cihazı kullanarak kemik ayırma, makro titreşimler olmadan kesin ve iyi tanımlanmış kesme yetenekleri nedeniyle zorlu vakalarda bile mümkündür. Vaka raporları ve çalışmalar, alt alveolar siniri lateralize etmek için değiştirilmiş bir protokolle bile piezocerrahi cihazının başarılı bir şekilde kullanıldığını göstermektedir.¹¹¹⁻¹¹⁴

2.2.4.2 Kemik Grefti Elde Etme ve Biyopsi

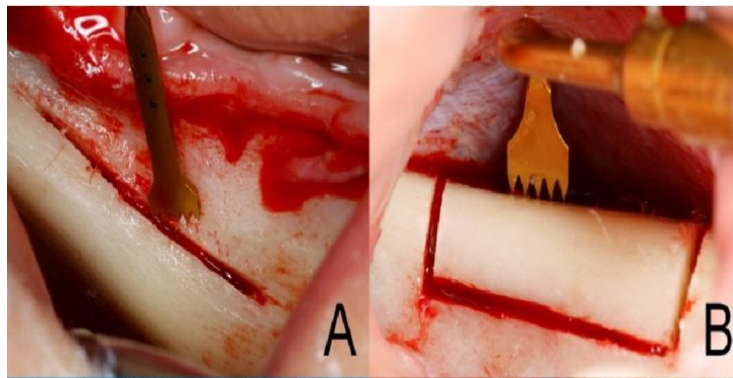
Kemik grefti, blok (şekil 2.6) veya partikül şeklinde çeşitli prosedürler yardımıyla elde edilebilir. Kemik partikülleri, osteokondüksiyon ile kemik onarımını sağlar ve defekt bölgesindeki büyüme faktörlerine destek olur. Büyük defekt bölgelerinde veya partiküllü greftlerin immobilizasyonunun sağlanamadığı vakalarda kemik blokları tercih edilmektedir. Piezocerrahi, kemik grefti elde etme prosedürleri arasında önemli bir yere sahiptir. Piezocerrahi ile yapılan çalışmalarda canlı osteoblast ve osteosit sayısının önemli miktarda yüksek olduğu gösterilmiştir.¹¹⁵ Yapılan diğer bir çalışmada ise intraoral kortikal bölgelerden piezocerrahi ve geleneksel yöntemler ile elde edilen kemik partiküllerinde hücrelerin canlılığı ve farklılaşması açısından fark bulunmamıştır.¹¹⁶

Piezocerrahi ile partiküllü ve kortikal blok otojen kemik greftleri elde edilebilir. Partiküllü greftler için kemik yüzeyini kazıyan özel osteoplasti uçları kullanılır. Otojen partiküllü greft elde edilirken bölgeden greftin dağılmaması için irrigasyon sıvısı kapatılmalıdır. Bu işlem için iki farklı piezo-uç kullanılabilir. İmplant cerrahisi için kemik grefti gerektiğinde hızlı kemik toplamak ve herhangi bir anatomik durumda küçük kemik greftleri toplama eğilimine sahip uç özellikleri bulunmaktadır. Küçük uçlar periodontal kemik defektleri varlığında az miktarda greft toplamak için daha kullanışlıdır.¹⁰³

Blok greftler ile yapılan kemik augmentasyonunun başarısında teknik ve aletin seçimi önemlidir. Piezocerrahi ile blok kemik grefti almak son derece basit, hassas ve güvenlidir. Ağız içinde blok greft genellikle ramus ve simfiz bölgesinden elde edilir. Mandibular ramustan monokortikal-kansellöz kemik bloğunun alınması, simfiz bölgesine göre düşük morbidite seviyesi nedeniyle genellikle tercih edilir. Cerrahi öncesi tomografi görüntülerinin değerlendirilmesi ölçümleri kolaylaştırır. Tomografi, mandibular inferior alveolar sinir kanalının konumuna ve ramus bölgesindeki mandibulanın genişliğine göre ne kadar kemik alınabileceğini belirler.¹¹⁷

Piezocerrahi ile gerçekleştirilen osteotomiler, kemikte son derece hassas, temiz ve pürüzsüz kesi sağlar. Geleneksel döner aletler kullanılarak elde edilen kemik blokları, planlanan kortikal kemiğin genişliğini tüm greft çevresinde en az 1 mm azaltır. Bu yüzden geleneksel frezler ile blok grefti alırken dikkatli olmak gereklidir. Ayrıca, geleneksel döner aletler kansellöz kemiği etkili bir şekilde kesemez.¹⁰³

Piezocerrahi, biyopsi örneği elde etmek için de kullanılabilir. Bu şekilde elde edilen numunenin ana avantajı, geleneksel greftlere kıyasla cerrahi kemik sınırlarının yapılarının bu teknikle daha az zarar görmesidir.¹¹⁸

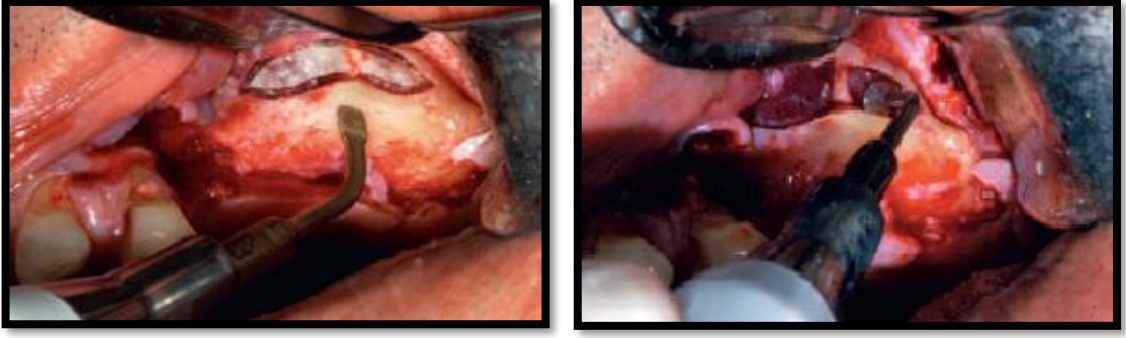


Şekil 2.6. Blok greft alma sırasında piezocun kullanımı ¹¹⁹

2.2.4.3 Sinüs Tabanı Yükseltme

Sinüs tabanı yükseltme cerrahisi; rezorbsiyona uğramış maksiller posterior bölgeye implant yerleştirilmesi öncesi yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Sinüs lifting adı da verilen sinüs tabanı yükseltme cerrahisinde en fazla gözlenen intraoperatif komplikasyon Schneiderian membranının (sinüs mukozası) perforasyonudur. Bu komplikasyon vakaların yaklaşık %14-56'sında gözlenmektedir.¹⁰² Perforasyon geliştikten sonra vaka komplike hale gelmekte ve mukozanın tamiri basit, zor veya imkansız olabilmektedir. Bu amaç için, biyolojik olarak emilebilir bir kollajen-bariyer zarının uygulanması dahil olmak üzere çeşitli teknikler önerilmektedir. Klinisyenlerin ortak deneyimlerine göre, bu komplikasyonun gelişmesi durumunda maliyetler ve ameliyat süresi önemli ölçüde artmaktadır. Schneiderian membran perforasyonu gelişmesi durumunda postoperatif ödem, sinüs tıkanıklığı veya sinüs greft enfeksiyonu gözlenme oranı artmaktadır. Vakanın komplike bir vaka olmasından ötürü cerrahi başarı azalmakta ve morbidite oranları yükselmektedir. Bazı vakalarda, posterior superior alveolar arterin alt dalının veya infraorbital arterin anastomozundan kaynaklı dikey osteotomi kesilerinden kaynaklı kanama olabilmektedir. Bu arter vakaların %100'ünde mevcuttur.¹²⁰ Perforasyonun tamir edilemediği durumlarda, partiküllü greft materyallerinin kullanıldığı sonraki prosedürlerden çoğunlukla vazgeçilmesi gerekmektedir.¹²⁰

Piezocerrahi, oral ve maksillofasiyal cerrahide ilk olarak sinüs lift operasyonunda kullanılmış ve lateral (açık) sinüs lift operasyonlarına bakış açısını önemli ölçüde değiştirmiştir (Şekil 2.7).¹⁰⁰ Piezocerrahi kullanmak genellikle diğer teknikleri kullanmaktan daha fazla zaman almaktadır, ancak Schneiderian membran perforasyonlarının veya yırtılmalarının sıklığı ve sayısı genellikle daha düşük olarak gözlenmektedir. Yapılmış 100 vakalık bir seride 100 olgudan yedisinde Schneiderian membran perforasyonu gözlendi ancak perforasyon gözlenen vakaların hiçbirisinde perforasyona piezocerrahi aleti yol açmadı. Tüm perforasyon olgularında piezocerrahi sonrası kullanılan el aletlerinin perforasyona yol açtığı gözlendi. Piezocerrahi tekniğini ilk olarak uygulayan Vercolloti ise hastaların sadece %5'inde Schneiderian membranında perforasyon yaşamıştır.¹⁰⁰ Araştırmacılar, piezocerrahi teknikler uygun şekilde uygulandığında membranın perfore olma olasılığının olmadığını düşünmektedir. Piezocerrahi ile sinüs tabanı yükseltme sırasında kemik dokusu kaybı genellikle daha düşük olarak gözlenmektedir.⁹



Şekil 2.7. Sinüs augmentasyonu prosedüründe piezo-uç kullanımı¹⁰³

2.2.4.4 Kron Boyu Uzatma

Restoratif işlemler sırasında sağlıklı bir periodonsiyumun korunması, optimal fonksiyon ve estetiğin sağlanması için vazgeçilmez bir koşuldur. Periodontal cerrahi kapsamında kron boyu uzatma dentogingival kompleksi koruma ve gülüş tasarımı ile estetik kusurları düzeltmek için yaygın olarak tercih edilmektedir.¹²¹ Bu kavram ilk olarak 1962 yılında Cohen tarafından ortaya atılmıştır.¹⁰³

Piezocerrahi ile uygun uçlar kullanılarak yapılan kron boyu uzatma işlemi, kök yüzey bütünlüğünü korurken osteoplastinin kolay bir şekilde tamamlanmasını sağlar. Çalışmalarda piezocerrahi ile yapılan kron boyu uzatma operasyonlarının geleneksel yöntemlere göre hasta konforunu daha yüksek düzeye çıkardığı ve yara iyileşmesini daha da hızlandırdığı gösterilmiştir. Ayrıca mineralize dokuda herhangi bir olumsuz reaksiyon gelişmediği bununla birlikte çok sayıda canlı osteosit varlığına rastlandığını gösteren histomorfometrik çalışmalar olduğu bildirilmiştir.¹²¹

2.2.4.5 Atravmatik Diş Çekimi

Günümüzde diş çekimi implant hazırlığının ilk aşaması olarak kabul edilir. Çekim soketinin bütünlüğünü korumak bu sürecin önemli bir parçasıdır. Bu nedenle soket duvarlarına travmayı en aza indirecek alet ve teknik seçilmelidir. Diğer yöntemlerde olduğu gibi piezocerrahi ile diş çekimi yapılırken kesici ucun tek bir yerde durmasına izin verilmemelidir. Cerrahi ucun sıkışmasını ve ultrasonik titreşimin termal enerjiye dönüşmesini engellemek için ucu sürekli hareket halinde tutmak önemlidir.¹⁰³

Spinato ve arkadaşları geleneksel yöntem ve piezocerrahi ile yapılan diş çekimlerinin kemik rezorpsiyonu üzerindeki etkisini araştırmak için bir çalışma yapmışlardır. Yapılan bu çalışmada piezocerrahi yardımı ile çekilen diş soketinde geleneksel yöntemlerle çekilen sokete göre yatay yönde anlamlı derecede daha az kemik rezorpsiyonu görülmüş ancak dikey kemik kaybı oranı açısından bir fark bulamamışlardır.¹²² Rashid ve arkadaşlarının yaptığı diğer bir çalışmada mandibular üçüncü molar diş çekiminde piezocerrahi ve geleneksel döner aletler karşılaştırılmıştır. Piezocerrahi tekniğinde operasyon süresi uzamasına rağmen post-operatif ödem, ağrı ve trismus sonuçları açısından geleneksel yöntemlere göre daha iyi bulunmuştur.¹²³

2.2.4.6 İmplant Kavitesi Hazırlama

Dişi olmayan hastalar diş implantlarından fayda görmektedirler. Bu implantların pozitif yönde kayda değer sonuçları ortaya konmuştur.^{124,125} İmplant cerrahisinde osseointegrasyon çok önemli bir yere sahiptir. İyileşmenin sağlanabilmesi için cerrahi teknik mümkün olduğunca atravmatik olmalıdır. Piezocerrahi implant kavitesinin hazırlanmasında kullanılabilir.¹²⁶ Hassas bir implant kavitesi açılmasına izin veren özel bir ucun kullanılmasıyla, kemiğe verilen termal ve mekanik hasar azaltılmaktadır.

Yapılan hayvan çalışmalarında geleneksel frezlerle hazırlanan implant kavitelerine göre piezocerrahi ile hazırlanan kavitelerde daha az travma meydana gelir. Bunun sonucu olarak osteogenezis daha hızlı gerçekleşir ve daha iyi bir iyileşme elde edilir.¹²⁷ Piezocerrahi ile yapılan uygulamalarda geleneksel yöntemlere göre peri-implant osteogenezisini ve proinflatuar sitokinlerin azalmasını uyarmaktadır.¹²⁸ Ayrıca piezocerrahi yöntem kullanılarak yerleştirilen implantların stabilitesinin, geleneksel teknik kullanılarak yerleştirilen implantlardan daha fazla olduğu tespit edilmiştir.¹²⁹

Tavşan tibialarında yapılan bir çalışmada piezocerrahi ve geleneksel yöntemlerle yapılan drillmeler sonrasında tibialar çıkarılmış ve histomorfometri, immünohistokimya ve mikrotomografi vasıtasıyla analiz edilmiştir. 30 ve 60 gün sonunda yapılan testlerde piezocerrahi ile hazırlanan implant kavitelerinde kemik oluşumunda anlamlı derecede bir fark gözlenmiştir.¹³⁰ Meta-analiz çalışmaları ise piezoelektrik sistem ile gerçekleştirilen implant cerrahilerinin osseointegrasyona ek katkı sağlamadığı daha uzun çalışma süresi nedeniyle geleneksel yöntemlere kıyasla dezavantajlı olduğu belirtilmiştir.¹³¹

2.2.4.7 İmplant Sökümü

Periodontal dokularda yıkıma neden olan inflamatuvar süreçler, estetik ve fonksiyonel protetik tasarıma engel olacak düzeyde hatalı pozisyonunda yerleştirilen implantlar, implant gövdesinde kırık meydana gelmesi veya hatalı planlama gibi nedenler ile osseointegre olmuş implantların çıkarılması gerekebilir.¹³² İmplantların çıkarılmasında ise ters torklama tekniği,¹³³ trephine frez,¹³² elmas veya karbid frez,¹³⁴ lazer¹³⁵ ve piezocerrahi^{136,137} kullanılmaktadır. En yaygın kullanılan teknik ters torklama tekniğidir. Bunun yanı sıra çeşitli frez sistemlerinin kullanılması hem implanta ait parçaların dokuya saçılması hem de kemik dokuya daha fazla zarar vermesi ile sonuçlanabilir.¹³⁴ Benzer şekilde implant parçalarının dokuya saçılmasına neden olan trephine frezlerin üst çenede implant sökümünde kullanıldığı vakalarda sinüs membran perforasyonlarına neden olabileceği belirtilmektedir.¹³⁸ Bu yöntemlere alternatif olabilecek yöntemlerden biri olan piezocerrahi, uygun uçları sayesinde implant çevresinde yapılan kontrollü osteotomi sayesinde dokularda minimal travma meydana gelmekte ve kontrollü implant sökümü gerçekleştirilebilmektedir.¹³⁹ Bu yönü ile piezocerrahi teknik, frez ile implant söküm tekniğine göre avantaj sağlamaktadır.

2.2.4.8 Diğer Piezocerrahi Endikasyonları

Diş hekimlerinin oral cerrahide piezocerrahiye kullanmasının ardından başta ortognatik ve rekonstrüktif cerrahi olmak üzere birçok prosedürde piezocerrahi kullanılmaya başlanmıştır. Kraniyomaksillofasiyal cerrahi açısından Le Fort I osteotomi, Le Fort III osteotomi, palatal genişletme, bilateral sagittal split osteotomi, Crouzon sendromunda segmental osteotomi, mandibula yüzey asimetrisinin düzeltilmesi, kraniyofasiyostenozda superior orbital çatının çıkarılması, frontal kemiğin çıkarılması, orbitanın dış duvarından orbita tümörüne yaklaşılması, frontal sinüslerin arka ve ön duvarlarının çıkarılması ve frontal sinüsten kafa tabanına girilmesi endikasyonlarıyla piezocerrahi kullanılmıştır.¹⁴⁰ Kraniyomaksillofasiyal cerrahide de benzer şekilde piezocerrahinin hassas bir kesime izin vermesi en büyük avantajlarından birisidir. Kesme sürelerinin uzaması bir dezavantaj gibi görünse de yumuşak dokuyu korumaya olan ihtiyaç azaldığından genel ameliyat süreleri benzer sürelerde tamamlanmaktadır.¹⁴⁰

Osteosentetik malzemelerin çıkarılması sırasında miniplakları ve vidaları kaplayan ve bu tür malzemelerin çıkarılmasını zorlaştıran nasır oluşumu, çene cerrahisinde sık görülen bir sorundur. Piezocerrahi kullanarak, bu tür nasırların çıkarılması, sonraki tornavida kullanımı için vida başlarına zarar vermeden hızlı ve güvenli bir cerrahi alan oluşturmaktadır.⁹

2.2.5 Piezocerrahi Avantajları

Piezocerrahi, ilk olarak sinüs augmentasyon operasyonlarını güvenli bir şekilde gerçekleştirmek için kullanılmıştır, ancak gün geçtikçe yeni endikasyonlar ortaya çıkmaktadır. Cihaz genellikle kemiğin sinirler, damarlar, Schneiderian membran ve dura mater gibi önemli yumuşak dokulara yakın kesilmesi gereken, mekanik veya termal yaralanmalardan kaçınılması gereken durumlarda özellikle tercih edilmektedir. Cihazın en önemli avantajlarından birisi seçici olarak kemik dokunun kesilebilmesi ve kemik dokuya yakın seyreden yumuşak dokunun korunabilmesidir. Piezocerrahinin direkt olarak sinire uygulanması durumunda bile siniri kesmediği ancak sinir üzerinde birtakım yapısal fonksiyonel hasara neden olduğu gösterilmiştir.¹⁴¹ Geleneksel olarak kullanılan frez ve testerede ise sinire uygulanma durumunda geri dönüşümsüz hasarlar meydana gelebilmektedir. Piezocerrahinin sinirde meydana getirdiği hasar çoğu durumda geri dönüşümlüdür.¹⁴¹ Bu özellik, piezocerrahiye sinire yakın osteotomi yapmak için tercih edilen yöntem haline getirmektedir.

Geleneksel olarak kullanılan frez ve testere ünitelerinde cerrahi alanda kanama nedeniyle görüş kısıtlanmaktadır. Ancak bu geleneksel yöntemler yerine piezocerrahinin kullanılması daha iyi bir görüş alanı sağlamaktadır. Bunun asıl nedeni irrigasyon sıvısı ile cerrahi alanın sürekli olarak yıkanmasıdır.⁸

Piezocerrahi kullanımında çevre yumuşak dokulardan kanama ve toplam kan kaybı miktarı önemli ölçüde azalmaktadır. Osteotomilerde ve kemik biyopsilerinde kesilerin kemik yüzeyinde tam olarak istenilen yerde yapılması mümkündür. Geleneksel kemik delme veya kesme sırasında yumuşak doku hasarının ana nedeni, mineralize dokuyu çıkarmak için gereken enerjinin yanlışlıkla komşulukta bulunan yumuşak dokulara uygulanmasıdır. Piezocerrahi sırasında elde edilen kemik parçalarının mikroskopik incelemesi sonucunda, düşük güçlü ultrasonik cihazlar ve klasik frezlerin kullanılması sonucunda gözlenen

koagülatif nekroz bulgularının olmadığı saptanmıştır. Ayrıca diş canlılığı da korunmaktadır. Piezocerrahi, keski ihtiyacını neredeyse ortadan kaldırmaktadır.⁵

Piezocerrahi, geleneksel bir cerrahi testere veya frez ile oluşan makro titreşimlerin ve aşırı gürültünün aksine, mikro titreşimler kullandığı için daha az titreşim ve gürültü üretmektedir. Mikrotitreşim ve azaltılmış gürültü, lokal anestezi altında uygulanan osteotomi sırasında hastanın psikolojik stresini ve korkusunu en aza indirmektedir.¹⁴²

Piezocerrahi, periodontal cerrahi prosedürler sırasında olduğu gibi küçük kemik greftlerinin titizlikle hazırlanmasını sağlamakta ve diş yüzeyine zarar vermemek için açıkta kalan kök yüzeylerine bitişik küçük miktarlarda kemiğin çıkarılmasını kolaylaştırmaktadır. Enflamatuvar doku çıkarılmasına, kök yüzeyinin debridmanına ve kök düzleştirilmesine izin vermektedir.¹⁴³ Piezocerrahi esas olarak kemik çıkarma ve yumuşak doku korumayı hedeflemektedir, ancak ayarların değiştirilmesi sonucunda çocuklarda yararlı bir özellik olan yumuşak doku lezyonlarının eksizyonu için kullanılabilir.^{9,144}

2.2.6 Piezocerrahi Dezavantajları

Piezocerrahinin kemik dokusunu çıkarmak için kullanılmasının ana dezavantajı, kortikal bileşenlere karşı zayıflığı ve etkisiz olmasıdır.^{9,143} Bununla birlikte, otojen kemik grefti toplama için kullanılan en yaygın donör bölgeleri (çene, mandibular ramus ve parietal kemik) ağırlıklı olarak kortikal kemikten oluşmaktadır. Bu nedenle bu kemiklerde piezocerrahi ile çalışmak önemli dezavantajlardan birini oluşturmaktadır.^{9,143}

Klinik olarak, sert kemik (kortikal) üzerindeki piezocerrahi kesme etkinliğini artırmak için osteotomi sırasında yüksek basınç uygulamadan yavaş bir ilerleme ile uyum sağlamak mümkün olabilmektedir. Kortikomedüller kemiklerde ultrasonik uçların daha hızlı aşınması ve daha yüksek kırılma oranı mevcuttur.¹¹⁸ Aktif uçların kırılmasının kesim kalitesi üzerinde etkisi tespit edilmemiştir, ancak uç kontrolünü sağlamak amacıyla sürekli olarak yedek uç stoku bulundurulması gerekmektedir.^{145,146}

Piezocerrahinin en önemli dezavantajlarından biri kemik kesilerinin diğer yöntemlere göre uzun sürmesidir. Ancak yumuşak dokuların korunma ihtiyacı azaldığından bu dezavantaj genel operasyon sürelerine genellikle yansımamaktadır.

2.3 Materyallerin Mekanik Özellikleri ile İlgili Kavramlar

Her materyalin çeşitli mekanik özellikleri mevcuttur. Materyallerin en önemli mekanik özellikleri sertlik, mukavemet ve elastisitedir. Diğer önemli özellikler arasında ise yüzey pürüzlülüğü, aşınma ve kırılma tokluğu bulunmaktadır.

2.3.1 Sertlik

Sertlik, malzemelerin en karakteristik özelliklerinden biri olup giderek daha karmaşık cihazların ve makinelerin inşa edilmesini sağladığından, uygarlığın gelişiminde kilit bir rol oynamaktadır. Bu nedenle sertlik malzeme bilimi içerisinde çok önemli bir yere sahiptir.¹⁴⁷

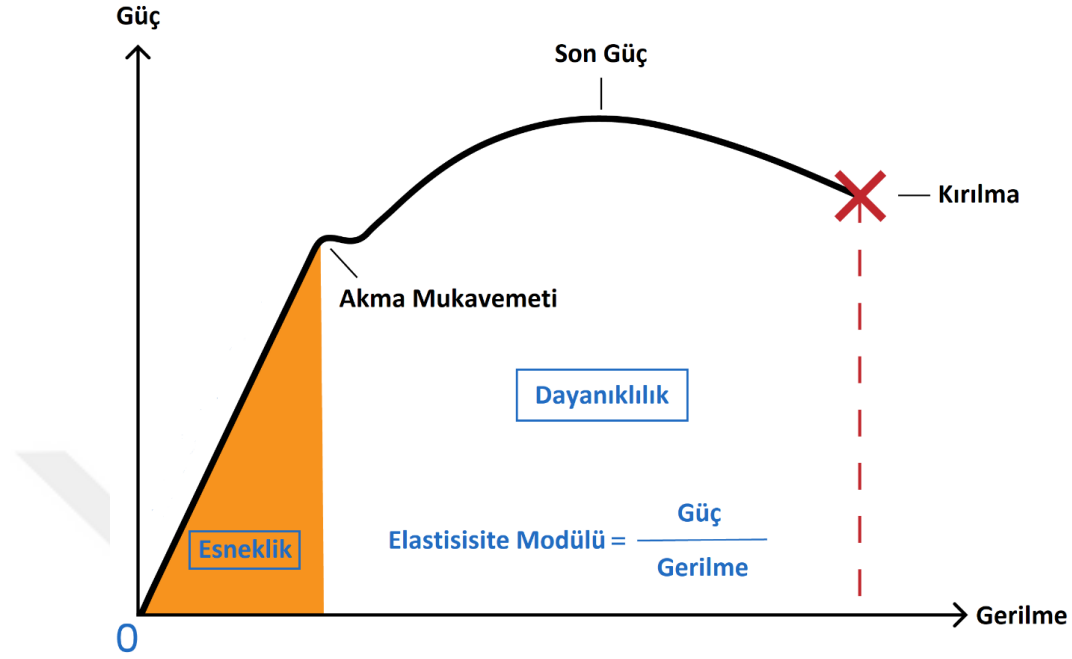
Niceliksel sertlik ölçekleri ve ilgili ölçüm yöntemleri son 120 yıl boyunca gelişim halindedir. Metallerin sertliğini ölçmek için ilk modern teknik, sertliği çentikleyici olarak sert bir çelik bilye kullanarak ölçen Brinell'e dayanmaktadır.¹⁴⁷ Daha sonrasında ise Vickers, Berkovich, Knoop ve Rockwell testleri dahil olmak üzere başka sertlik testleri de geliştirilmiştir.¹⁴⁸ Sertlik değeri genellikle çentikleyicinin basıncı ile oluşturulan izin yüzeyi arasındaki oran olarak tanımlanmaktadır.¹⁴⁹ Rockwell sertlik testinde batma derinliği kullanılırken Brinell ve Vickers sertlik testinde iz büyüklüğü ölçülmektedir.¹⁵⁰

2.3.2 Elastisite Modülü

Materyalin en önemli özelliklerinden biri, bir nesnenin veya malzemenin ne zaman büküleceğini veya kırılacağını bilmektir. Bunu belirleyen özellik ise Young modülüdür. Bir malzemenin ne kadar kolay esnediğini ve deforme olduğunu gösteren bir ölçüdür.¹⁵¹ Sıkıştırma veya uzama sırasında küçük bir yük uygulandığında katı bir malzeme elastik deformasyona uğramaktadır. Elastik deformasyon tersine çevrilebilmektedir, yani yük kaldırıldıktan sonra malzeme orijinal şekline geri dönebilmektedir.¹⁵¹

Sıfıra yakın güç ve gerilme durumunda, güç-gerilme eğrisi doğrusaldır (Şekil 2.8) ve güç ile gerilme arasındaki ilişki, gerilmenin güç ile orantılı olduğunu belirten Hooke yasası ile tanımlanmaktadır.¹⁵¹ Orantılılık katsayısı Young modülüdür. Modül ne kadar yüksek olursa, aynı miktarda gerilme yaratmak için o kadar fazla güç gerekmektedir. İdeal hale

getirilmiş bir katı cisim sonsuz bir Young modülüne sahip iken çok yumuşak bir malzeme (bir sıvı gibi) kuvvet uygulanmadan deforme olmakta ve Young modülü sıfır olmaktadır.¹⁵¹



Şekil 2.8. Materyalin elastisitesini, akma mukavemetini ve kırılma direncini gösteren Young modülü¹⁵²

2.3.3 Yüzey Pürüzlülüğü

Doğadaki hemen hemen tüm yüzeyler, çıplak gözle ve hatta çoğu mikroskop için pürüzsüz gibi görünse de mikroskobik olarak pürüzlüdür. Modern yaşamda oldukça önemli olan teknolojinin geliştirilmesinde materyallerin tüm özellikleri kritik öneme sahiptir. Bu özelliklerden biri de yüzey pürüzlülüğüdür. Örneğin, modern teknolojinin bel kemiği olan yarı iletken teknolojisi, bir yarı iletken veya yalıtkan bir metalin ince tabakalarla birleştirilmesini, ardından bu filmlerin çeşitli tekniklerle yapılandırılmasını ve işlenmesini gerektirmektedir. Yüzey pürüzlülüğü çeşitli elektriksel ve mekanik özelliklerde önemli rol oynamaktadır. Yüzey pürüzlülüğü, elektrik kapasitesi, elektronik iletkenlik, yüzey enerjisi, kritik alan, tepe elektrik alanı, yüzey gerilimi, levha direnci vb. gibi özellikleri etkileyebilmektedir.¹⁵³

Taramalı uç mikroskobu (Scanning probe microscope-SPM) yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için yaygın kullanılan bir araçtır. Bu yöntemde, bir numunenin yüzey görüntüleri elde edilerek yüzey pürüzlülüğü ölçülmektedir. SPM, numune yüzeyindeki tek

bir noktanın malzeme özelliklerini belirlemek için de kullanılabilir. ¹⁵⁴ Taramalı uç mikroskop merkezinde, numune ile etkileşime giren nano ölçekte bir uca sahip fiziksel bir prob bulunmaktadır. Pek çok farklı SPM türü vardır ve bunları birbirinden ayıran bu uç-örnek etkileşiminin farklılığıdır. İlk olarak 1982'de geliştirilen scanning tunnel microscope (STM), SPM'nin ilk şekli olarak kabul edilmektedir. Fiziksel algılama probu, STM'de çok keskin bir uç oluşturmak için kesilmiş ince bir teldir. Bir STM, uç ile numune arasındaki tünelleme akımını ölçerek yüzeyi algılamaktadır. Bu akım, 1 pikoamperden birkaç nanoampere kadar ölçüm yapabilmektedir ve böylece uç-örnek mesafesini çok hassas bir şekilde ölçebilmektedir. Bu durum ise SPM'yi duyarlı bir sensör haline getirmektedir. Ancak yalnızca bu etkileşim sayesinde ölçüm yapabilen SPM'ler yalnızca iletken olan malzemelerin yüzey pürüzlülüğünü ölçebilmektedir. ¹⁵⁵

2.3.4 Aşınma

Tıp ve diş hekimliğinde kullanılan ekipmanların aşınma ve kırılma dirençleri son derece önemlidir. Aşınma, kayan materyaller arasındaki bağıl hareket nedeniyle malzemede meydana gelen kayıp olarak tarif edilmektedir. ¹⁵⁶ Temel olarak iki kategoriye ayrılmaktadır: çarpma ve sürtünme aşınması. Sürtünme aşınması, materyaller arasında üçüncü bir cisim gibi davranan aşındırıcı partiküllerle veya bunlar olmadan temas eden kayan materyallerin iki yüzeyinden veya iki yüzeyden birinin diğerinden daha sert olmasından kaynaklanmaktadır. ¹⁵⁶ Çarpma aşınması; kayma, yuvarlanma veya darbe sonrasında katı malzeme üzerinde oluşan hasar ya da malzeme kaybı olarak tanımlanmaktadır. Bu tanımda malzeme kaybı ifadesi yer almasına rağmen, ağırlıkta ya da hacimde herhangi bir değişim olmaksızın malzemenin cisim üzerindeki yer değiştirmesi de aşınma olarak tanımlanmaktadır. ¹⁵⁷

Materyallerin aşınma direncini etkileyecek birçok parametrenin olduğu gösterilmiştir. ¹⁵⁸ Aşınma direnci malzeme özelliklerinin (sertlik, mukavemet, kırılma tokluğu, termal iletkenlik, termal genleşme ve mikro yapı) bir sonucu olarak gözlenmektedir. ¹⁵⁸

2.3.5 Akma Mukavemeti

Bir cismin elastikliğini kaybettiği ve plastik hale geldiği noktaya akma mukavemeti denmektedir. Bir nesnenin inatçı mı yoksa şekil verilebilir mi olduğuna akma mukavemetine göre karar verilmektedir. Akma mukavemeti, ihtiyaca göre yapı için uygun malzemelerin seçilmesine yardımcı olmaktadır. Çeşitli şekillere sahip birçok nesne plastikten yapılmaktadır. Örneğin çevremizde gördüğümüz birçok oyuncak metallere değil plastiklerden yapılmaktadır çünkü metallerin akma mukavemeti yüksek olduğundan tercih edilen şekle sokmak zor olmaktadır. Akma mukavemetinin en duyarlı olduğu durum sıcaklıktır.¹⁵⁹

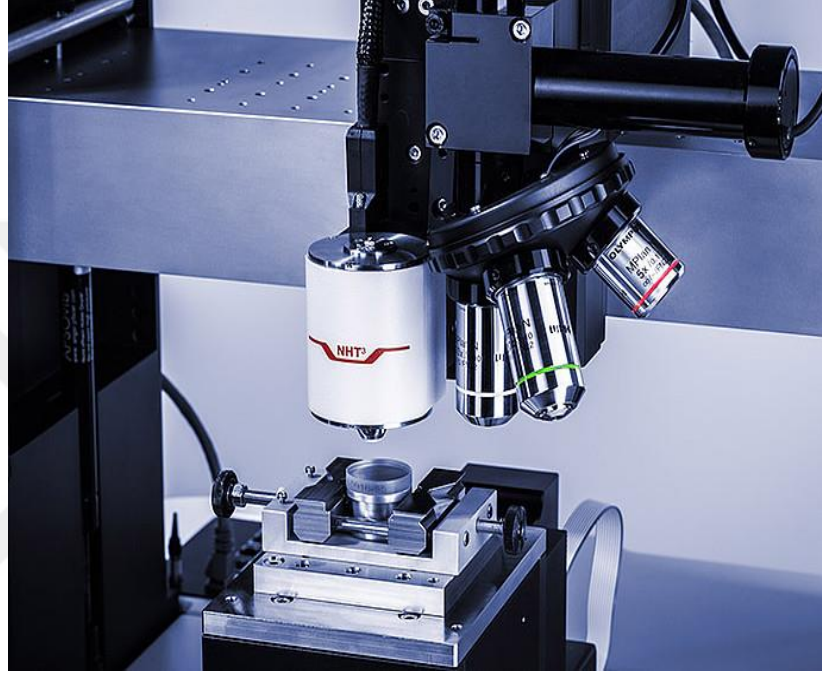
2.3.6 Kırılma Tokluğu

Malzemelerin gerilme altında iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına “kırılma” adı verilir. Kırılmanın karakteri malzemedeki malzemeye farklılık göstermektedir. Bu durum genellikle tatbik edilen gerilmeye, sıcaklığa ve deformasyon hızına bağlıdır. Kırılma tokluğu, bir malzemenin çatlaklara karşı direncini gösteren ve bir malzemeyi yok etmek için gereken gücü gösteren çok önemli bir özelliktir.¹⁶⁰ Kırılma tokluğu, ayrıca çatlak içeren bir materyalinin kırılmaya direnme yeteneğini ifade eden mekanik bir özelliktir. Kırılma tokluğu, özellikle diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik uygulamalarda kullanılmasındaki en önemli standartlardan biridir. Kırılma tokluğu, gevrek malzemelerin uygulanan bir stres altında çatlakların yayılmasına karşı direncini tanımlamaktadır ve çatlak ne kadar uzun olursa, kırılmaya neden olmak için gereken stresin o kadar düşük olduğu varsayılmaktadır. Bir çatlakın kırılmaya neden olma yeteneği, malzemenin kırılma tokluğuna bağlıdır. Kırılma tokluğu, mevcut çatlaklı bir malzemenin basınç altında ne kadar iyi performans gösterdiğinin bir ölçüsüdür. Bu nedenle kırılma tokluğu, plastik deformasyonda tüketilen enerji ile orantılıdır.¹⁶⁰

2.4 Nanoindentasyon

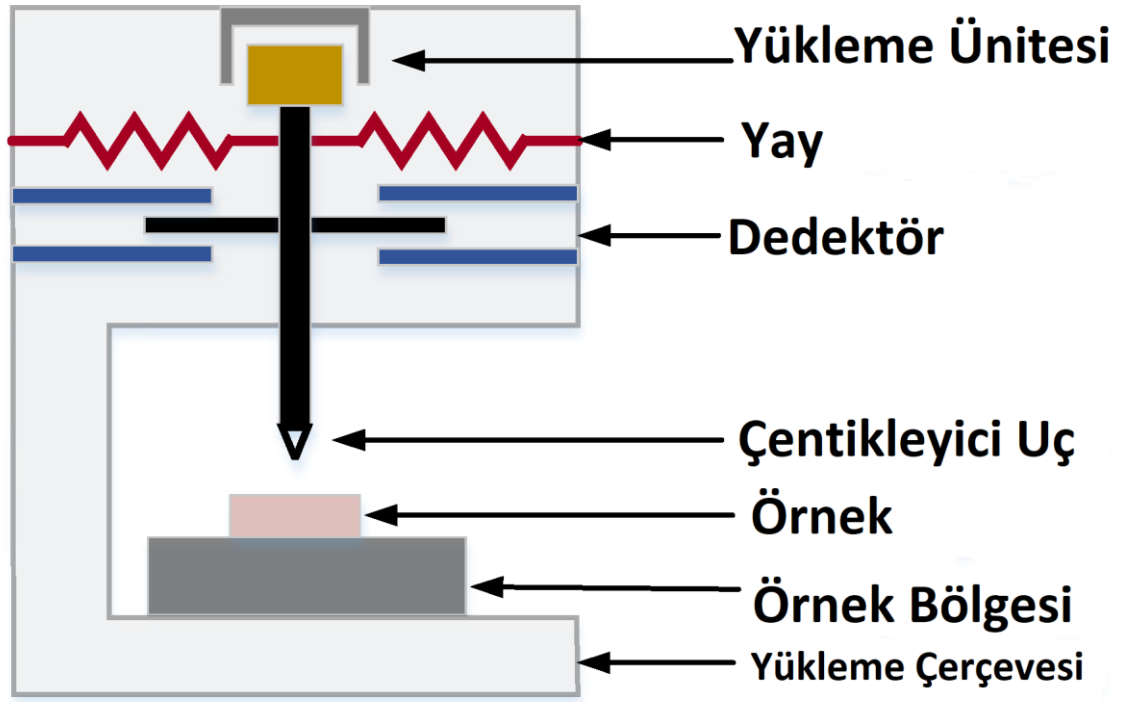
İndentasyon kelimesi Türkçe’de “girinti” anlamına gelmektedir. İndentasyon testleri, 20. Yüzyılın başlarından itibaren plastik malzemelerin özelliklerini test etmek amacıyla

kullanılan testlerdir.¹⁴⁹ Nanoindentasyon testinde ise nanoskopik malzemelerin (ince filmler ve kaplamalar, mikro ve nanoyapılar) özellikleri test edilmektedir. Aletli nanoindentasyon testi 1970'lerden beri malzemelerin mekanik özelliklerini karakterize etmek için kullanılmaktadır.¹⁶¹ Günümüzde çeşitli marka ve modelde nanoindentasyon cihazı üretilmiş olup **Şekil 2.9**'de bu amaçlar için kullanılan cihazlardan birini görmekteyiz.



Şekil 2.9. Bir nanoindentasyon cihazı (NHT³, Anton Paar®, Avusturya)

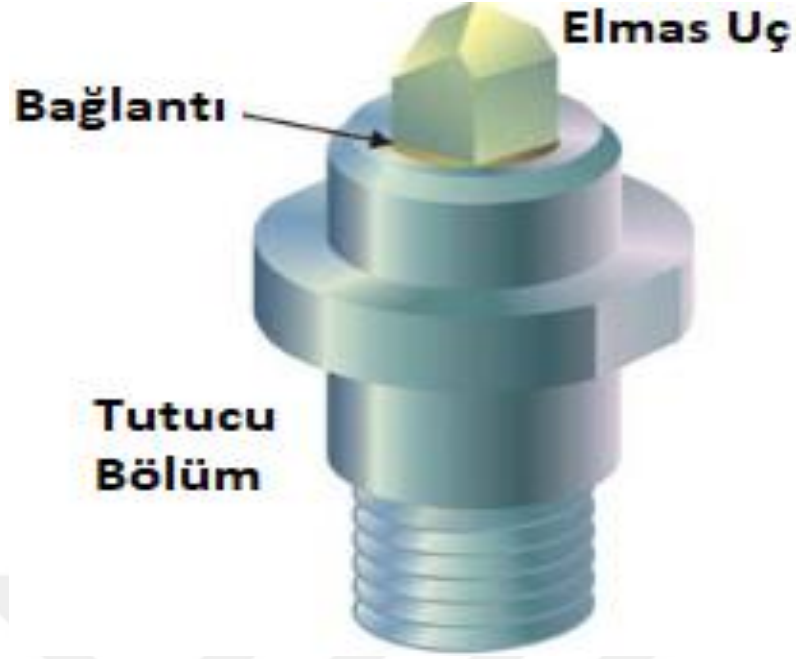
Nanoindentasyonun temel fikri oldukça basittir. Çok keskin ucu olan bir çentikleyici uç malzemenin yüzeyine doğru ittirilmekte ve malzemenin bu etkiye karşı olan mekanik davranışı araştırılmaktadır (**Şekil 2.10**). Bununla ilgili yapılan ilk denemelerde Brinell, malzemelerin yüzeyine küçük bir bilyeyi itmiştir ve bilyeli yatakların plastik özelliklerini girinti olarak ölçmüştür.¹⁴⁹ Günümüzde nanoindentasyon tekniğinin gelişimi, malzemelerin mikro yapısı ve nano yapısı üzerinde bu tür mekanik testlerin doğrudan yapılmasına izin vermektedir.



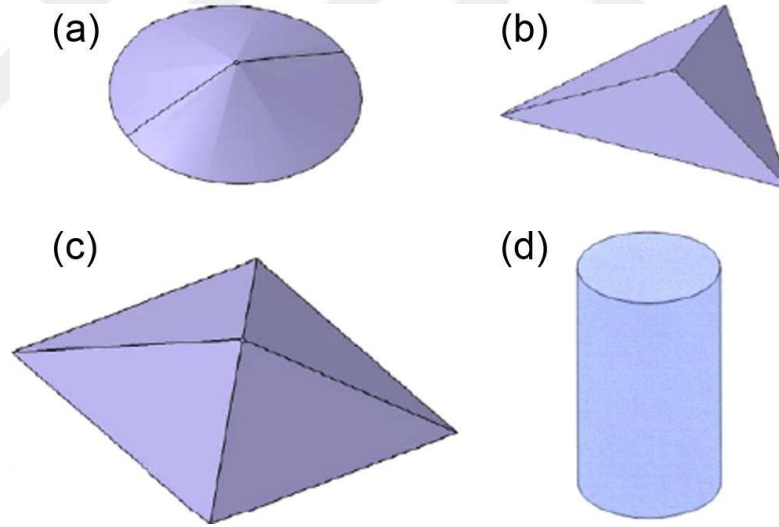
Şekil 2.10. Nanoindentasyon cihazının şematik görünümü¹¹

2.4.1 Nanoindentasyon Testinde Kullanılan Çentikleyici Uçlar

Çentikleyici uçların geometrik yapıları incelendiğinde üç ve dört kenarlı piramitler, kamalar, koniler, silindirler veya küreler gibi çok sayıda geometri mevcuttur. Çentikleyici uç; ucu keskin, düz, silindirik veya küresel bir şekle yuvarlatılmış olabilmektedir. Elmas ve safir, çentikleyicilerin ana malzemeleridir ancak kuvars, silikon, tungsten, çelik, tungsten karbür ve hemen hemen her türlü sert metal veya seramik gibi diğer sert malzemeler de kullanılabilir. ¹⁶² Nano çentikleyiciler, nanoindentasyon cihazı ekipmanı üreticisinin standart tasarımı veya özel bir tasarım olabilecek tutuculara monte edilebilmektedir (Şekil 2.11). Tutucu malzeme çelik, titanyum veya işlenebilir seramik gibi malzemelerden oluşabilmektedir.



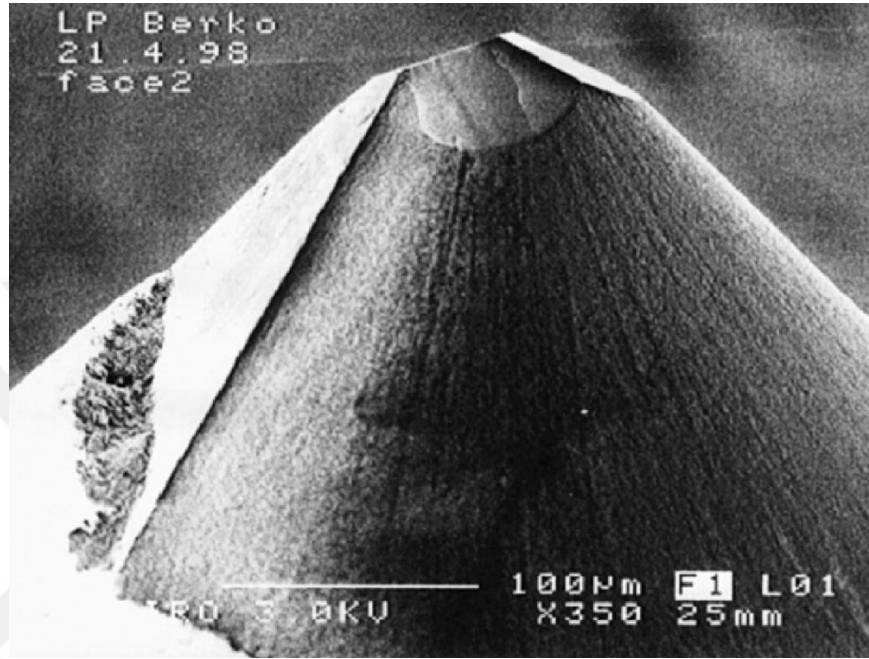
Şekil 2.11. Çentikleyici uç tutucusunun şematik görünümü¹⁶²



Şekil 2.12. Çentikleyici uç geometrileri¹⁶¹

Sıklıkla kullanılan çentikleyici uçların şematik görünümü Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Buna göre üç taraflı Berkovich girintisi, nano girinti testi için en popüler geometridir. Nano girinti çalışması için kullanılan bir Berkovich girintisinin yüz yarım açısı $65,27^\circ$ ’dir. Bu, mikrosertlik testinde kullanılan dört taraflı Vickers girinti (yüz açısı 68°) ile aynı alan/derinlik oranını vermektedir. Berkovich indentasyon ucu, şeklinin tekdüzeliğinden (yüz açıları yüksek doğrulukla üretilebilir) ve kolay üretilebilmesinden dolayı üreticiden

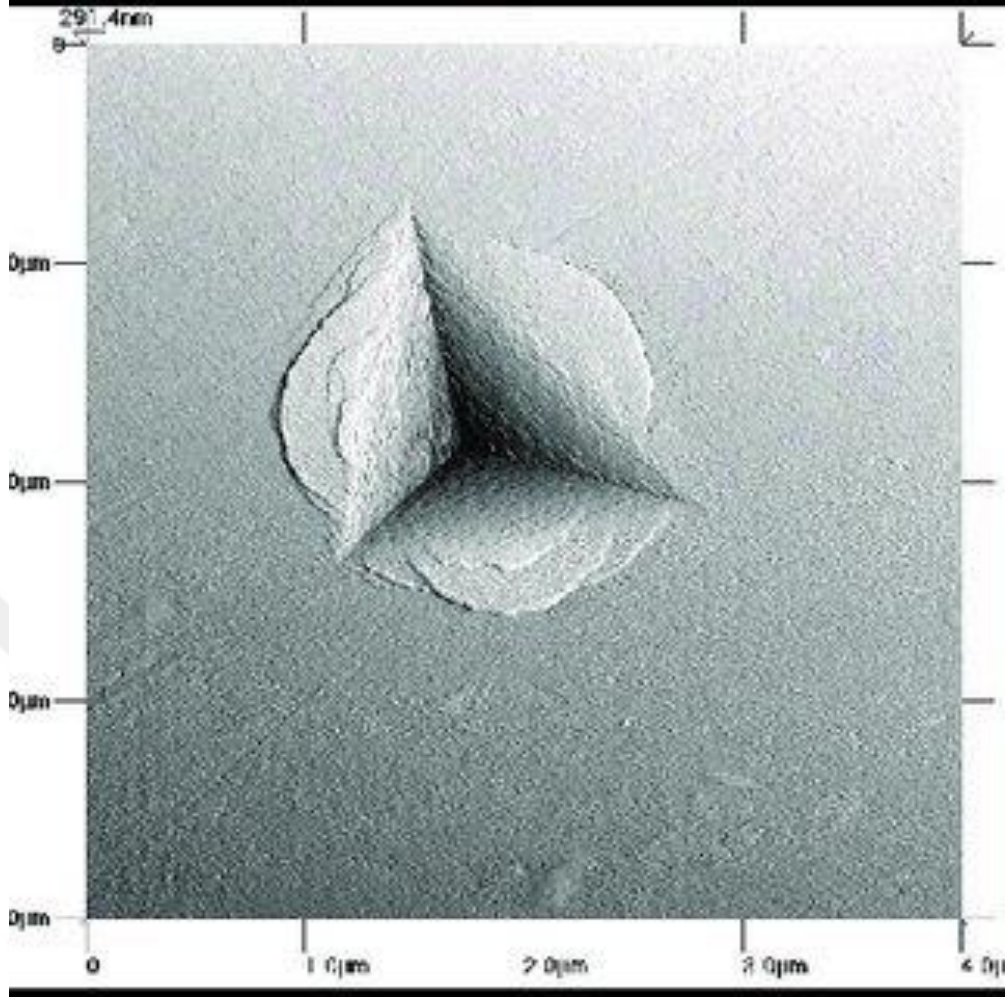
üreticiye farklılık göstermemektedir. Ayrıca 20 nm çap aralığında uç apeksinin keskinliği ve çatlak oluşturmada küçük yer değiştirmelerde plastisite üretimi gibi sayısız avantajı nedeniyle pratikte tavsiye edilmektedir. Tipik bir Berkovich girinti ucunun mikroskobik görüntüsü ise **Şekil 2.13**'de gösterilmektedir.¹³



Şekil 2.13. Berkovich ucun mikroskobik görüntüsü

2.4.2 Nanoindentasyon Sisteminin Çalışma Prensibi

İndentasyon teknikleri kullanılarak en sık ölçülen iki mekanik özellik sertlik ve elastikiyettir. Çentikleyici numunenin içine bastırıldığında hem elastik hem de plastik deformasyon meydana gelmektedir. Bu baskı sonucunda çentikleyicinin şekline uygun olarak materyal zerinde kalıcı bir iz oluşmaktadır (**Şekil 2.14**). Girinti çekme sırasında, yer değiştirmenin sadece elastik kısmı geri kazanılmaktadır ve bu temas sürecinin sonucunda elde edilen ölçümler sayesinde maddenin elastikiyeti değerlendirilmektedir.¹⁶³⁻¹⁶⁵

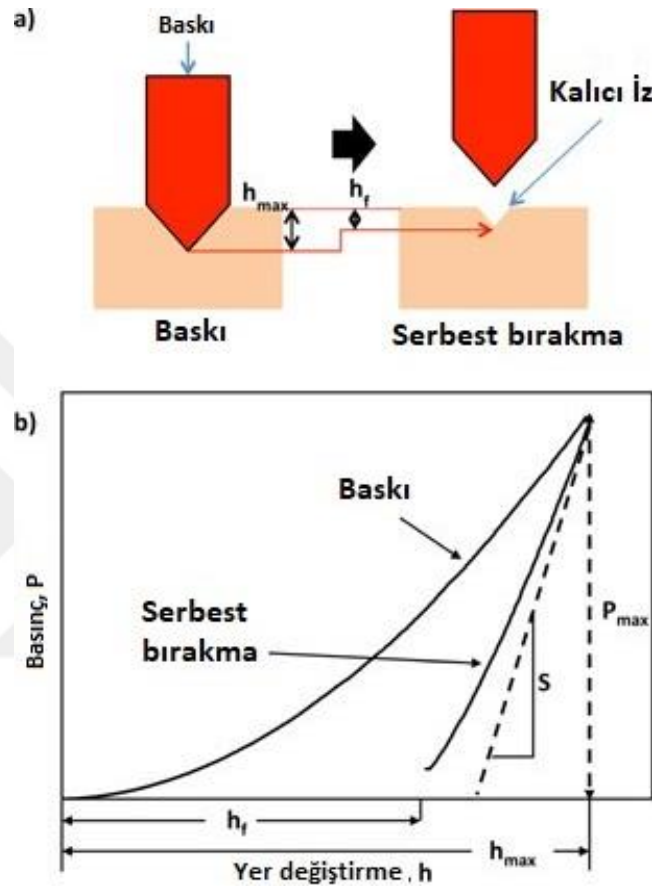


Şekil 2.14. Berkovich piramidi ile nanoindentasyon uygulanan bir materyalde meydana gelen kalıcı izin görüntüsü¹⁶⁶

Şekil 2.15'de, indentasyon sırasında ve sonrasında elastik-plastik bir numunenin tipik bir yük-yer değiştirme eğrisi ve deformasyon modeli göstermektedir. Şekilde tepe basınç (P_{max}) noktasında çentikleyicinin materyal içindeki yer değiştirmesi h_{max} olarak tanımlanmıştır. Çentikleyicinin tam olarak serbest bırakılmasından sonra gözlenen kalıcı izin yüksekliği ise h_f olarak belirtilmiştir. “S” ilk serbest bırakma sırasında gözlenen sertliktir. Materyalin sertlik ve elastikiyet değerleri bu veriler ve çeşitli formüller yardımıyla hesaplanmaktadır.^{164,167}

Malzemelerin elastisitesini ve sertliğini araştırmak için aletli nano girinti kullanma teorisi, 1992'de Oliver ve Pharr tarafından geliştirilmiştir. Oliver-Pharr yöntemi sadece monolitik ve izotropik malzemeler için uygundur. Oliver-Pharr metodu kolay uygulanabilir olmasından dolayı büyük ölçüde sertlik ve elastisite modülü hesaplamalarında

kullanılmaktadır. Bu modele göre indentasyon esnasında gerçekleşen olay **Şekil 2.15**'teki gibi kabul edilmektedir. Kontak alanı; indentasyon geometrisi ve maksimum yükteki kontak derinliği (h_{max}) kullanılarak belirlenebilir. Maksimum yükte yük ve yer değiştirme sırasıyla P_{max} ve h_{max} 'dır. Materyalin sertliği bu parametreler kullanılarak hesaplanmaktadır.¹⁶⁴



Şekil 2.15. (a) bir elastik-plastik numunenin girinti sırasında ve sonrasında deformasyon modeli ve (b) tipik bir yük-yer değiştirme eğrisi¹⁶⁸

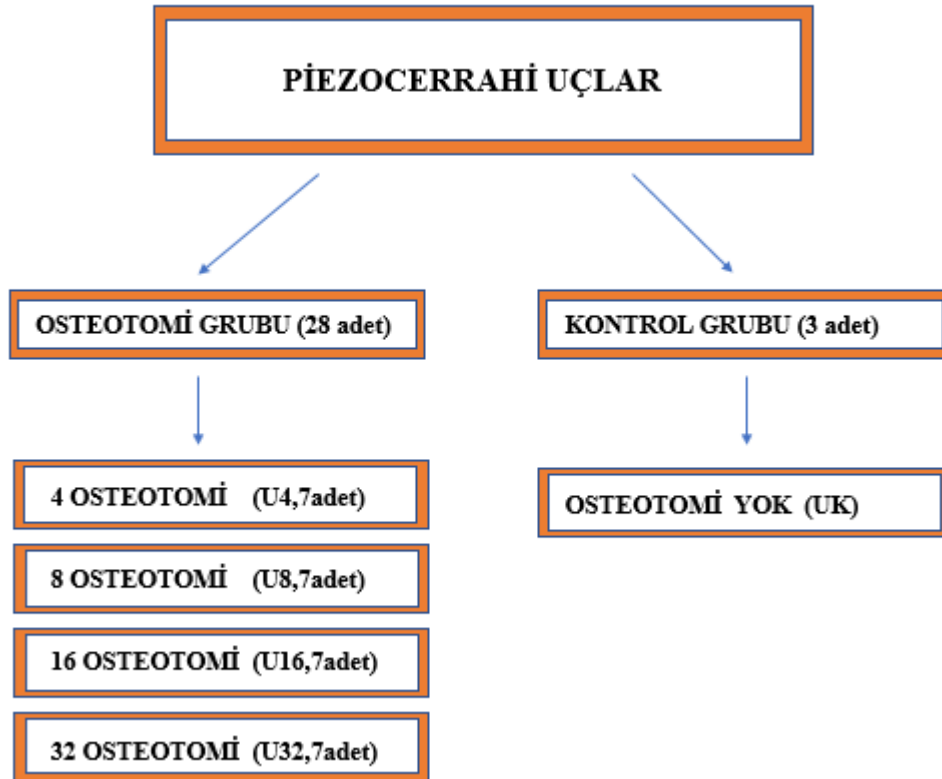
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Yeri ve İzinler

Bu çalışmanın nanoindentasyon analizleri ve SEM görüntülemeleri Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji Araştırma Geliştirme ve Uygulama Merkezinde gerçekleştirildi. Osteotomi (kemik kesisi) deneyleri ise Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Kliniğinde yapıldı.

3.2 Osteotomi Gruplarının Oluşturulması

Bu çalışmada toplam 31 adet piezo-uç (US2 model, Woodpecker Ultrasurgery 2) kullanıldı. Piezo-uçlar; 4 osteotomi grubu ve 1 kontrol grubu olmak üzere 5 gruba paylaştırıldı. Uçların gruplara dağılımı şu şekilde gerçekleştirildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Piezocerrahi uçların gruplara dağılımı

3.2.1 Kemik Blokların Hazırlanması

Bir ila üç yaş aralığındaki taze kesilmiş sığırdan sağ ve sol olmak üzere 6. ve 7. sıradan 4 adet kosta elde edildi. A, B, C veya D ile kodlanan her bir kostadan 40 mm uzunluğunda 7 eşit parça kemik bloğu hazırlandı. Her gruptaki kostalara ilişkin kemik blokları 1'den 7'ye kadar o grubun kodu ile numaralandırıldı. (Örneğin, A grubu için; A1, A2,....., A7, B grubu için; B1, B2,.....B7, C grubu için; C1, C2,.....C7, D grubu için; D1, D2,.....,D7). Blokların kortikal tabaka kalınlıkları proksimal ve distalden 3'er ayrı noktadan kumpas yardımıyla ölçüldü ve ortalama korteks kalınlığı belirlendi (Şekil 3.2).

Çalışmamızda elde ettiğimiz kostaların kortikal tabaka kalınlığının her noktada minimum 4,5 mm üzeri olmasına dikkat edildi. Kriterlere uygun kemik bloğu sağlanamadığı takdirde, yeni kemik bloğu aynı sığırın en yakın diğer kostalarından elde edildi.



Şekil 3.2. Kemik bloğunun kortikal kalınlığının farklı noktalardan kumpas ile belirlenmesi

Kemik blokları, osteotomi gününe kadar %0,9'luk NaCl izotonik solüsyonda ve -10 °C'de bekletildi. İşlem gününden 1 gün önce, kesi yapılacak bloklar +4 °C'de çözdürüldü.

Kemik blokları kurutulup soğuk tamir akriliği ile plastik cam levhalara sabitlendikten sonra, rehber amacıyla üzerine her biri 10 mm uzunluğunda ve birbirine 2 mm mesafede en az 15 çizgi çizilerek soldan sağa doğru numaralandırıldı. (Şekil 3.3)

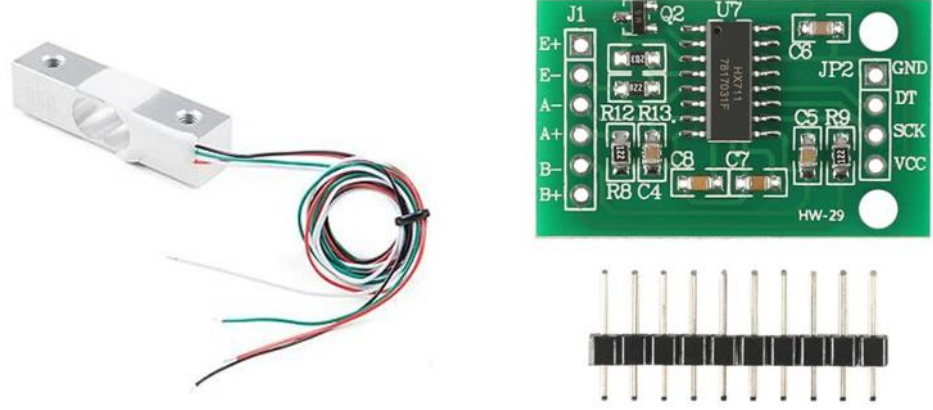


Şekil 3.3. Kemik bloğu üzerindeki osteotomi çizgileri

3.2.2 Osteotomi Düzenegi

Çelik bloktan 10x10x10 cm boyutlarında torna ile bir levha çıkarıldı. Üst dayanak levhası olarak adlandırılan bu parçanın ve üzerine monte edilecek yük hücresinin 2'şer adet vida ile sabitlenebilmesi amacıyla orta kısmından 10x4x6 cm ebadında blok parça çıkarıldı. Üst dayanak levhasının sabitlendiği alt dayanak levhası ise yine çelik bloktan 20x4x20 cm ebadında hazırlandı. Kemik kesilerini yaparken uygulanan kuvveti ölçmek için Loadcell (yük hücresi) kullanıldı. Yük hücresi, üzerine uygulanan kuvveti elektrik sinyaline dönüştüren özel bir sensördür (Şekil 3.4-solda). Bu ağırlık sensöründen gelen sinyallerin

voltaj değeri düşük olduğu için sinyal yükseltici görevi gören oldukça hassas bir kart olan Hx711 (Şekil 3.4-sağda) kullanıldı.



Şekil 3.4. Loadcell-yük hücresi (solda), Hx711 (sağda)

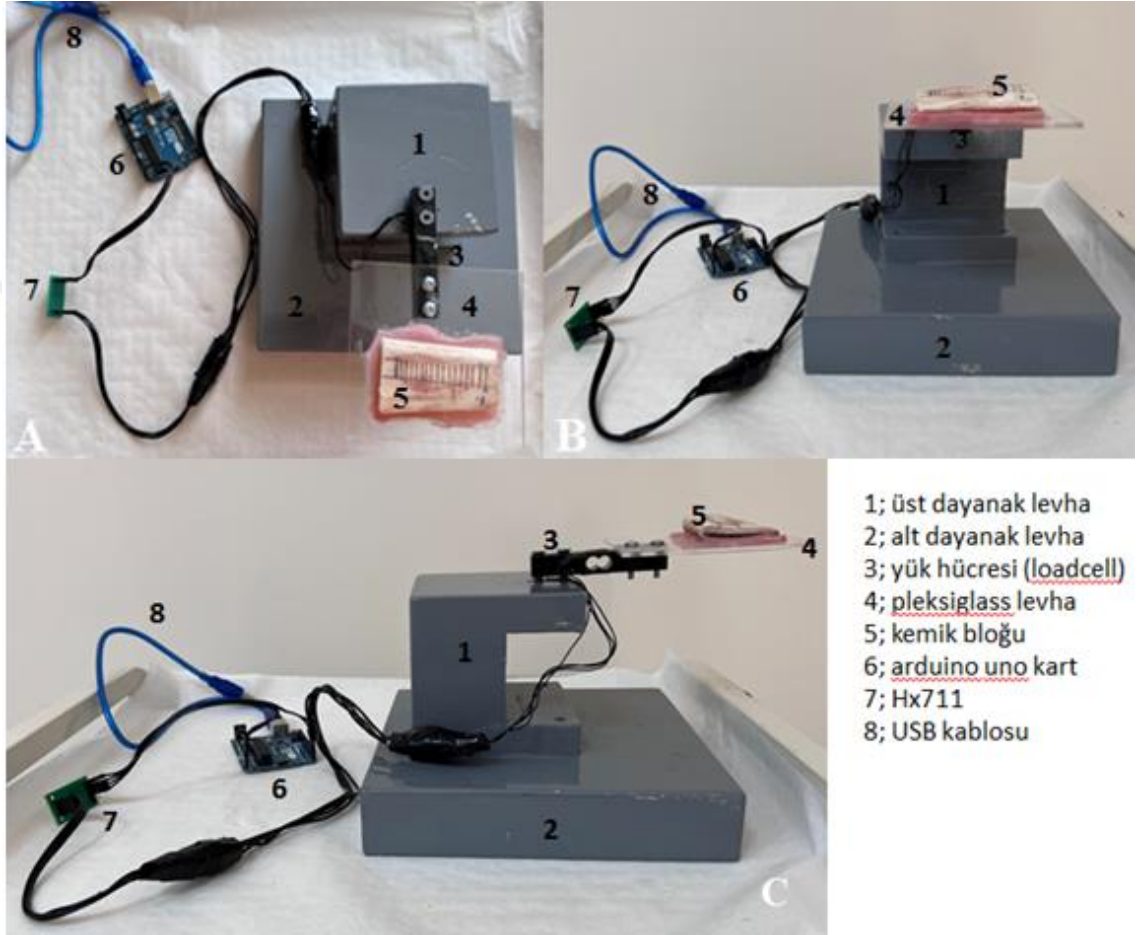
Yük hücresinden gelen kuvvet sinyallerini bilgisayara aktarmak için Arduino programı¹⁶⁹ kullanıldı. Yük hücresi ve Hx711 arasındaki bağlantılar yapıldıktan sonra Arduino Uno kartına (Şekil 3.5) kablo yardımıyla bağlandı. Bu kablo bağlantılarının ayrılmaması ve hasar görmemesi için izole bant kullanıldı. (Şekil 3.6)



Şekil 3.5. Arduino Uno kartı

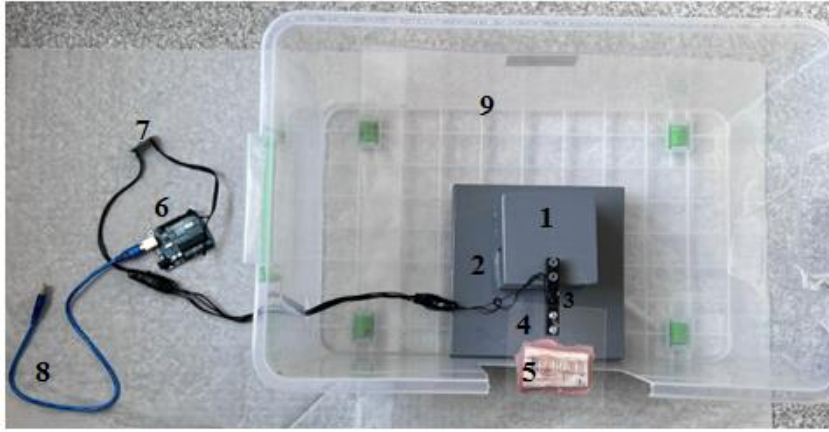
Şekil 3.6’da gösterildiği gibi yük hücresi, bir yandan metal parçaya diğer yandan osteotomi yapacağımız kemik bloğunu taşıyan cam plastik levhaya (pleksiglass) 2 vida

yardımıyla sabitlendi. Bağlantılar tamamlandıktan sonra Arduino programına¹⁶⁹ kuvvet sinyallerini Newton cinsinden ölçmek için kodlar girildi. Kemik kesilerinin hassas bir şekilde yapılıp uygulanan kuvveti bilgisayara aktarmak için bir düzene tasarlandı (Şekil 3.5, Şekil 3.6 ve Şekil 3.7).



Şekil 3.6. Osteotomi düzeneği

Osteotomi düzeneği, osteotomi sırasında uçlarda meydana gelen ısıyı azaltmak amacıyla kullanılan soğutma solüsyonunun birikeceği bir plastik kutu içerisine yerleştirildi (Şekil 3.7). Kutu içerisinde biriken sıvı aspiratör yardımıyla eşzamanlı olarak tahliye edildi.



- 1; üst dayanak levha
- 2; alt dayanak levha
- 3; yük hücresi (loadcell)
- 4; pleksiglass levha
- 5; kemik bloğu
- 6; arduino uno kart
- 7; Hx711
- 8; USB kablosu
- 9; Plastik kutu

Şekil 3.7. Osteotomi düzeneğin kutu içerisindeki görünümü

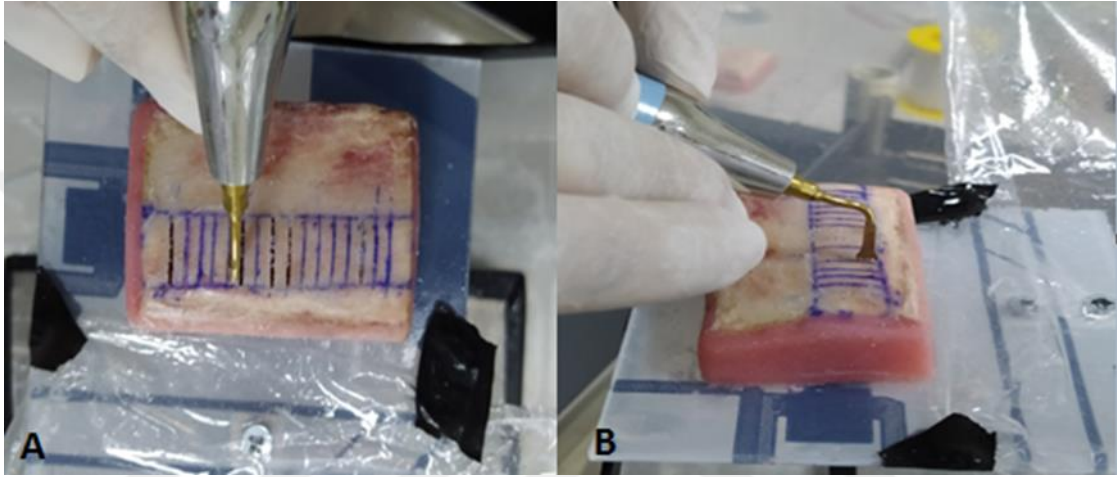
3.2.3 Osteotomi Kuvveti ve Kesi Sürelerinin Belirlenmesi

Kemik osteotomisi boyunca uygulanan kuvveti ve osteotomi süresini belirlemek için Arduino programı¹⁶⁹ kullanıldı. Yük hücresi ile Arduino programı¹⁶⁹ arasındaki bağlantıyı sağlamak için Arduino Uno kartı (Şekil 3.5) kullanıldı. Osteotomi boyunca uygulanan kuvvet, her bir saniye için Newton cinsinden belirlendi. Osteotomi süresi aktif olarak kuvvet uygulanan zamanın toplamı, osteotomi kuvveti ise saniye başına uygulanan kuvvetin ortalaması şeklinde belirlendi.

3.2.4 Osteotomilerin Yapılması

Osteotomiler, Woodpecker marka US2 model uçlar ile kemik fonksiyonu ve yüksek kemik yoğunluğu (24-30 kHz) ayarı seçilerek steril izotonik su soğutmalı sistem ile daha önce piezocerrahi deneyimi olan ve aynı özellikteki piezo-uç ile aynı hayvandan elde edilen ve deneylere dahil edilmeyen kosta üzerinde en az 50 osteotomi deneyi yapmış bir operatör tarafından gerçekleştirildi. Sabah 10:00 ila 12:00 saatleri arasında, 4 adet kemik bloğu üzerinde toplam 60 adet kesi yapıldı. Her bir gruptaki kostadan ve aynı numara ile ifade edilen bloktan olmak üzere her yeni gün için 4 adet kemik bloğu seçildi (örneğin; A3, B3, C3, D3 gibi). Ucun kemik blokları üzerinde yer alan çizgi ya da çizgilerden hangisi ya da hangilerine kesi yapacağı, bir bilgisayar programı yardımı ile rastgele olarak belirlendi. Her blok üzerinde piezo-uçların U4 grubu için 1 adet kesi, U8 grubu için 2 adet kesi, U16 için

grubu 4 adet kesi, U32 grubu için ise 8 adet kesi yapması sağlandı. Tüm osteotomilerin 10 mm uzunluğunda en az 4,5 mm derinliğinde olmasına (uç üzerindeki ilk çizgi seviyesine kadar) dikkat edildi. Uygulanan kuvvet ve süre bilgisayar programı (Arduino)¹⁶⁹ yardımıyla kaydedildi. Kemik blokları arasında operatörün 15 dakika dinlenmesi sağlandı. Deneysel kesileri 7 gün boyunca süren çalışmada 28 adet blok üzerinde toplam 420 kesi gerçekleştirildi (Şekil 3.8).



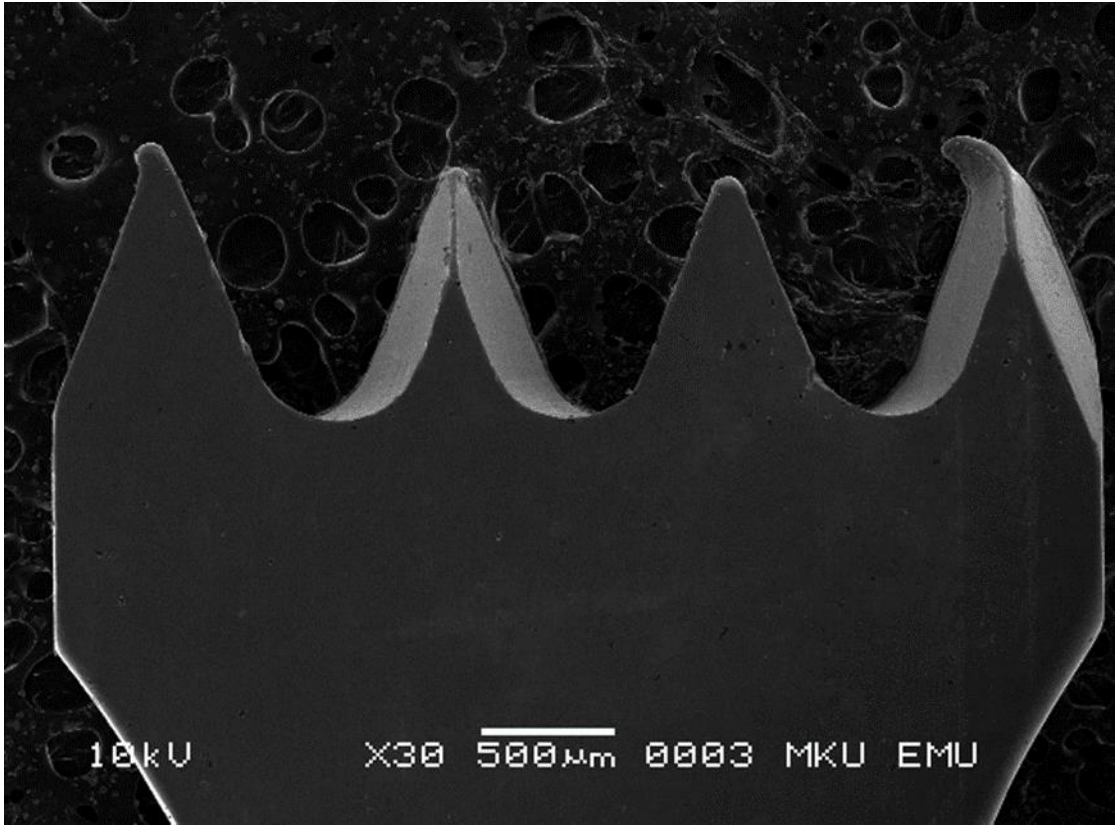
Şekil 3.8. Deneysel osteotomilerin yapılması

3.2.5 SEM Görüntülerinin Elde Edilmesi

Osteotomi öncesi osteotomi grubundaki piezo-uçların (28 adet) Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Teknoloji ve Araştırma Uygulama Merkezinde JEOL 5500 / OXFORD Inca-X (Şekil 3.9) cihazı ile x30 büyütme altında SEM görüntüleri elde edildi (Şekil 3.10).

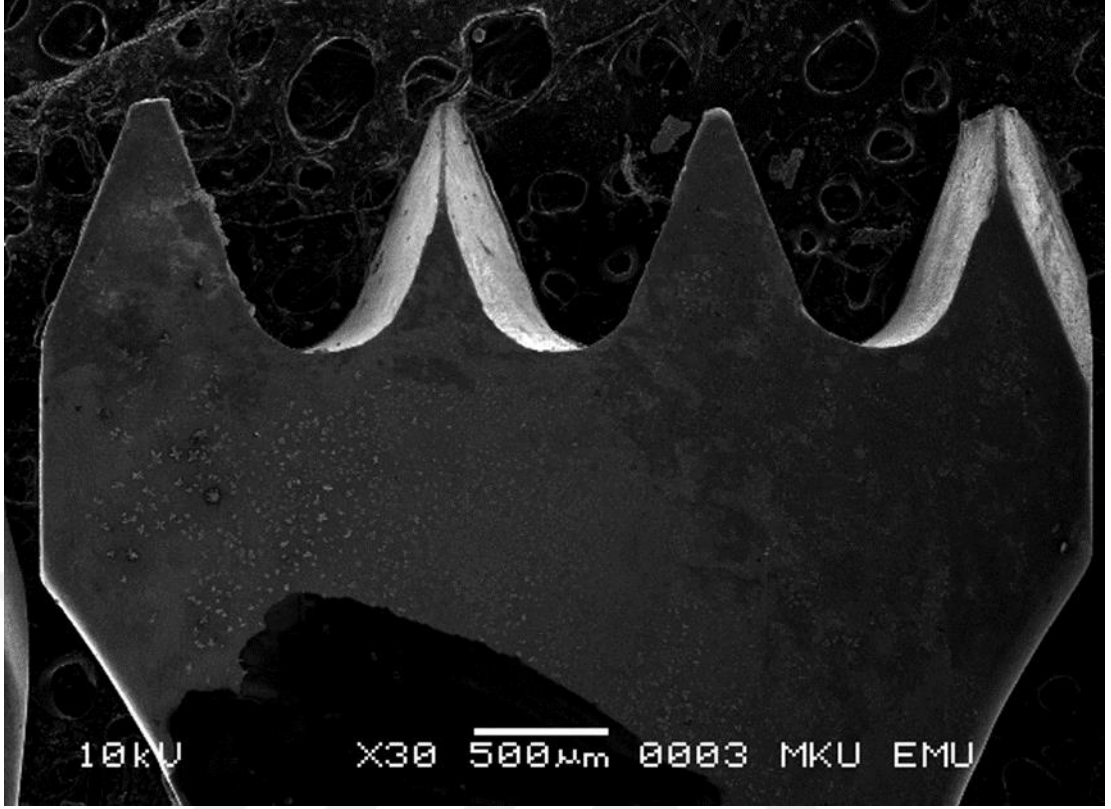


Şekil 3.9. Taramalı elektron mikroskobu ünitesi



Şekil 3.10. Uzun osteotomi öncesi SEM görüntüsü

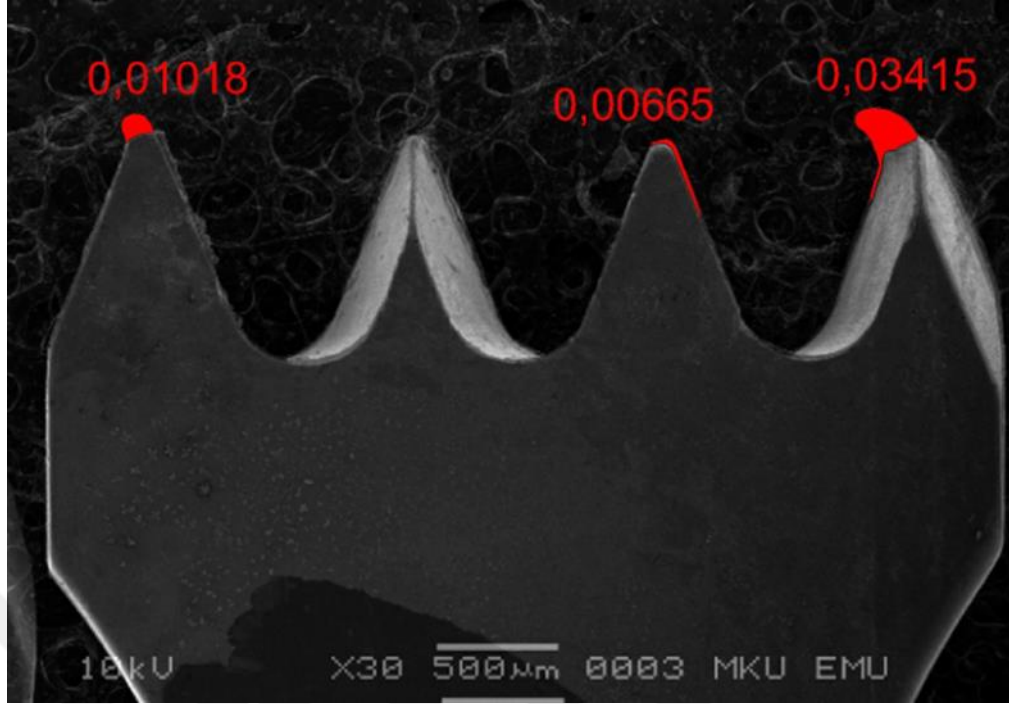
Osteotomiler tamamlandıktan sonra test grubundaki 28 adet piezo-ucun SEM görüntüleri kesi öncesindeki yöntem gibi elde edildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11. Ucun osteotomi sonrası SEM görüntüsü

3.2.6 Aşınma Miktarının Belirlenmesi

Osteotomi öncesi ve sonrasında elde edilen iki ayrı SEM görüntüsü (x30 büyütme ve 500 nm ölçekli) photoshop programına¹⁷⁰ aktarıldı. Programa yüklenen bu görseller üst üste çakışacak şekilde ayarlandı. Osteotomi sonrası elde edilen SEM görüntüsünün opasitesi ayarlanarak, ucun osteotomi öncesine ilişkin SEM görüntüsünün belirgin hale gelmesi sağlandı. Böylelikle aşınma miktarı iki boyutlu olarak ölçüldü (**Şekil 3.12**). Aşınmış alanın hesaplanabilmesi için bir mimari çizim programı¹⁷¹ kullanıldı. Çakıştırılmış görsellerdeki (500 nanometre ölçekli) aşınma alanı, programın polyline-area ve hatch komutları ile hesaplandı.



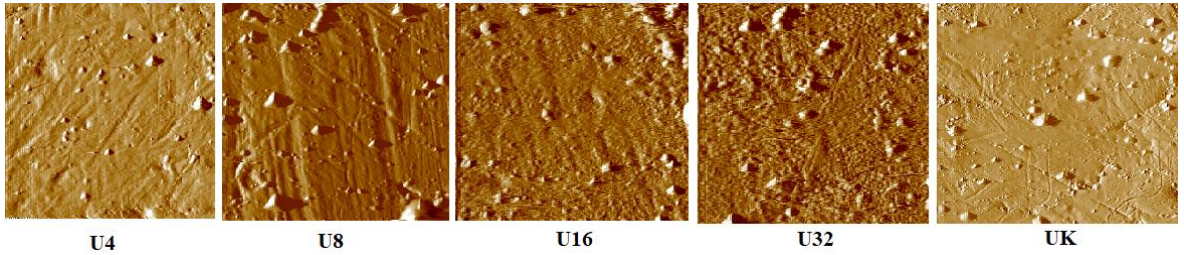
Şekil 3.12. Çakıştırma ile elde edilen görüntü üzerinden aşınma miktarının belirlenmesi

3.2.7 Sertlik, Elastisite Modülü ve Yüzey Pürüzlülüğünün Belirlenmesi

Nano-sertlik analizi, piezo-uçların mekanik özelliklerini (elastisite modülü (E), yüzey sertliği (H) vb. incelemek amacıyla Hysitron Triboindenter TI 950 cihazı (Şekil 3.13) kullanılarak gerçekleştirildi. Nano-sertlik testlerinde çentik ucu olarak elmas Berkovich uç kullanıldı. Testler Oliver-Pharr analiz yöntemine uygun olarak 3x3 analiz matrisi ile 6000 μN 'luk maksimum kuvvet altında, 5s boyunca yükün lineer olarak arttığı 2s boyunca yükün sabit kaldığı ve 5s'de yükün kademeli olarak kaldırıldığı trapezoidal bir yük fonksiyonu kullanılarak kuvvet kontrollü olarak gerçekleştirildi. Elde edilen analiz sonuçlarından bir yük yer değiştirme eğrisi oluşturulacak ve eğriden yararlanılarak numunenin sertliği, elastisite modülü gibi mekanik özellikler hesaplandı. Piezo-uçların yüzey pürüzlülüğü (Şekil 3.14), nano-sertlik ve elastisite modülü değişimleri kontrol grubu ile karşılaştırıldı.



Şekil 3.13. Nanoindentasyon cihazı



Şekil 3.14. Farklı gruplarda yer alan piezo-uçların yüzey pürüzlülüğü

3.3 İstatistiksel Analiz

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS¹⁷² programı kullanıldı. Sürekli ölçümler ortalama $\pm$ standart sapma, minimum-maksimum değerler ve medyan değerler olarak özetlendi. Gruplar arasında sürekli ölçümlerin karşılaştırılmasında dağılımlar kontrol edildi değişkenler normal dağılım göstermediği için çoklu grupların karşılaştırılmasında Kruskal-Wallis testi; ikili grupların karşılaştırılmasında ve post-hoc analizlerde Mann Whitney U testi kullanıldı. Sürekli değişkenlerin korelasyonu için Spearman korelasyon testi kullanıldı. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi tüm testler için 0,05 olarak belirlendi.

4. BULGULAR

Osteotomi grubunda yer alan 28 uç ile tüm kesiler sorunsuz bir şekilde gerçekleştirildi. Çalışmamızda kullanılan kemik bloklarının ortalama korteks kalınlıkları **Çizelge 4.1**'de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1. Kostalara ilişkin kemik blokların ortalama korteks kalınlığının (mm) grup düzeyinde dağılımı

Kostalar	Min-maks	Ort±ss	p
A	4,87 – 5,20	5,03 ± 0,12	0,527
B	4,80 – 5,19	5,01 ± 0,15	
C	4,90 – 5,15	5,00 ± 0,10	
D	4,97 – 5,20	5,08 ± 0,09	

Kruskal Wallis testi (p<0,05)

4.1 Nanoindentasyon ile Elde Edilen Bulguların Karşılaştırılması

4.1.1 Nano-sertlik

Uçların nano-sertlik değerleri incelendiğinde, malzeme sertliğinin gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı olduğu gözlemlendi (p=0,007) (**Çizelge 4.2**). İkili karşılaştırmalarda ise U4 ile U16, U4 ile U32 ve U8 ile U32 grupları arasında anlamlı farklılıklar saptandı (p<0,05) (**Çizelge 4.3**). Osteotomi gruplarında kesi sayısının artması ile uçların nano-sertlik değerinde artış gözlemlendi.

Çizelge 4.2. Nano-sertlik değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks	Ort±ss	Medyan	p
U4	20,60 – 25,30	22,47 ± 1,67	21,90	0,007*
U8	21,25 – 30,16	24,14 ± 3,13	22,81	
U16	22,67 – 29,54	26,53 ± 2,29	26,11	
U32	24,11 – 32,83	28,49 ± 3,42	27,09	
UK	21,82 – 26,23	24,55 ± 2,39	25,60	

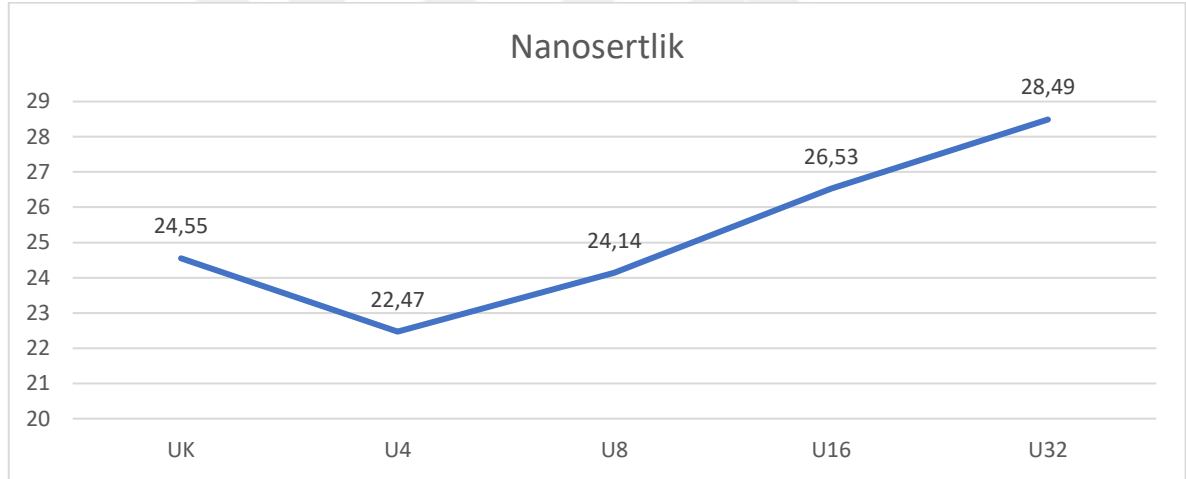
Kruskal Wallis testi, *, istatistiksel açıdan anlamlı.

Çizelge 4.3. Nano-sertlik değerlerinin grup düzeyinde ikili karşılaştırması

Gruplar	U4	U8	U16	U32	UK
U4	1,000				
U8	0,338	1,000			
U16	0,006*	0,128	1,000		
U32	0,003*	0,025*	0,338	1,000	
UK	0,138	0,569	0,305	0,138	1,000

Mann-Whitney U test, *, istatistiksel açıdan anlamlı ($p < 0,05$)

Şekil 4.1’de nano-sertlik değerlerinin grup düzeyindeki değişimi grafik üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Nano-sertlik değerlerinin grup düzeyindeki değişimi

4.1.2 Elastisite Modülü

Uçların elastisite modülüne ilişkin veriler Çizelge 4.4’te gösterilmektedir. Buna göre, uçların elastisite değerlerinin gruplar arasında anlamlı olduğu belirlendi ($p=0,007$) (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Elastisite değerlerinin gruplar arası karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks	Ort±ss	Medyan	p
U4	219,70 – 236,90	229,72 ± 6,58	232,20	0,007*
U8	199,90 – 245,04	218,55 ± 15,74	218,96	
U16	201,02 – 258,27	228,72 ± 20,44	232,58	
U32	228,12 – 256,10	241,26 ± 10,46	242,39	
UK	160,90 – 187,96	174,39 ± 13,53	174,30	

Kruskal Wallis test, *; istatistiksel açıdan anlamlı.

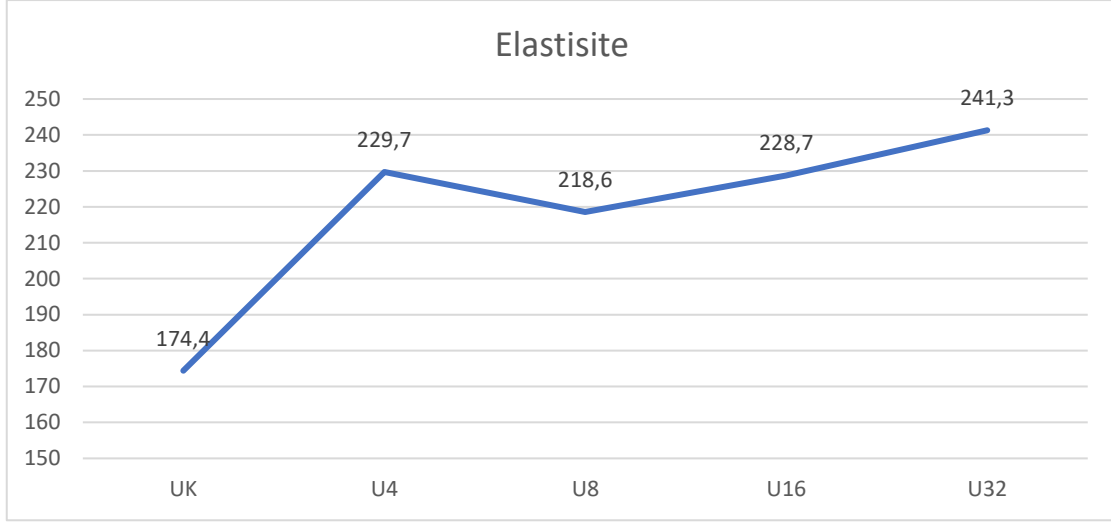
Elastisite değerlerinin grup düzeyindeki ikili karşılaştırmalarında osteotomi grupları ile kontrol grubu arasında ve U8 ile U32 grubu arasında istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklılıklar kaydedildi ($p<0,05$) (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Elastisite değerlerinin gruplar arasında ikili karşılaştırmaları

Gruplar	U4	U8	U16	U32	UK
U4	1,000				
U8	0,085	1,000			
U16	0,565	0,180	1,000		
U32	0,085	0,013*	0,338	1,000	
UK	0,017*	0,017*	0,017*	0,017*	1,000

Mann-Whitney U test, *; istatistiksel açıdan anlamlı ($p<0,05$)

Uçların elastisite değerlerine bakıldığında en yüksek değerlerin U32’de olduğu saptandı. U4 dışında kesi sayısı arttıkça elde edilen elastisite değerlerinin arttığı gözlemlendi (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Ortalama elastisite değerlerinin gruplara göre değişimi

4.1.3 Yüzey Pürüzlülüğü

SPM ile elde edilen yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar arasında istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı olduğu belirlenirken ($p=0,001$) (Çizelge 4.6), farkın hangi grup ya da gruplara ilişkin olduğunu saptamak için yapılan istatistiksel analizde ise tüm gruplar arasında ikili karşılaştırmalarda anlamlı farklılıklar saptandı. ($p<0,05$) (Çizelge 4.7).

Çizelge 4.6. Piezo-uçların yüzey pürüzlülüğünün gruplar arası karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks	Ort±ss	Medyan	p
U4	14,36 – 18,99	16,67 ± 1,50	16,94	0,001*
U8	18,45 – 28,08	22,36 ± 3,62	21,51	
U16	32,66 – 49,43	42,43 ± 7,30	47,66	
U32	52,05 – 58,90	56,12 ± 2,60	56,83	
UK	11,64 – 12,70	12,01 ± 0,60	11,68	

Kruskal Wallis testi, *, istatistiksel açıdan anlamlı.

Çizelge 4.7. Yüzey pürüzlülüğünün gruplar arasında ikili karşılaştırması

Gruplar	U4	U8	U16	U32	UK
U4	1,000				
U8	0,004*	1,000			
U16	0,002*	0,002*	1,000		
U32	0,002*	0,002*	0,001*	1,000	
UK	0,001*	0,017*	0,017*	0,017*	1,000

Mann-Whitney U testi, *, istatistiksel açıdan anlamlı ($p < 0,05$)

Uç değerlerinden elde edilen yüzey pürüzlülüğünün kesi sayısı arttıkça arttığı tespit edildi (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplara göre değişimi

4.2 Aşınma Miktarı

Piezo-uçlarda meydana gelen aşınma miktarının gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı olduğu gözlemlendi ($p=0,001$) (**Çizelge 4.8**). En yüksek aşınma düzeyi U32 grubunda elde edildi ($0,15 \pm 0,04 \mu\text{m}$).

Çizelge 4.8. Piezo-uçlarda kullanım sıklığına bağlı olarak meydana gelen aşınma miktarlarının (μm) gruplar arası karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks	Ort $\pm$ ss	Medyan	p
U4	0,01 – 0,05	$0,03 \pm 0,02$	0,02	0,001*
U8	0,02 – 0,06	$0,04 \pm 0,01$	0,04	
U16	0,03 – 0,11	$0,06 \pm 0,03$	0,06	
U32	0,12 – 0,22	$0,15 \pm 0,04$	0,14	

Kruskal Wallis testi, μm : mikrometre, *; istatistiksel açıdan anlamlı.

Kesi sayısı ile ilişkili olarak piezo-uçlarda meydana gelen aşınma miktarlarına ilişkin değerler Çizelge 4.8’de verilmektedir. Bu verilere göre, aşınma miktarlarının osteotomi grupları arasında anlamlı düzeyde farklı olduğu belirlendi ($p=0,001$).

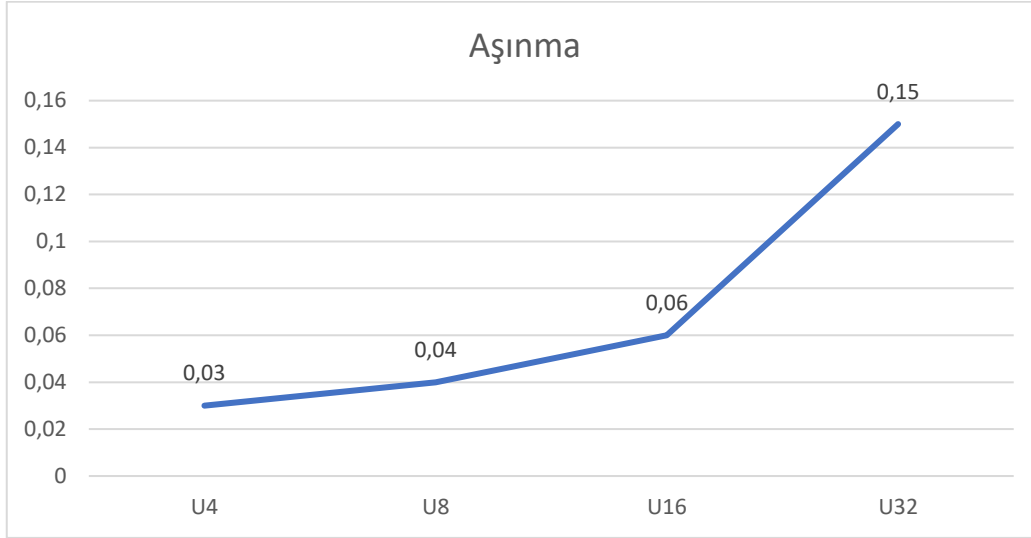
Çizelge 4.9. Uçlarda meydana gelen aşınmaların gruplar arasında ikili karşılaştırması

Gruplar	U4	U8	U16	U32
U4	1,000			
U8	0,073	1,000		
U16	0,014*	0,173	1,000	
U32	0,002*	0,002*	0,002*	1,000

Mann-Whitney U testi, *; istatistiksel açıdan anlamlı ($p<0,05$)

Aşınma miktarının kullanım sıklığı ile ilişkisinin değerlendirildiği çalışmada, U32 grubundaki aşınma miktarının diğer osteotomi gruplarına nazaran yüksek olduğu, benzer şekilde U16 grubundaki aşınma miktarının U4 grubuna göre yüksek olduğu ve elde edilen farkın istatistiksel açıdan anlamlı olduğu gözlemlendi ($p<0,05$) (**Çizelge 4.9**).

Gruplardan elde edilen aşınma değerleri Şekil 4.4’de gösterildi. Aşınma değerlerinin U4 grubundan U32 grubuna doğru düzenli olarak arttığı gözlemlendi.



Şekil 4.4. Ortalama aşınma düzeylerinin gruplara göre değişimi

4.3 Kesi Performansı

4.3.1 Kesi Kuvveti

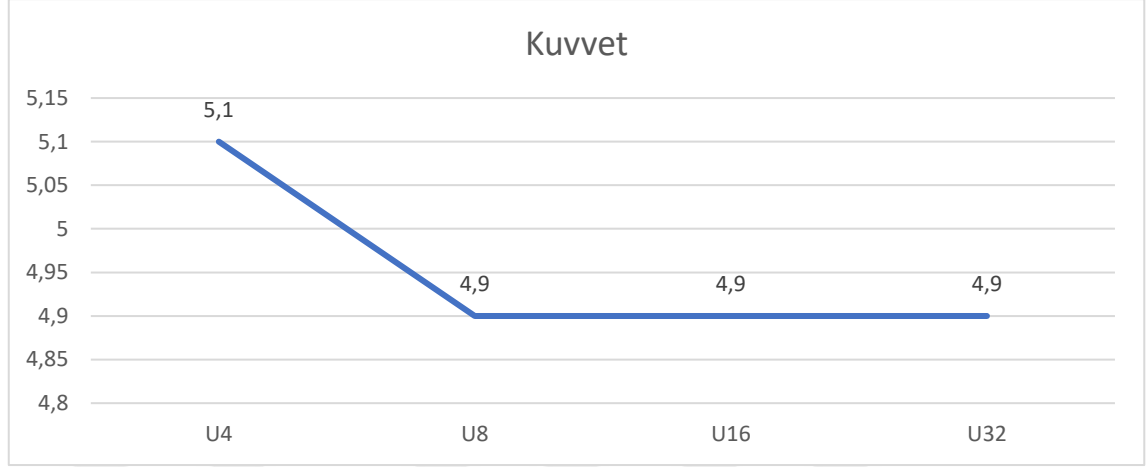
Kemik blokları üzerinde kesi sırasında uygulanan kuvvete ilişkin ortalama değerler Çizelge 4.10'da gösterilmektedir. Bu verilere göre, Kesi kuvvetinin gruplar arasında homojen olduğu ve istatistiksel açıdan farklılık yaratmadığı saptandı ($p=0,858$) (Çizelge 4.10).

Çizelge 4.10. Osteotomi sırasında uygulanan kuvvetin (N) gruplar arası karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks (N)	Ort±ss	Medyan	p
U4	4,02 – 6,25	5,12 ± 0,86	5,31 (4,22 – 5,88)	0,858
U8	3,38 – 6,74	4,87 ± 1,22	4,89 (3,96 – 6,08)	
U16	3,68 – 6,21	4,95 ± 0,98	5,44 (3,78 – 5,58)	
U32	3,82 – 6,24	4,93 ± 0,98	5,02 (3,99 – 5,81)	

Kruskal Wallis testi, N: Newton, *, istatistiksel açıdan anlamlı.

Gruplardan elde edilen kuvvet değerleri Şekil 4.5’de gösterildi. Ortalama kuvvet değerlerinin tüm gruplar arasında benzer dağılım gösterdiği tespit edildi.



Şekil 4.5. Ortalama kuvvet değerlerinin gruplara göre dağılımı

4.3.2 Ortalama Kesi Süresi

Osteotomi gruplarından elde edilen ortalama kesi sürelerine ilişkin verilere göre, gruplar arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar saptandı. ($p=0,01$). En yüksek ortalama kesi süresinin $77,33 \pm 5,77$ saniye ile U32 grubuna ait olduğu belirlenirken, U4, U8 ve U16 gruplarında bu süreler sırasıyla $60,50 \pm 6,14$, $63,97 \pm 13,26$ ve $72,91 \pm 9,42$ idi (Çizelge 4.11).

Çizelge 4.11. Osteotomi gruplarına ilişkin ortalama kesi sürelerinin gruplar arası (s) karşılaştırılması

Gruplar	Min-maks	Ort $\pm$ ss	Medyan	p
U4	54,25 – 70,30	$60,50 \pm 6,14$	58,7 (55,25 – 66,50)	0,010*
U8	51,60 – 90,50	$63,97 \pm 13,26$	58,7 (53,80 – 70,10)	
U16	61,80 – 85,40	$72,91 \pm 9,42$	71,6 (62,80 – 81,80)	
U32	69,00 – 86,09	$77,33 \pm 5,77$	76,6 (72,60 – 81,50)	

Kruskal Wallis testi, s: Saniye, *: istatistiksel açıdan anlamlı.

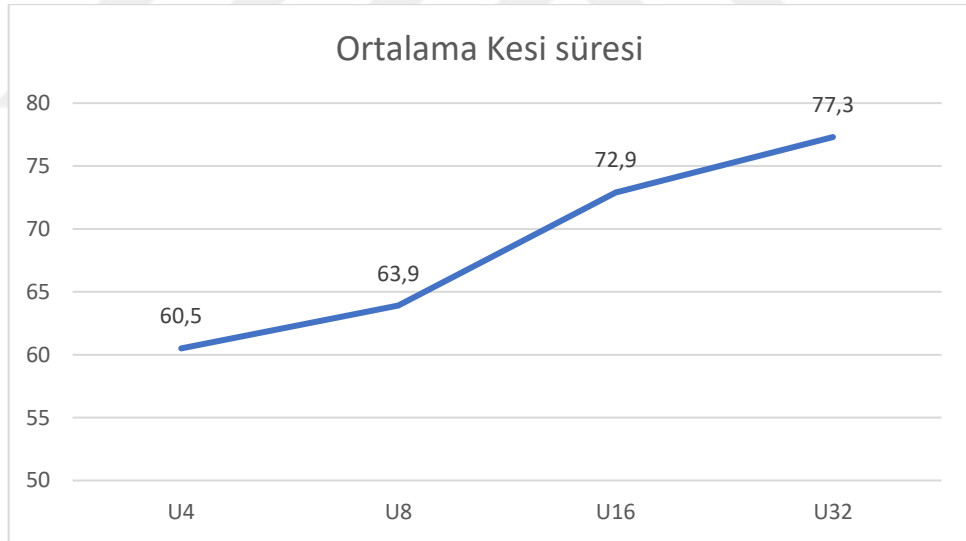
Ortalama kesi sürelerinin gruplar arasındaki farklılığın analizinde, özellikle U32 ile U4 ve U32 ile U8 grupları arasında önemli farklılıklar kaydedildi ($p<0,05$). Benzer şekilde, U16 ile U4 grubu arasında ortalama kesi süresinin U16 lehine yüksek olduğu gözlemlendi ($p=0,018$) (Çizelge 4.12).

Çizelge 4.12. Ortalama kesi sürelerinin gruplar arasında ikili karşılaştırması

Gruplar	U4	U8	U16	U32
U4	1,000			
U8	1,000	1,000		
U16	0,018*	0,110	1,000	
U32	0,003*	0,035*	0,338	1,000

Mann-Whitney U testi, *; istatistiksel açıdan anlamlı ($p<0,05$)

Gruplardan elde edilen ortalama kesi sürelerine ait veriler Şekil 4.6’da gösterildi.



Şekil 4.3. Ortalama kesi sürelerinin gruplara göre değişimi

Çalışmanın nano-sertlik, elastisite modülü, yüzey pürüzlülüğü, aşınma miktarı, ortalama kesi süresi, kesi kuvveti ve kesi sayısına ilişkin korelasyonları **Çizelge 4.13**’de gösterilmektedir. Buna göre, yüzey pürüzlülüğü ile nano-sertlik ve elastisite modülü arasında pozitif korelasyon ($p=0,001$), aşınma miktarı ile nano-sertlik, elastisite modülü ve yüzey pürüzlülüğü arasında pozitif korelasyon ($p<0,05$), kesi kuvveti ile nano-sertlik

arasında negatif korelasyon ($p=0,044$), ortalama kesi süresi ile nano-sertlik, yüzey pürüzlülüğü, aşınma miktarı ve osteotomi kuvveti arasında pozitif korelasyon ($p<0,05$), osteotomi sayısı ile nano-sertlik, yüzey pürüzlülüğü, aşınma miktarı ve osteotomi süresi arasında pozitif korelasyon ($p=0,001$) olduğu gözlemlendi (**Çizelge 4.13**).



Çizelge 4.13. Verilerin korelasyon analizi

Değişkenler		Nano-sertlik	Elastisite	Yüzey Pürüzlülüğü	Aşınma	Kesi Kuvveti	Ortalama Kesi Süresi	Kesi Sayısı
Nano-sertlik	r	1						
	p	—						
Elastisite	r	0,323	1					
	p	0,076	—					
Yüzey Pürüzlülüğü	r	,557**	,568**	1				
	p	0,001	0,001	—				
Aşınma	r	,573**	,441*	,847**	1			
	p	0,001	0,019	0,001	—			
Kesi Kuvveti	r	-,383*	0,026	0,018	0,145	1		
	p	0,044	0,894	0,928	0,462	—		
Ortalama Kesi Süresi	r	,453*	0,324	,656**	,693**	,448*	1	
	p	0,015	0,093	0,001	0,001	0,017	—	
Kesi Sayısı	r	,696**	0,368	,961**	,833**	-0,087	,635**	1
	p	0,001	0,054	0,001	0,001	0,66	0,001	—

r: Spearman korelasyon katsayısı

*: p<0,05 (istatistiksel açıdan anlamlı)

** : p<0,01 (istatistiksel açıdan ileri düzeyde anlamlı)

5. TARTIŞMA

Piezocerrahi ile yapılan osteotomilerin özelliklerine dair birçok çalışma yapılmıştır.¹⁷³⁻¹⁷⁵ Piezocerrahiyi geleneksel yöntemler olan frez ve testereler ile karşılaştıran çalışmalarda elde edilen kemik greftinin özelliklerine bakılmıştır¹⁷⁶⁻¹⁷⁸ ve hatta çeşitli piezocerrahi uçları bile birbirleri ile karşılaştırılmıştır.¹⁷⁹ Ancak aynı piezocerrahi ucun sürekli kullanımı ile birlikte uçta meydana gelen değişiklikleri değerlendiren bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Periodontal cerrahi uygulamalarda cerrahi alanın minimal travma ile hazırlanması, öngörülebilirlik ve yara iyileşmesi açısından kritik öneme sahiptir.¹⁸⁰ Özellikle süngerimsi kemiğin mikro yapısının korunması iyileşme sürecine fayda sağlamaktadır.¹⁸¹ Osteotomi bölgesi hazırlığı ile ilgili birçok çalışma olsa da kemik osteotomisi için en uygun yöntem konusunda henüz bir fikir birliği yoktur. Cerrahi uygulamalar sırasında karşılaşılan başlıca problemler; termal nekroz, frez deformasyonu ve osteotomi yapılan kavitelerin iç yüzeyinde iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyebilecek mikro çatlaklardır.^{182,183}

Piezocerrahi uçların verimliliği ile ilgili literatürde pek çalışma olmasa da implant uygulamalarında kullanılan frezlerle ilgili çok sayıda çalışma mevcuttur. Kesme verimliliği ile ilgili yapılan analizlerde; tasarım, çap, bileşim ve yüzey işleme, mekanik özellikler, frezin dönüş hızı, delme kuvvetleri, soğutma ve sterilizasyon işlemi gibi durumların frezlerin verimliliği ve dayanıklılığı üzerinde etkili olduğu bulunmuştur.^{180,184-190} Çalışmalarda aşınmanın implant frezlerinin ömrünü belirlemede potansiyel bir kriter olduğu gösterilmiştir.^{180,187,191,192}

Piezocerrahi uçların nano-sertlik, elastisite modülü, yüzey pürüzlülüğü gibi mekanik özelliklerinin kullanım sıklığı ile ilişkisini ve bu parametrelerin uçların aşınması üzerindeki etkilerini ve kesi performanslarını değerlendirmek bu çalışmanın birincil amacıdır. Literatürde piezocerrahi uçları kullanım sıklığına göre değerlendiren benzer bir çalışma olmaması mevcut çalışmayı öncü kılmaktadır.

Kemik yoğunluğunun değerlendirildiği bir çalışmada, insan kortikal ve spongiyoz kemiği ile kortikal ve spongiyoz sığır kemiği arasında benzer Hounsfield değerleri elde edilmiştir. Bu çalışmaya göre, ortalama bir insan çenesinin kortikal Hounsfield biriminin 1400-1600, spongiyoz biriminin ise 400-600 olduğu saptanmıştır. Sığır kaburgalarında, kortikal kemiğin 1400 Hounsfield ve spongiyoz kemiğin 470 Hounsfield birimi olduğu

belirlenmiştir.¹⁹³ Sığır kemiği yoğunluğu, geometrisi, kortikal ve spongioz içeriği bakımından insan mandibulasına benzediği için in vitro çalışmalarda sığır kemiği yaygın olarak kullanılmıştır.¹⁹⁴⁻¹⁹⁶ Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmada sığır kemiği kullanılmıştır.

Osteotomi sırasında oluşan ısı kemiğin yoğunluğuna göre değişir. Kemik yoğunluğu ise genellikle kişiden kişiye, kemikten kemiğe ve aynı kemikte bölgeden bölgeye göre değişir. Yacker ve Klein tarafından yapılan bir in vitro çalışmada sığır kemiğinde 8,5-10,5-13,5-15,5-18,5 ve 20,5 mm'lik osteotomiler yapılmış ve kemikte meydana gelen ısınma termokupl cihazı ile ölçülmüştür. Osteotomi derinliğinden ziyade kemik yoğunluğunun ısı artışı üzerinde çok daha büyük etkisi olduğu sonucuna ulaşılmıştır.¹⁹³ Sığır mandibulalarında yapılan başka bir çalışmada 3,7 mm ve 12 mm derinliğinde osteotomiler yapılmış, ısı düzeyi termorezistör yardımıyla ölçülmüştür. Kemiğin yüzey kısmında (kortikal) tabana göre (spongioz) daha fazla ısı oluştuğunu bildirmişler.¹⁹⁷ Bir diğer yandan, Fugito ve arkadaşları piezocerrahi uçların kullanımı sırasında ortaya çıkardıkları ısı miktarını ölçerek uçların SEM görüntüleri üzerinden aşınma miktarlarını saptamışlardır.¹⁹⁸ Bu çalışmada piezocerrahi uçlarla toplam 13 mm derinliğinde kesiler yapılmış ve kesi sırasında oluşan ısı miktarı ile aşınma miktarı arasında anlamlı bir ilişki olmadığı belirlenmiştir. Oliveira ve arkadaşları tarafından implant frezleri ile 8 ve 10 mm'de 50'şer delme işlemi yapılarak oluşan sıcaklık farkları ve aşınma miktarları değerlendirilmiştir.¹⁹⁹ Uygulanan delme kuvveti ile sıcaklık arasında bir ilişki gözlenmemiştir, ancak 10 mm derinliğindeki kavite preparasyonunda kemiklerde anlamlı düzeyde ısı artışı meydana gelmiştir. Bununla birlikte implant frezlerinin uçlarında 50 kullanımı takiben anlamlı bir aşınma gözlenmemiştir. Möhlhenrich ve arkadaşları implant frezlerinin uç kısımlarında işlem sırasında oluşan sıcaklık değerleri ile aşınma miktarları arasındaki ilişkiyi değerlendiren 41 farklı çalışmayı analiz etmişlerdir.¹⁸⁹ Bu meta-analiz çalışmasında ısı artışında işlem süresi, irrigasyon miktarı, uygulanan kuvvet, frez tasarımı ve çapın etkili olduğunu bulmuşlardır. Rashad ve arkadaşları piezocerrahi uçların implant frezlerinden daha fazla ısı ürettiğini saptamışlardır.²⁰⁰ Ancak Harder ve arkadaşları¹⁰³ ise implant frezlerinde daha fazla ısı meydana geldiğini gözlemlemişlerdir. Çalışmalardan elde edilen farklı sonuçların kullanılan irrigasyondan kaynaklandığı belirtilmiştir.¹⁰³ Bizim çalışmamızda osteotomiler sırasında sıcaklık değerleri kaydedilmemiştir. Bu durum çalışmamız kısıtlılıkları arasında değerlendirilmektedir. Bu nedenle işlem sırasında elde edilen aşınma değerleri ile ısı artışı arasında bir ilişki olup olmadığı çalışmamız açısından bilinmemektedir. Ancak literatürde ısı artışı ile aşınma

arasında anlamlı bir ilişki olup olmadığı ile ilgili çelişkili veriler mevcuttur. Bazı çalışmalar aşınma ile ısı artışı arasında anlamlı bir ilişki olmadığını bulurken bazı çalışmalarda ısı artışı direkt olarak aşınma miktarına bağlanmıştır.^{193,198}

Çalışmamızda uçların nano-sertlik değerleri gruplar arasında istatistiksel açıdan farklıydı ($p=0,007$). Kontrol grubuna göre nano-sertlik değerinin dört kemik kesisinden sonra düştüğü ancak kullanım sayısı arttıkça nano-sertlik değerlerinin de yükseldiği gözlemlendi. Elastisite değerinin ise kullanım sıklığı ile ilişkili olarak değişmediği, kullanılan uçların elastik değerlerinin hiç kullanılmayanlara göre yüksek olduğu belirlendi ($p=0,017$). Sartori ve arkadaşlarının¹⁸⁴ yaptıkları çalışmada frezlerin kullanım ile birlikte aşınma ve yüzey pürüzlülüğü değerleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada üç farklı frez modeli kendi içinde kontrol grubu ile birlikte beş farklı gruba ayrılarak sırası ile 0, 10, 20, 30 ve 40 osteotomi uygulanmıştır. Osteotomiler için dana kaburgası kullanılmıştır. Aşınmayı değerlendirmek için işlem öncesi ve sonrası ağırlık ölçümü, yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek için ise elektron mikroskobu kullanılmıştır. Elektron mikroskop analizde her frez modelinde 40 kullanımdan sonra yüzey pürüzlülüğü tespit edilmiştir.¹⁸⁴ Bu çalışmada frez yüzey kaplamasının ve frez boyutunun yüzey pürüzlülüğü ve aşınma üzerinde etkili olduğu ve 40 drillemeden sonra frezlerin kesme gücünde azalma olduğu sonucuna ulaşılmıştır.¹⁸⁴ Bizim çalışmamızda yüzey pürüzlülüğünün tüm gruplar arasında anlamlı olduğu gözlemlendi. Kontrol grubundan itibaren kullanım sayısına göre yüzey pürüzlülüğünün giderek arttığı tespit edildi. Testere ve frez uçları ile yapılan çalışmalarda kullanım ile birlikte yüzey pürüzlülüğünde artış gözlemlenmiştir.¹⁸⁴ Bu yönüyle kullanım sıklığının yüzey pürüzlülüğü ile orantılı olarak artması çalışmamızın sonuçları ile uyumludur.

Literatürde piezocerrahi uçların aşınması ile ilgili veri olmadığından implant frezleri ile ilgili yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Sartori ve arkadaşları¹⁸⁴ yaptıkları çalışmada frezlerin kullanımı ile birlikte gerçekleşen aşınma miktarını, kütle kaybı yöntemi ile tespit etmişlerdir. Aşınmayı değerlendirmek için işlem öncesi ve sonrasında ağırlık ölçümü ile birlikte kütle kaybı ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre tüm gruplarda drilleme sayısına göre aşınma miktarı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Oliveira ve arkadaşlarının¹⁹⁹ yaptıkları çalışmada seramik ve çelik frezlerin kullanım sayısı arttıkça meydana gelen ısı ve aşınma miktarı ölçülmüştür. Toplamda 50 kullanımın ardından frezlerde anlamlı bir aşınma saptanmamıştır.¹⁹⁹ Jochum ve arkadaşları²⁰¹ yaptıkları bir çalışmada titanyum kaplı frezleri kullanım sayısına göre

değerlendirmişlerdir. Elektron mikroskop görüntüleri elde edilen frezlerin yaklaşık 40 kullanımdan sonra kesici uçlarında genişleme olduğu ve drilleme fonksiyonunda azalma meydana geldiği saptanmıştır. Bu çalışmaya göre frezlerin 40'tan fazla kullanılmaması gerektiği sonucuna varılmıştır.²⁰¹ Carvalho ve arkadaşlarının²⁰² yaptığı başka bir çalışma da ise tavşan kaval kemiklerinde implant frezleriyle ardışık osteotomiler oluşturulmuştur. Frezler osteotomi sayısına göre (0, 10, 20, 30, 40 ve 50) altı gruba ayrılmıştır. Osteotomiler 2, 2,8, 3 ve 3,15 mm çapında, 4 mm derinliğinde gerçekleştirilmiştir. Frezlerde meydana gelen aşınmayı ölçmek için SEM kullanılmıştır. Frez aşınması ile osteotomi sayısı arasında yüksek bir korelasyon gözlemlenmiştir. Aşınmış olan frezlerin 50 osteotomide daha fazla doku travmasına neden olduğunu ve bu durumun osseointegrasyon sürecini olumsuz etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda, 32 adet kesi gerçekleştiren piezo-uçlarda meydana gelen aşınma miktarının diğer gruplara nazaran anlamlı seviyede yüksek olduğu belirlendi. Benzer şekilde 16 adet kesi gerçekleştiren piezo-uçlarda meydana gelen aşınma miktarı 4 adet kesi gerçekleştiren gruba nazaran yüksekti. Elde edilen aşınma miktarının boyutu 16 kesiden sonra katlanarak artmıştır. Bu durum bize aşınma miktarının kullanım sayısı ile birlikte lineer değil logaritmik bir şekilde artabileceğini göstermektedir. Kullanım sayısı ile birlikte marka ve modele göre değişmekle birlikte frez uçlarında da aşınma olduğu gözlenmiştir.^{184,199} Bu aşınmanın ısı artışına yol açtığı ve yara iyileşmesini bozduğunu gösteren yayınlar da mevcuttur.²⁰² Bu nedenlerle frez uçlarının belli kullanım sayılarının üzerinde kullanılmaması gerektiği söylenmektedir.²⁰² Bizim çalışmamızda da aynı şekilde aşınma değerlerinin kullanım sayısı ile birlikte artış gösterdiği ve hatta bu artışın doğrusal olmadığı yani piezocerrahi uça aşınma oluştukça yeni gerçekleşecek aşınma miktarının artış gösterdiği gösterilmiştir.

Piezocerrahi uygulamalarda, sisteme ait başlık ve uç kemik üzerine sıkı bir şekilde tutularak yönlendirilir ancak, kullanım esnasında kemiğe aşırı kuvvet uygulanmaz. Bazı çalışmalar uygulanan kuvvetin 400 g'dan düşük olması gerektiğini önermektedir.^{8,142} Ancak optimum kesme veriminin 300 ila 500 g arasında olduğunu belirten kaynaklar da mevcuttur. Beş yüz gramı aşan basınç, kesme verimliliğinde ani bir kayba yol açar. Basınç, kesme işlemine verimsiz bir şekilde etki etmekte, alet ucunun hareketini sınırlamakta ve önemli miktarda ısı üretmektedir.¹⁰³ Sartori ve arkadaşları¹⁸⁴ yaptıkları çalışmada dana kaburgalarına osteotomi uygulanması sırasında mekanik bir el kullanmışlardır. Bu sayede tüm işlemlerde eşit derecede kuvvet uygulamışlardır. Ayrıca kaburgaların toplam kalınlıkları

en az 15 mm olacak şekilde seçilmiştir.¹⁸⁴ Bizim çalışmamızda osteotomiler deneyimli bir operatör tarafından gerçekleştirilmiş ve sabit bir kol kullanılmamıştır. Aşırı kuvvet uygulamasından kaçınmak amacıyla osteotomiler arasında operatör dinlendirilmiş ve anlık kuvvet değerleri bir yazılım vasıtasıyla kaydedilmiştir. Tesadüfen osteotomi sırasında uçlara uygulanan kuvvetin gruplar arasında farklı olmaması ve ideal uygulama kuvveti aralığında kalınması (4-5 N arası) (1 newton $\approx$ 102 gram²⁰³) kuvvete bağlı saptırıcı sonuçları önlemiştir. Ancak yine de sistemlerin kemik kesme ayarlarından kaynaklanan durumlar ve kişiye bağlı faktörler göz önünde bulundurulduğunda sabit bir kuvvet uygulayacak mekanik bir kolun kullanılmasının karıştırıcı faktörlerin azaltılabilmesi adına faydalı olacaktır.

Bildiğimiz kadarıyla literatürde piezo-uçların kullanım sıklığı ile kesi süresini karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Mevcut çalışmada kullanım sayısı arttıkça kesi süreleri istatistiksel açıdan anlamlı seviyede artmıştır. Ortalama kesi süreleri U4-U16, U4-U32 ve U8-U32 grupları arasında anlamlıydı. Çalışmamızda özellikle aşınma ve yüzey pürüzlülüğü arasında ileri seviyede korelasyon gözlemlendi ($p=0,001$; $r=0,847$). Kesi sayısı arttıkça yüzey pürüzlülüğü ve aşınmanın da arttığı, yüzey pürüzlülüğü ve aşınmadaki artıştan asıl sorumlu olan faktörün kesi sayısı olduğu belirlendi. Ayrıca kesi sayısı arttıkça ortalama kesi süreleri de uzamıştır. Ortalama kesi süreleri ile aşınma miktarı arasında pozitif korelasyon olduğu ve aşınma arttıkça kesi sürelerinin de arttığı gözlemlendi. Ortalama kesi sürelerindeki bu artışın özellikle yüzey pürüzlülüğü ve aşınmadaki artıştan kaynaklanması doğaldır. Bu sonuçlar doğrultusunda piezo-uçlarda yüzey pürüzlülüğü ve aşınma arttıkça ortalama kesi süreleri uzamakta ve kesi performansını etkilemektedir. Bu durum ise cerrahi işlemin verimini azaltmaktadır. Yapılan bir meta-analiz çalışmada cerrahi süresinin uzaması ile flebin açılması, enfeksiyon gibi komplikasyonlar arasında pozitif ilişki olduğu belirtilmiştir. Uzayan ameliyat ile operasyon sahası dış ortama daha uzun süre maruz kalmakta ve böylece bakteriyel kontaminasyon riski artmaktadır.^{204,205}

Piezocerrahi geleneksel yöntemlere nazaran daha uzun cerrahi süresine sahip olması yönüyle dezavantajlıdır. Ancak daha az doku travması ve sinir, damar ve diğer yumuşak dokulara zarar vermemesi gibi avantajları sayesinde iyileşme üzerinde uzun cerrahiye rağmen olumlu etkilere sahiptir. Geleneksel yöntemler ve piezocerrahi sonrasında ideal bir yara iyileşmesinin minimal travma ve daha kısa süren cerrahi işlemler ile ilişkili olduğu aşikardır. Bu nedenle piezo-uçlarda meydana gelen aşınmaların kesi performansını etkilemesi ve cerrahi süresinin uzaması iyileşme üzerinde olumsuz sonuçlar doğurabilir.

Çalışmamız gerek dizaynı gerekse sonuçları itibariyle olsun piezocerrahi uçlarının mekanik özelliklerini nano-düzeyde değerlendirme açısından öncü çalışmalardan biridir. Elde ettiğimiz verilere göre yüzey pürüzlülüğü ve aşınma düzeyi uçların mekanik özelliklerine ve kullanım sıklığına bağlı olarak önemli ölçüde etkilenmektedir. Önemli ölçüde yüzey pürüzlülüğü ve aşınma miktarına sahip diğer döner sistemlerin ürettikleri ısıda da artış meydana gelmesinin osteonekroza yol açtığı ve yara iyileşmesini bozduğu belirtilmektedir. Ayrıca bu çalışmalarda kullanım sayısı arttıkça kesi sürelerinin de arttığı tespit edilmiştir.^{188,189,206}

Çalışmamızda osteotomilerin sabit bir robotik kol tarafından yapılmaması limitasyon olarak değerlendirilebilir. Ancak osteotomi sırasında uygulanan kuvvetin gruplar düzeyinde benzer olması uçların mekanik özelliklerinin uygulama kuvvetinden bağımsız bir şekilde değerlendirilmesine imkân sağlamıştır. Korteks kalınlığı kemik bloklarının açık uçlarında ölçülmüş, diğer noktalarında herhangi bir değerlendirme yapılmamıştır. Bu durum osteotomilerin her noktada yalnızca kortikal tabaka ile sınırlı olup olmadığını belirlemeyi zorlaştırmaktadır. Kemik bloklarının seçiminde göz önünde bulundurulacak parametrelerden biri olan korteks kalınlığı üç boyutlu görüntüleme yöntemleri kullanılarak belirlenebilirdi. Ancak bunun yerine kemiği taklit eden kortikal kalınlığı bilinen poliüretan hazır bloklar kullanılabilir. Uçların steril edilmeden ardışık osteotomilerde kullanılması bu çalışmanın başka bir limitasyonudur. Otoklav sterilizasyonu cerrahi amaçla kullanılan bazı uçların yüzey pürüzlülüğünü artırabilir.²⁰⁷ Bilindiği gibi, günlük kullanımda piezo-uçlar her kullanımdan sonra steril edilmekte ve tekrar kullanılabilir. Bu, ürünlerin yıpranmasını artıran bir durumdur.^{180,208} Ayrıca bu çalışmada kullanılan uçların fiziksel ve mekanik özellikleri başka markaların uçlarından farklı olabilir. Dolayısıyla, sonuçlarımız kapsayıcılıktan ziyade metodolojik bir çalışma prensibini ortaya koymaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda toplam 31 adet piezo-uç kullanılmış olup 3'ü kontrol amaçlı olarak değerlendirildi. Geriye kalan 28 uç ile 10 mm uzunluğunda ve 4,5 mm derinliğinde 4, 8, 16 ve 32 adet osteotomi gerçekleştirildi. Osteotomiler sırasında eşdeğer düzeyde kuvvet uygulandı. Uçların fiziksel özelliklerinin ve kesi performanslarının in vitro olarak değerlendirildiği çalışmanın sonuçlarına göre;

- 1- Piezo-uçların nano-sertlik değerleri kullanım durumuna ve sıklığına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.
- 2- Piezo-uçların elastisite değerleri kullanım sıklığından bağımsız olarak kullanım durumu ile ilişkili olup artış göstermektedir.
- 3- Piezo-uçların yüzeyinde kullanım sıklığına bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü artmaktadır.
- 4- Piezo-uçlar kullanım sıklığı arttıkça aşınma miktarı da artmaktadır. Uçlarda meydana gelen kayda değer aşınma miktarı özellikle 16 kesi ve üzerinde gözlenmektedir.
- 5- Piezo-uçların ortalama kesi süreleri kullanım sıklığına bağlı olarak artmaktadır.
- 6- Osteotomi sayısı ile uçların yüzey pürüzlülüğü, nano-sertliği, aşınma miktarı ve ortalama kesi süresi arasında doğrusal bir ilişki vardır.

Çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ışığında uçların kullanım sıklığı ile birlikte yüzey pürüzlülüğü ve aşınma miktarının artmasının kesi performansını olumsuz etkilediği, bu durumun, cerrahi süresinin uzaması nedeniyle yara iyileşmesini olumsuz etkileyebileceği düşünülmektedir. Farklı piezocerrahi sistemler ve standart sterilizasyon koşulları da düşünüldüğünde, kullanım sıklığına bağlı olarak piezo-uçlarda meydana gelen fiziksel değişimlerin yara bölgesinde ne gibi değişiklikler meydana getirebileceğini araştıran kısa ve uzun dönem hayvan ve insan çalışmalarına ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. **Leclercq P, Zenati C, Amr S, Dohan DM.** Ultrasonic bone cut part 1: State-of-the-art technologies and common applications. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. **2008**;66(1):177-82.
2. **Carini F, Saggese V, Porcaro G, Baldoni M.** Piezoelectric surgery in dentistry: a review. *Minerva Stomatol*. **2014**;63(1-2):7-34.
3. **Baldi D, Menini M, Pera F, Ravera G, Pera P.** Sinus floor elevation using osteotomes or piezoelectric surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. **2011**;40(5):497-503.
4. **Schaller BJ, Gruber R, Merten HA, Kruschat T, Schliephake H, et al.** Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note. *Operative Neurosurgery*. **2005**;57(4 suppl):E410.
5. **Robiony M, Polini F, Costa F, Zerman N, Politi M.** Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME) under local anaesthesia. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. **2007**;36(3):267-9.
6. **Pavliková G, Foltán R, Horká M, Hanzelka T, Borunská H, et al.** Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. **2011**;40(5):451-7.
7. **Farin G.** Ultrasonic dissection in combination with high-frequency surgery. *Endoscopic surgery and allied technologies*. **1994**;2(3-4):211-3.
8. **Schlee M, Steigmann M, Bratu E, Garg AK.** Piezosurgery: basics and possibilities. *Implant dentistry*. **2006**;15(4):334-40.
9. **Eggers G, Klein J, Blank J, Hassfeld S.** Piezosurgery®: an ultrasound device for cutting bone and its use and limitations in maxillofacial surgery. *British Journal of oral and maxillofacial surgery*. **2004**;42(5):451-3.
10. **Vercellotti T, Pollack AS.** A new bone surgery device: sinus grafting and periodontal surgery. *Compendium of continuing education in dentistry*. **2006**;27(5):319-25.
11. **Qian L, Zhao H.** Nanoindentation of soft biological materials. *Micromachines*. **2018**;9(12):654.
12. **Fischer-Cripps AC, Nicholson DW.** Nanoindentation. Mechanical engineering series. *Applied Mechanics Reviews*. **2004**;57(2):B12.
13. **Egart M, Janković B, Srčić S.** Application of instrumented nanoindentation in preformulation studies of pharmaceutical active ingredients and excipients. *Acta Pharmaceutica*. **2016**;66(3):303-30.
14. **Freemont AJ.** Basic bone cell biology. *International journal of experimental pathology*. **1993**;74(4):411.
15. **Morello R.** Osteogenesis imperfecta and therapeutics. *Matrix biology : journal of the International Society for Matrix Biology*. **2018**;71-72:294-312.
16. **Feng X.** Chemical and Biochemical Basis of Cell-Bone Matrix Interaction in Health and Disease. *Current chemical biology*. **2009**;3(2):189-96.

17. **Bou Assaf R, Zibara K, Fayyad-Kazan M, Al-Nemer F, Cordahi M, et al.** Healing of Bone Defects in Pig's Femur Using Mesenchymal Cells Originated from the Sinus Membrane with Different Scaffolds. *Stem cells international*. **2019**;2019:4185942.
18. **Le BQ, Nurcombe V, Cool SM, van Blitterswijk CA, de Boer J, et al.** The Components of Bone and What They Can Teach Us about Regeneration. *Materials (Basel, Switzerland)*. **2017**;11(1):14.
19. **Buckwalter JA, Glimcher MJ, Cooper RR, Recker R.** Bone biology. *Journal of Bone and Joint Surgery*. **1995**;77(8):1256-75.
20. **Huang W, Yang S, Shao J, Li YP.** Signaling and transcriptional regulation in osteoblast commitment and differentiation. *Frontiers in bioscience : a journal and virtual library*. **2007**;12:3068-92.
21. **Rocheffort GY, Pallu S, Benhamou CL.** Osteocyte: the unrecognized side of bone tissue. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*. **2010**;21(9):1457-69.
22. **Cowan PT, Kahai P.** *Anatomy, Bones*. In: StatPearls: StatPearls Publishing Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC., Treasure Island (FL), **2021**.
23. **Bonewald LF.** The amazing osteocyte. *Journal of Bone and Mineral Research*. **2011**;26(2):229-38.
24. **Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A.** Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *Journal of biomechanical engineering*. **2015**;137(1):0108021-01080215.
25. **Erdost H.** *Kemik Dokusu*. In: Temel Histoloji. 1. baskı: Dora Yayınları, Ankara, **2011**, 237-62.
26. **Bostrom MPG, Yang X, Koutras I.** Biologics in bone healing. *Current Opinion in Orthopaedics*. **2000**;11(5):403-12.
27. **Ren X, Zhou Q, Foulad D, Tiffany AS, Dewey MJ, et al.** Osteoprotegerin reduces osteoclast resorption activity without affecting osteogenesis on nanoparticulate mineralized collagen scaffolds. *Science advances*. **2019**;5(6):eaaw4991.
28. **Zheng LZ, Wang JL, Xu JK, Zhang XT, Liu BY, et al.** Magnesium and vitamin C supplementation attenuates steroid-associated osteonecrosis in a rat model. *Biomaterials*. **2020**;238:119828.
29. **Florencio-Silva R, Sasso GR, Sasso-Cerri E, Simões MJ, Cerri PS.** Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed research international*. **2015**;2015:421746.
30. **Tanaka Y, Nakayamada S, Okada Y.** Osteoblasts and osteoclasts in bone remodeling and inflammation. *Current drug targets Inflammation and allergy*. **2005**;4(3):325-8.
31. **Rosenberg N, Rosenberg O, Soudry M.** Osteoblasts in bone physiology-mini review. *Rambam Maimonides medical journal*. **2012**;3(2):e0013.
32. **Neve A, Corrado A, Cantatore FP.** Osteoblast physiology in normal and pathological conditions. *Cell and tissue research*. **2011**;343(2):289-302.
33. **Camozzi V, Vescini F, Luisetto G, Moro L.** Bone organic matrix components: their roles in skeletal physiology. *Journal of endocrinological investigation*. **2010**;33(7 Suppl):13-5.
34. **Allori AC, Sailon AM, Warren SM.** Biological basis of bone formation, remodeling, and repair-part II: extracellular matrix. *Tissue engineering Part B, Reviews*. **2008**;14(3):275-83.

35. **Marks SC, Jr., Popoff SN.** Bone cell biology: the regulation of development, structure, and function in the skeleton. *The American journal of anatomy*. **1988**;183(1):1-44.
36. **Bar-Shavit Z.** The osteoclast: a multinucleated, hematopoietic-origin, bone-resorbing osteoimmune cell. *Journal of Cellular Biochemistry*. **2007**;102(5):1130-9.
37. **Netter FH.** *Atlas of human anatomy*. 5th ed. ed. Elsevier health sciences, California, **2014**, 179-92.
38. **Misch CE, Dietsh-Misch F, Hoar J, Beck G, Hazen R, et al.** A bone quality-based implant system: first year of prosthetic loading. *Journal of Oral Implantology*. **1999**;25(3):185-97.
39. **Branemark P-I.** Tissue-integrated prostheses. *Quintessence*. **1985**;7(3):99-115.
40. **Breeland G, Aktar A, Patel BC.** *Anatomy, Head and Neck, Mandible*. In: StatPearls: StatPearls Publishing, Treasure Island (FL), **2022**.
41. **Marsell R, Einhorn TA.** Emerging bone healing therapies. *Journal of orthopaedic trauma*. **2010**;24:S4-S8.
42. **Gerstenfeld LC, Alkhiary YM, Krall EA, Nicholls FH, Stapleton SN, et al.** Three-dimensional reconstruction of fracture callus morphogenesis. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*. **2006**;54(11):1215-28.
43. **Green E, Lubahn JD, Evans J.** Risk factors, treatment, and outcomes associated with nonunion of the midshaft humerus fracture. *Journal of surgical orthopaedic advances*. **2005**;14(2):64-72.
44. **Pape H-C, Giannoudis PV, Grimme K, van Griensven M, Krettek C.** Effects of intramedullary femoral fracture fixation: what is the impact of experimental studies in regards to the clinical knowledge? *Shock*. **2002**;18(4):291-300.
45. **Perren SM.** Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *The Journal of bone and joint surgery British volume*. **2002**;84(8):1093-110.
46. **Gerstenfeld LC, Cullinane DM, Barnes GL, Graves DT, Einhorn TA.** Fracture healing as a post-natal developmental process: molecular, spatial, and temporal aspects of its regulation. *Journal of cellular biochemistry*. **2003**;88(5):873-84.
47. **Cho TJ, Gerstenfeld LC, Einhorn TA.** Differential temporal expression of members of the transforming growth factor β superfamily during murine fracture healing. *Journal of bone and mineral research*. **2002**;17(3):513-20.
48. **Sfeir C, Ho L, Doll BA, Azari K, Hollinger J.** *Fracture Repair*. In: Bone Regeneration and Repair. 1th ed.: Humana Press Inc., California, **2005**, 21-44.
49. **Kon T, Cho TJ, Aizawa T, Yamazaki M, Nooh N, et al.** Expression of osteoprotegerin, receptor activator of NF-kappaB ligand (osteoprotegerin ligand) and related proinflammatory cytokines during fracture healing. *Journal of Bone and Mineral Research*. **2001**;16(6):1004-14.
50. **Cho HH, Kyoung KM, Seo MJ, Kim YJ, Bae YC, et al.** Overexpression of CXCR4 increases migration and proliferation of human adipose tissue stromal cells. *Stem cells and development*. **2006**;15(6):853-64.
51. **Balga R, Wetterwald A, Portenier J, Dolder S, Mueller C, et al.** Tumor necrosis factor-alpha: alternative role as an inhibitor of osteoclast formation in vitro. *Bone*. **2006**;39(2):325-35.

52. **Yang X, Ricciardi BF, Hernandez-Soria A, Shi Y, Camacho NP, et al.** Callus mineralization and maturation are delayed during fracture healing in interleukin-6 knockout mice. *Bone*. **2007**;41(6):928-36.
53. **Miga MI, Landis B, Myers TJ, O'Rear L, Longobardi L, et al.** Regenerative effects of transplanted mesenchymal stem cells in fracture healing. *Stem Cells*. **2009**;27:1887-98.
54. **Kitaori T, Ito H, Schwarz EM, Tsutsumi R, Yoshitomi H, et al.** Stromal cell-derived factor 1/CXCR4 signaling is critical for the recruitment of mesenchymal stem cells to the fracture site during skeletal repair in a mouse model. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*. **2009**;60(3):813-23.
55. **Tsuji K, Bandyopadhyay A, Harfe BD, Cox K, Kakar S, et al.** BMP2 activity, although dispensable for bone formation, is required for the initiation of fracture healing. *Nature genetics*. **2006**;38(12):1424-9.
56. **Bais MV, Wigner N, Young M, Toholka R, Graves DT, et al.** BMP2 is essential for post natal osteogenesis but not for recruitment of osteogenic stem cells. *Bone*. **2009**;45(2):254-66.
57. **Rahn BA.** Bone healing: histologic and physiologic concepts. *Bone in clinical orthopaedics*. **1982**:335-86.
58. **Dimitriou R, Tsiridis E, Giannoudis PV.** Current concepts of molecular aspects of bone healing. *Injury*. **2005**;36(12):1392-404.
59. **Einhorn TA.** The cell and molecular biology of fracture healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. **1998**;355:S7-S21.
60. **Marsell R, Einhorn TA.** The role of endogenous bone morphogenetic proteins in normal skeletal repair. *Injury*. **2009**;40:S4-S7.
61. **Keramaris NC, Calori GM, Nikolaou VS, Schemitsch EH, Giannoudis PV.** Fracture vascularity and bone healing: a systematic review of the role of VEGF. *Injury*. **2008**;39:S45-S57.
62. **Ai-Aql ZS, Alagl AS, Graves DT, Gerstenfeld LC, Einhorn TA.** Molecular mechanisms controlling bone formation during fracture healing and distraction osteogenesis. *Journal of dental research*. **2008**;87(2):107-18.
63. **Tsiridis E, Upadhyay N, Giannoudis P.** Molecular aspects of fracture healing: which are the important molecules? *Injury*. **2007**;38(1):S11-S25.
64. **Lehmann W, Edgar CM, Wang K, Cho TJ, Barnes GL, et al.** Tumor necrosis factor alpha (TNF- α) coordinately regulates the expression of specific matrix metalloproteinases (MMPS) and angiogenic factors during fracture healing. *Bone*. **2005**;36(2):300-10.
65. **Kanczler JM, Oreffo RO.** Osteogenesis and angiogenesis: the potential for engineering bone. *European Cells & Materials Journal*. **2008**;15(2):100-14.
66. **Breuer GJ, VanEnkevort BA, Farnum CE, Wilsman NJ.** Linear relationship between the volume of hypertrophic chondrocytes and the rate of longitudinal bone growth in growth plates. *Journal of orthopaedic research*. **1991**;9(3):348-59.
67. **Chen Y, Alman BA.** Wnt pathway, an essential role in bone regeneration. *Journal of cellular biochemistry*. **2009**;106(3):353-62.
68. **Barnes GL, Kostenuik PJ, Gerstenfeld LC, Einhorn TA.** Growth factor regulation of fracture repair. *Journal of Bone and Mineral Research*. **1999**;14(11):1805-15.

69. **Ketenjian AY, Arsenis C.** Morphological and biochemical studies during differentiation and calcification of fracture callus cartilage. *Clinical orthopaedics and related research*. **1975**(107):266-73.
70. **Mountziaris PM, Mikos AG.** Modulation of the inflammatory response for enhanced bone tissue regeneration. *Tissue Engineering Part B: Reviews*. **2008**;14(2):179-86.
71. **Wendeberg B.** Mineral metabolism of fractures of the tibia in man studied with external counting of Sr85. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. **1961**;32(52):1-79.
72. **Bassett CAL.** The Biochemistry and Physiology of Bone. In: *Biophysical principles affecting bone structure*. 1st Ed., Academic Press, America, **1956**.
73. **Carano RAD, Filvaroff EH.** Angiogenesis and bone repair. *Drug discovery today*. **2003**;8(21):980-9.
74. **Guglielmotti MB, Cabrini RL.** Alveolar wound healing and ridge remodeling after tooth extraction in the rat: a histologic, radiographic, and histometric study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*. **1985**;43(5):359-64.
75. **Araújo MG, Silva CO, Misawa M, Sukekava F.** Alveolar socket healing: what can we learn? *Periodontology 2000*. **2015**;68(1):122-34.
76. **Atwood DA.** Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1963**;13(5):810-24.
77. **Bergman BO, Carlsson GE.** Clinical long-term study of complete denture wearers. *Journal of Prosthetic Dentistry*. **1985**;53(1):56-61.
78. **Johnson K.** A study of the dimensional changes occurring in the maxilla after tooth extraction.—part I. Normal healing. *Australian Dental Journal*. **1963**;8(5):428-33.
79. **Johnson K.** A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Australian dental journal*. **1969**;14(4):241-4.
80. **Pietrokovski J, Massler M.** Alveolar ridge resorption following tooth extraction. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1967**;17(1):21-7.
81. **Pietrokovski J, Starinsky R, Arensburg B, Kaffe I.** Morphologic characteristics of bony edentulous jaws. *Journal of prosthodontics*. **2007**;16(2):141-7.
82. **Schropp L, Wenzel A, Kostopoulos L, Karring T.** Bone healing and soft tissue contour changes following single-tooth extraction: a clinical and radiographic 12-month prospective study. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2003**;23(4).
83. **Atwood DA.** Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. **1962**;12(3):441-50.
84. **Carlsson GE.** Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. *Odontol Revy*. **1967**;18:27-54.
85. **Trombelli L, Farina R, Marzola A, Bozzi L, Liljenberg B, et al.** Modeling and remodeling of human extraction sockets. *Journal of clinical periodontology*. **2008**;35(7):630-9.

86. **Tal H.** Autogenous masticatory mucosal grafts in extraction socket seal procedures: a comparison between sockets grafted with demineralized freeze-dried bone and deproteinized bovine bone mineral. *Clinical oral implants research*. **1999**;10(4):289-96.
87. **Brkovic B, Prasad HS, Rohrer MD, Konandreas G, Agrogiannis G, et al.** Beta-tricalcium phosphate/type I collagen cones with or without a barrier membrane in human extraction socket healing: clinical, histologic, histomorphometric, and immunohistochemical evaluation. *Clinical oral investigations*. **2012**;16(2):581-90.
88. **Amler MH.** The time sequence of tissue regeneration in human extraction wounds. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. **1969**;27(3):309-18.
89. **Araújo MG, Lindhe J.** Dimensional ridge alterations following tooth extraction. An experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology*. **2005**;32(2):212-8.
90. **Araújo MG, Sukekava F, Wennström JL, Lindhe J.** Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *Journal of clinical periodontology*. **2005**;32(6):645-52.
91. **Araujo MG, Wennström JL, Lindhe J.** Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clinical oral implants research*. **2006**;17(6):606-14.
92. **Araújo M, Linder E, Lindhe J.** Effect of a xenograft on early bone formation in extraction sockets: an experimental study in dog. *Clinical oral implants research*. **2009**;20(1):1-6.
93. **Masoro EJ.** *Animal models in aging research*. Academic Press, San Diego, **1990**, 72-94.
94. **Crosetti E, Battiston B, Succo G.** Piezosurgery in head and neck oncological and reconstructive surgery: personal experience on 127 cases. *Acta Otorhinolaryngologica Italica*. **2009**;29(1):1-9.
95. **Kumar P.** *Piezo-smart roads*. Citeseer, Uttar pradesh, **2013**, 65-70.
96. **Xu J-X, Panda SK.** *Precise Position Control of Piezo Actuator*. In: Control and Mechatronics. 1th ed.: CRC Press, **2011**, 32-41.
97. **Mould RF.** Pierre Curie, 1859–1906. *Current oncology*. **2007**;14(2):74-82.
98. **Labanca M, Azzola F, Vinci R, Rodella LF.** Piezoelectric surgery: twenty years of use. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2008**;46(4):265-9.
99. **Horton JE, Tarpley Jr TM, Wood LD.** The healing of surgical defects in alveolar bone produced with ultrasonic instrumentation, chisel, and rotary bur. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. **1975**;39(4):536-46.
100. **Vercellotti T, De Paoli S, Nevins M.** The piezoelectric bony window osteotomy and sinus membrane elevation: introduction of a new technique for simplification of the sinus augmentation procedure. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. **2001**;21(6):561-8.
101. **Seshan H, Konuganti K, Zope S.** Piezosurgery in periodontology and oral implantology. *Journal of Indian Society of Periodontology*. **2009**;13(3):155-6.
102. **Wallace SS, Mazor Z, Froum SJ, Cho S-C, Tarnow DP.** Schneiderian membrane perforation rate during sinus elevation using piezosurgery: clinical results of 100 consecutive cases. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2007**;27(5):413-9.
103. **Vercellotti T.** *Piezoelectric Bone Surgery*. In: Newman and Carranza's Clinical periodontology. 13th. ed.: Elsevier Health Sciences, **2018**, 830-9.

104. **Arisu HD, Sadik B, Bala O, Türköz E.** Computer-assisted evaluation of microleakage after apical resection with laser and conventional techniques. *Lasers in medical science*. **2008**;23(4):415-20.
105. **Peters CI, Peters OA, Barbakow F.** An in vitro study comparing root-end cavities prepared by diamond-coated and stainless steel ultrasonic retrotips. *International endodontic journal*. **2001**;34(2):142-8.
106. **Ishikawa H, Sawada N, Kobayashi C, Suda H.** Evaluation of root-end cavity preparation using ultrasonic retrotips. *International endodontic journal*. **2003**;36(9):586-90.
107. **Brent PD, Morgan LA, Marshall JG, Baumgartner JC.** Evaluation of diamond-coated ultrasonic instruments for root-end preparation. *Journal of endodontics*. **1999**;25(10):672-5.
108. **Lin Y-h, Mickel AK, Jones JJ, Montagnese TA, González AF.** Evaluation of cutting efficiency of ultrasonic tips used in orthograde endodontic treatment. *Journal of endodontics*. **2006**;32(4):359-61.
109. **Scipioni A, Bruschi GB, Calesini G, Bruschi E, De Martino C.** Bone regeneration in the edentulous ridge expansion technique: histologic and ultrastructural study of 20 clinical cases. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **1999**;19(3):269-77.
110. **Rahnama M, Czupkallo L, Czajkowski L, Graszka J, Wallner J.** The use of piezosurgery as an alternative method of minimally invasive surgery in the authors' experience. *Wideochirurgia i inne techniki maloinwazyjne*. **2013**;8(4):321-6.
111. **Brugnami F, Caiazzo A, Mehra P.** Piezosurgery-assisted, flapless split crest surgery for implant site preparation. *Journal of maxillofacial and oral surgery*. **2014**;13(1):67-72.
112. **Rodriguez JG, Eldibany RM.** Vertical splitting of the mandibular body as an alternative to inferior alveolar nerve lateralization. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2013**;42(9):1060-6.
113. **Eldibany R, Rodriguez JG.** Immediate loading of one-piece implants in conjunction with a modified technique of inferior alveolar nerve lateralization: 10 years follow-up. *Craniomaxillofacial trauma & reconstruction*. **2014**;7(1):55-62.
114. **Gowgiel JM.** The position and course of the mandibular canal. *The Journal of oral implantology*. **1992**;18(4):383-5.
115. **Berengo M, Bacci C, Sartori M, Perini A, Della Barbera M, et al.** Histomorphometric evaluation of bone grafts harvested by different methods. *Minerva stomatologica*. **2006**;55(4):189-98.
116. **Chiriac G, Herten M, Schwarz F, Rothamel D, Becker J.** Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery®) on chip morphology, cell viability and differentiation. *Journal of clinical periodontology*. **2005**;32(9):994-9.
117. **Happe A.** Use of a piezoelectric surgical device to harvest bone grafts from the mandibular ramus: report of 40 cases. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2007**;27(3):241-9.
118. **Vercellotti T, Nevins ML, Kim DM, Nevins M, Wada K, et al.** Osseous response following resective therapy with piezosurgery. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2005**;25(6):543-9.
119. **Yaman Z, Suer BT.** Piezoelectric surgery in oral and maxillofacial surgery. *Annals of Maxillofacial Surgery*. **2013**;1(1):5.
120. **Solar P, Geyerhofer U, Traxler H, Windisch A, Ulm C, et al.** Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. *Clinical Oral Implants Research*. **1999**;10(1):34-44.

121. **Lavu V, Arumugam C, Venkatesan N, Balaji SK, Vedha GV.** A Present Day Approach to Crown Lengthening–Piezosurgery. *Cureus*. **2019**;11(11):e6241.
122. **Spinato S, Rebaudi A, Bernardello F, Bertoldi C, Zaffe D.** Piezosurgical treatment of crestal bone: quantitative comparison of post-extractive socket outcomes with those of traditional treatment. *Clinical oral implants research*. **2016**;27(3):361-6.
123. **Rashid N, Subbiah V, Agarwal P, Kumar S, Bansal A, et al.** Comparison of piezosurgery and conventional rotatory technique in transalveolar extraction of mandibular third molars: A pilot study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. **2020**;10(4):615-8.
124. **Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T.** Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1990**;5(4):347-59.
125. **Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC.** A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clinical Oral Implants Research*. **2007**;18(6):699-706.
126. **Vercellotti T, Stacchi C, Russo C, Rebaudi A, Vincenzi G, et al.** Ultrasonic implant site preparation using piezosurgery: a multicenter case series study analyzing 3,579 implants with a 1- to 3-year follow-up. *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2014**;34(1):11-8.
127. **Preti G, Martinasso G, Peirone B, Navone R, Manzella C, et al.** Cytokines and growth factors involved in the osseointegration of oral titanium implants positioned using piezoelectric bone surgery versus a drill technique: a pilot study in minipigs. *Journal of periodontology*. **2007**;78(4):716-22.
128. **Stübinger S, Biermeier K, Bächli B, Ferguson SJ, Sader R, et al.** Comparison of Er:YAG laser, piezoelectric, and drill osteotomy for dental implant site preparation: a biomechanical and histological analysis in sheep. *Lasers in surgery and medicine*. **2010**;42(7):652-61.
129. **da Silva Neto UT, Joly JC, Gehrke SA.** Clinical analysis of the stability of dental implants after preparation of the site by conventional drilling or piezosurgery. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. **2014**;52(2):149-53.
130. **Ponzoni D, Martins FEPB, Conforte JJ, Egas LS, Tonini KR, et al.** Evaluation of immediate cell viability and repair of osteotomies for implants using drills and piezosurgery. A randomized, prospective, and controlled rabbit study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. **2020**;22(3):250-60.
131. **Amghar-Maach S, Sanchez-Torres A, Camps-Font O, Gay-Escoda C.** Piezoelectric surgery versus conventional drilling for implant site preparation: a meta-analysis. *journal of prosthodontic research*. **2018**;62(4):391-6.
132. **Roy M, Loutan L, Garavaglia G, Hashim D.** Removal of osseointegrated dental implants: a systematic review of explantation techniques. *Clinical Oral Investigations*. **2020**;24(1):47-60.
133. **Anitua E, Murias-Freijo A, Alkhraisat MH.** Conservative implant removal for the analysis of the cause, removal torque, and surface treatment of failed nonmobile dental implants. *Journal of Oral Implantology*. **2016**;42(1):69-77.
134. **Li CH, Chou CT.** Bone sparing implant removal without trephine via internal separation of the titanium body with a carbide bur. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. **2014**;43(2):248-50.
135. **Smith LP, Rose T.** Laser explantation of a failing endosseous dental implant. *Australian dental journal*. **2010**;55(2):219-22.

136. **Marini E, Cisterna V, Messina AM.** The removal of a malpositioned implant in the anterior mandible using piezosurgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology.* **2013**;115(5):e1-e5.
137. **Messina AM, Marini L, Marini E.** A step-by-step technique for the piezosurgical removal of fractured implants. *Journal of Craniofacial Surgery.* **2018**;29(8):2116-8.
138. **Lee J-B.** Selectable implant removal methods due to mechanical and biological failures. *Case Reports in Dentistry.* **2017**;2017(2):1-7.
139. **Thomas M, Akula U, Ealla KKR, Gajjada N.** Piezosurgery: A boon for modern periodontics. *Journal of international Society of preventive & community Dentistry.* **2017**;7(1):1-7.
140. **Beziat JL, Vercellotti T, Gleizal A.** What is Piezosurgery? Two-years experience in craniomaxillofacial surgery. *Revue de stomatologie et de chirurgie maxillo-faciale.* **2007**;108(2):101-7.
141. **Schaeren S, Jaquiéry C, Heberer M, Tolnay M, Vercellotti T, et al.** Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting. *Journal of oral and maxillofacial surgery.* **2008**;66(3):593-6.
142. **Sohn D-S, Ahn M-R, Lee W-H, Yeo D-S, Lim S-Y.** Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry.* **2007**;27(2):127-31.
143. **Vercellotti T.** Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery. *Minerva stomatologica.* **2004**;53(5):207-14.
144. **Shelley ED, Shelley WB.** Piezosurgery: a conservative approach to encapsulated skin lesions. *Cutis.* **1986**;38(2):123-6.
145. **Ueki K, Nakagawa K, Marukawa K, Yamamoto E.** Le Fort I osteotomy using an ultrasonic bone curette to fracture the pterygoid plates. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* **2004**;32(6):381-6.
146. **Robiony M, Polini F, Costa F, Vercellotti T, Politi M.** Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* **2004**;62(6):759-61.
147. **Hill R, Storåkers B, Zdunek AB.** A theoretical study of the Brinell hardness test. *Proceedings of the Royal Society of London A Mathematical and Physical Sciences.* **1989**;423(1865):301-30.
148. **Sakharova NA, Fernandes JV, Antunes JM, Oliveira MC.** Comparison between Berkovich, Vickers and conical indentation tests: A three-dimensional numerical simulation study. *International Journal of Solids and Structures.* **2009**;46(5):1095-104.
149. **Tabor D.** *The hardness of metals.* Oxford university press, **2000**.
150. **Kuzu C, Pelit E, Meral İ.** A new design of Rockwell-Brinell-Vickers hardness standard machine at UME. *The e-Journal of the International Measurement Confederation.* **2020**;9(5):230-4.
151. **Hopcroft MA, Nix WD, Kenny TW.** What is the Young's Modulus of Silicon? *Journal of microelectromechanical systems.* **2010**;19(2):229-38.
152. Thread S. Young's Modulus Erişim: <https://www.servicethread.com/blog/what-is-youngs-modulus> **2019** Erişim tarihi: 26 Kasım2021
153. **Hosono T, Kato K, Morita A, Okubo H.** Surface charges on alumina in vacuum with varying surface roughness and electric field distribution. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation.* **2007**;14(3):627-33.

154. **Howland R, Benatar L.** A Practical Guide: To Scanning Probe Microscopy. **1996**:26-7.
155. **Bhushan B.** *Surface roughness analysis and measurement techniques*. In: Modern tribology handbook, two volume set: CRC press, **2000**, 79-150.
156. **Yang C-CT, Wei W-CJ.** Effects of material properties and testing parameters on wear properties of fine-grain zirconia (TZP). *Wear*. **2000**;242(1):97-104.
157. **Sulong MZAM, Aziz RA.** Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. **1990**;63(3):342-9.
158. **Cho SJ, Hockey BJ, Lawn BR, Bennison SJ.** Grain-size and R-curve effects in the abrasive wear of alumina. *Journal of the American Ceramic Society*. **1989**;72(7):1249-52.
159. **Li W, Zhang X, Kou H, Wang R, Fang D.** Theoretical prediction of temperature dependent yield strength for metallic materials. *International Journal of Mechanical Sciences*. **2016**;105:273-8.
160. **Vasiliev VV, Morozov EV.** *Mechanics of a unidirectional ply*. In: Advanced Mechanics of Composite Materials. 2th ed.: Elsevier Science Ltd, Oxford, **2007**, 57-132.
161. **Gibson RF.** A review of recent research on nanoindentation of polymer composites and their constituents. *Composites Science and Technology*. **2014**;105:51-65.
162. **Tech MS.** Nanoindenters from micro star technologies. **2016**.
163. **Bhushan B.** *Micro/nanotribology and its applications*. Springer Science & Business Media, **2012**.
164. **Oliver WC, Pharr GM.** An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. *Journal of materials research*. **1992**;7(6):1564-83.
165. **Pharr GM.** Measurement of mechanical properties by ultra-low load indentation. *Materials Science and Engineering: A*. **1998**;253(1-2):151-9.
166. **Murugasen P.** Novel Analysis on the Influence of Tip Radius and Shape of the Nanoindenter on the Hardness of Materials. *Procedia Materials Science*. **2014**;6:1871 – 8.
167. **Li X, Bhushan B.** A review of nanoindentation continuous stiffness measurement technique and its applications. *Materials Characterization*. **2002**;48(1):11-36.
168. **He R, Gahlawat S, Guo C, Chen S, Dahal T, et al.** Studies on mechanical properties of thermoelectric materials by nanoindentation. *physica status solidi (a)*. **2015**;212:2192-5.
169. Massimo Banzi. Arduino IDE. Version 1.8.19. Massimo Banzi, Italy, 2003.
170. Adobe Systems Inc. Photoshop CS6. Adobe Systems Inc, Michigan, 1990.
171. Autodesk. AutoCad-2020. Autodesk, California, 1982.
172. SPSS Inc. SPSS for windows. Version 25.0. SPSS Inc, Chicago, 2017.
173. **Ekici Ö, Aslantaş K, Kanık Ö, Keleş A.** Evaluation of surface roughness after root resection: An optical profilometer study. *Microscopy Research and Technique*. **2021**;84(4):828-36.
174. **Ma Y.** Effect of Piezosurgery on Root-end Surface Roughness in Root Apical Surgery. *Journal of Oral Science Research*. **2020**;36(4):369-71.

175. **Zafar MS.** Comparing the effects of manual and ultrasonic instrumentation on root surface mechanical properties. *European Journal of Dentistry*. **2016**;10(04):517-21.
176. **Esteves JC, Marcantonio Jr E, de Souza Faloni AP, Rocha FRG, Marcantonio RA, et al.** Dynamics of bone healing after osteotomy with piezosurgery or conventional drilling–histomorphometrical, immunohistochemical, and molecular analysis. *Journal of translational medicine*. **2013**;11(1):1-13.
177. **Li K, Zhang W, Li B, Xu H, Li Z, et al.** Safety and efficacy of cervical laminoplasty using a piezosurgery device compared with a high-speed drill. *Medicine*. **2016**;95(37):e4913.
178. **Tepedino M, Romano F, Indolfi M, Aimetti M.** Heat Production and Drill Wear Following Osseous Resective Surgery: A Preliminary In Vitro SEM Study Comparing Piezosurgery and Conventional Drilling. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*. **2018**;38(3):e33-e40.
179. **Abella F, de Ribot J, Doria G, Duran-Sindreu F, Roig M.** Applications of piezoelectric surgery in endodontic surgery: a literature review. *Journal of endodontics*. **2014**;40(3):325-32.
180. **Allsobrook OFL, Leichter J, Holborow D, Swain M.** Descriptive Study of the Longevity of Dental Implant Surgery Drills. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. **2011**;13(3):244-54.
181. **Oh HJ, Kim BI, Kim H-Y, Yeo I-S, Wikesjö UME, et al.** Implant Drill Characteristics: Thermal and Mechanical Effects of Two-, Three-, and Four-Fluted Drills. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2017**;32(3):483-8.
182. **Singh G, Jain V, Gupta D.** Comparative study for surface topography of bone drilling using conventional drilling and loose abrasive machining. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. **2015**;229(3):225-31.
183. **Gupta V, Pandey PM, Gupta RK, Mridha AR.** Rotary ultrasonic drilling on bone: a novel technique to put an end to thermal injury to bone. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. **2017**;231(3):189-96.
184. **Sartori EM, Shinohara ÉH, Ponzoni D, Padovan LEM, Valgas L, et al.** Evaluation of Deformation, Mass Loss, and Roughness of Different Metal Burs After Osteotomy for Osseointegrated Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2012**;70(11):e608-e21.
185. **Koo K-T, Kim M-H, Kim H-Y, Wikesjö UME, Yang J-H, et al.** Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites. *Journal of Oral Implantology*. **2015**;41(2):e19-e23.
186. **Pandey RK, Panda SS.** Drilling of bone: A comprehensive review. *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. **2013**;4(1):15-30.
187. **Mendes GCB, Padovan LEM, Ribeiro-Júnior PD, Sartori EM, Valgas L, et al.** Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant dentistry*. **2014**;23(2):188-94.
188. **Allan W, Williams ED, Kerawala CJ.** Effects of repeated drill use on temperature of bone during preparation for osteosynthesis self-tapping screws. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2005**;43(4):314-9.
189. **Möhlhenrich SC, Modabber A, Steiner T, Mitchell DA, Hölzle F.** Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2015**;53(8):679-89.

190. **Scarano A, Piattelli A, Assenza B, Carinci F, Donato LD, et al.** Infrared thermographic evaluation of temperature modifications induced during implant site preparation with cylindrical versus conical drills. *Clinical implant dentistry and related research*. **2011**;13(4):319-23.
191. **Porto AN, Borges ÁH, Semenoff-Segundo A, Raslan SA, Pedro FLM, et al.** Effect of repeated sterilization cycles on the physical properties of scaling instruments: a scanning electron microscopy study. *Journal of International Oral Health: JIOH*. **2015**;7(5):1-4.
192. **Chacon GE, Bower DL, Larsen PE, McGlumphy EA, Beck FM.** Heat production by 3 implant drill systems after repeated drilling and sterilization. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. **2006**;64(2):265-9.
193. **Yacker MJ, Klein M.** The effect of irrigation on osteotomy depth and bur diameter. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **1996**;11(5):634-8.
194. **Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN.** The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2004**;19(3):335-49.
195. **Laurito D, Lamazza L, Garreffa G, De Biase A.** An alternative method to record rising temperatures during dental implant site preparation: a preliminary study using bovine bone. *Annali dell'Istituto superiore di sanita*. **2010**;46(4):405-10.
196. **Strbac GD, Unger E, Donner R, Bijak M, Watzek G, et al.** Thermal effects of a combined irrigation method during implant site drilling. A standardized in vitro study using a bovine rib model. *Clinical Oral Implants Research*. **2014**;25(6):665-74.
197. **Sener BC, Dergin G, Gursoy B, Kelesoglu E, Slih I.** Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths. *Clinical Oral Implants Research*. **2009**;20(3):294-8.
198. **Fugito Junior K, Gonzalez Cortes AR, de Carvalho Destro R, Yoshimoto M.** Comparative Study on the Cutting Effectiveness and Heat Generation of Rotary Instruments Versus Piezoelectric Surgery Tips Using Scanning Electron Microscopy and Thermal Analysis. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2018**;33(2):345-50.
199. **Oliveira N, Alaejos-Algarra F, Mareque-Bueno J, Ferrés-Padró E, Hernández-Alfaro F.** Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implants Research*. **2012**;23(8):963-9.
200. **Rashad A, Kaiser A, Prochnow N, Schmitz I, Hoffmann E, et al.** Heat production during different ultrasonic and conventional osteotomy preparations for dental implants. *Clinical oral implants research*. **2011**;22(12):1361-5.
201. **Jochum RM, Reichart PA.** Influence of multiple use of Timedur®-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings. *Clinical Oral Implants Research*. **2000**;11(2):139-43.
202. **Cavalcante Gomes de Souza Carvalho A, Pereira Queiroz T, Okamoto R, Margonar R, Rangel Garcia I, et al.** Evaluation of bone heating, immediate bone cell viability, and wear of high-resistance drills after the creation of implant osteotomies in rabbit tibias. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2011**;26(6):1193-201.
203. **Lackner JR, Rabin E, DiZio P.** Stabilization of posture by precision touch of the index finger with rigid and flexible filaments. *Experimental Brain Research*. **2001**;139(4):454-64.

204. **Cheng H, Chen BP, Soleas IM, Ferko NC, Cameron CG, et al.** Prolonged Operative Duration Increases Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review. *Surgical infections*. **2017**;18(6):722-35.
205. **Cheng H, Clymer JW, Po-Han Chen B, Sadeghirad B, Ferko NC, et al.** Prolonged operative duration is associated with complications: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Surgical Research*. **2018**;229:134-44.
206. **Pires LFS, Tandler B, Bissada N, Duarte Jr S.** Comparison of heat generated by alumina-toughened zirconia and stainless steel burs for implant placement. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. **2012**;27(5):1023-8.
207. **Piconi C, Maccauro G.** Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. **1999**;20(1):1-25.
208. **Harris BH, Kohles SS.** Effects of mechanical and thermal fatigue on dental drill performance. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. **2001**;16(6):819-26.



8. ÖZGEÇMİŞ

