



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ
ANABİLİM DALI

**FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP PİEZOCERRAHİ TESTERE
UÇLARININ BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMASI**

UZMANLIK TEZİ
Gölsün AYDOĞMUŞ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ

Ağustos 2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

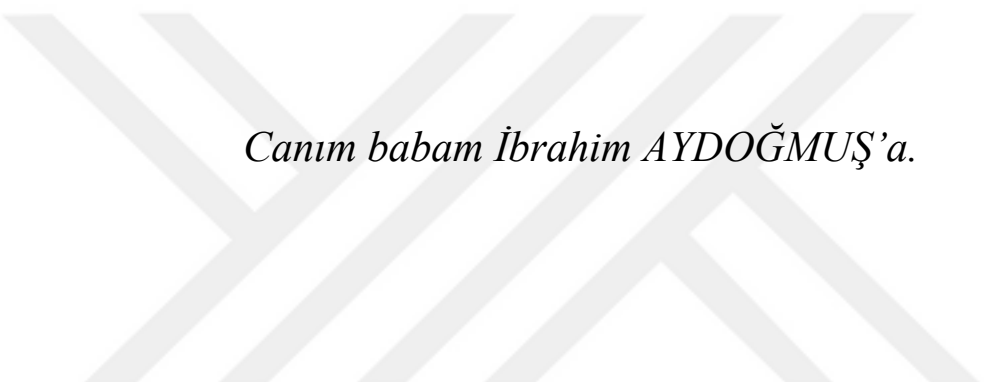
**FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP PİEZOCERRAHİ TESTERE
UÇLARININ BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
Gölsün AYDOĞMUŞ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ

Bu tez Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon
Birimi tarafından 11.2019/11 proje numarası ile desteklenmiştir.

Ağustos 2021



Canım babam İbrahim AYDOĞMUŞ'a.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin en başından beri değerli bilgilerini, tecrübelerini, zamanını ve yardımını benden esirgemeyen, bu çalışmanın gerçekleşmesi için gerekli her türlü yardımı yapan ve kişisel imkanlarını kullanmaktan çekinmeyen, çalışmanın planlanmasından sonuçlanmasına kadar geçen sürede desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, kendisine her zaman saygı ve sevgi duyduğum, öğrencisi olmaktan mutluluk ve onur duyduğum, hayatım boyunca yolundan gitmeye çalışacağım kıymetli hocam *Prof. Dr. Alper ALKAN'a*

Her zaman her konuda benden yardımını esirgemeyen, bilgi ve deneyimiyle hepimize yol gösterici olan, beraber ameliyat yapmaktan büyük mutluluk duyduğum ve kendimi her zaman şanslı hissettiğim, varlığı ile güven veren hem öğreten hem de öğrenmeyi sevdiren değerli hocam Dekanımız ve Anabilim Dalı Başkanımız *Prof. Dr. Doğan DOLANMAZ'a*

Birlikte çalışmaktan dolayı çok mutlu olduğum, nasıl bir hekim ve cerrah olunması gerektiği konusunda kendime örnek aldığım çok samimi ve değerli hocalarım *Prof. Dr. Erdem KILIÇ'a* ve *Prof. Dr. Nükhet KÜTÜK'e*, eğitim sürecime pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölüm hocalarım *Doç. Dr. Özge Doğanay'a*, *Dr. Öğr. Üyesi Türker YÜCESOY'a* ve *Dr. Öğr. Üyesi Nurettin DİKER'e*

Tüm yardım, destek ve misafirperverlikleri için Proimtech Sağlık Ürünleri Anonim Şirketi genel müdürü *Hakan Çevik'e* ve tanışmaktan da çok mutlu olduğum, güler yüzlü şirket çalışma arkadaşlarına

Tezin sonlu elemanlar analiz bölümünü hazırlarken yardımlarını esirgemeyen Erciyes Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi hocalarından *Doç. Dr. Ahmet Emin DEMİRBAŞ'a*, Erciyes Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü hocalarından *Doç. Dr. Recep EKİCİ'ye* ve *Doç. Dr. Munise Didem DEMİRBAŞ'a*

Tezin istatistik bölümünü hazırlarken tüm hoşgörüsüyle değerli zamanını harcadığı bana yardımcı olan Periodontoloji Anabilim Dalı hocalarından *Dr. Öğr. Üyesi Ahmet AYDOĞDU'ya*

Tez yazarken her türlü fikrine ihtiyaç duyduğum Makina Mühendisi arkadaşım *Mehmet Asım Özlen'e*

Tez hazırlık sürecinde desteğini en yakından hissettiğim arkadaşım *Uzm. Dt. Merve Şahin'e*

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda asistanlık hayatımı kolaylaştıran, neşe katan, tanışmaktan ve beraber çalışmaktan çok mutlu olduğum asistan arkadaşlarıma

Uzmanlık eğitimimin başından beri bu zorlu süreçte yakın arkadaşlıklarını esirgemeyen *Uzm. Dt. Rümeysa Özlen'e*, *Uzm. Dt. Elifhan Alagöz'e*, *Uzm. Dt. Enes Kayan'a*

Üniversite yıllarından beri beraber olduğumuz asistanlığın zorlu zamanlarını beraber aştığımız arkadaşlıklarıyla kendimi şanslı hissettiğim sevgili dostlarım *Dt. Nafize Şahan'a, Dt. Melike Özbek'e ve Dt. Meryem Hacıfettahoğlu'na*

Bu zorlu süreçte manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen on beş yıldır her zaman yanımda olan uzmanlık eğitim sürecimin hem dışında hem de içinde olan dostlarım *Endüstri Mühendisi Esra Diker'e ve Dr. Merve Aşıkovalı'ya*

Ablam *Ayşe Aydoğmuş Doğan'a*, annem *Necla Aydoğmuş'a* ve tüm aileme

Sonsuz teşekkür ederim.



BEYAN

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

Gölsün AYDOĞMUŞ



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
BEYAN.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ.....	ix
TABLO LİSTESİ	xi
ŞEKİL LİSTESİ.....	xii
ÖZET.....	xiv
SUMMARY	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1 PİEZOCERRAHİ	3
2.1.1 Piezocerrahi Nedir?	3
2.1.2 Piezocerrahinin Tarihçesi.....	3
2.1.3 Piezocerrahinin Dokuya Özgü Seçiciliği	5
2.1.4 Piezocerrahinin Temelleri	5
2.1.5 Piezocerrahi Cihazın Canlı Doku Üzerine Etkileri	8
2.1.6 Piezocerrahi Cihazın Özellikleri	11
2.1.6.1 Piezocerrahi Uçları.....	16
2.1.6.1.1 Dental Piezocerrahi Uçlar	16
2.1.6.1.2 Medikal Piezocerrahi Uçlar.....	19
2.1.7 Piezocerrahi Endikasyonları.....	23
2.1.7.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı	25
2.1.8 Piezocerrahinin Kontrendikasyonları.....	30
2.1.9 Piezocerrahinin Avantajları.....	30
2.1.10 Piezocerrahinin Dezavantajları	31
2.2 PİEZOCERRAHİ TESTERE UÇLARINA UYGULANAN ÇEŞİTLİ YÜZEY KAPLAMA MATERYALLERİ	31
2.2.1 Titanyum Nitrür (TiN)	33
2.2.1.1 TiN Kaplamanın Diş Hekimliğinde Kullanımı	34
2.2.2 Elmas Benzeri Karbon (DLC).....	35
2.2.2.1 DLC Kaplamanın Diş Hekimliğinde Kullanımı	36
2.3 BUHAR BİRİKTİRME TEKNOLOJİSİ.....	37
2.3.1 Fiziksel Buhar Biriktirme Yöntemi (PVD).....	38
2.3.2 Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi (CVD).....	39
2.3.2.1 Geleneksel Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi (Termal CVD).....	40
2.3.2.2 Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi [Plasma Assisted CVD (PACVD) / Plasma Enhanced CVD (PECVD)]	40
2.4 BİYOMEKANİK KAVRAMLAR.....	41
2.5 BİYOMEKANİK ANALİZ YÖNTEMLERİ.....	46
2.5.1 Biyomekanik Test	47
2.5.2 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	49

3. GEREÇ VE YÖNTEM	53
3.1 BİYOMEKANİK TEST	55
3.2 SONLU ELEMANLAR ANALİZ UYGULAMASI	60
3.3 İSTATİSTİKSEL YÖNTEM	64
4. BULGULAR	66
4.1 ÇALIŞMA GRUPLARININ BİYOMEKANİK TEST BULGULARI.....	66
4.1.1 Grup 1 Biyomekanik Test Bulguları	66
4.1.2 Grup 2 Biyomekanik Test Bulguları	68
4.1.3 Grup 3 Biyomekanik Test Bulguları	69
4.1.4 Grup 4 Biyomekanik Test Bulguları	71
4.2 İSTATİSTİKSEL BULGULAR	74
4.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZ BULGULARI	77
5. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	81
6. KAYNAKLAR.....	93
7. EKLER.....	102
EK A: ETİK KURULU KARAR FORMU	102
8. ÖZGEÇMİŞ.....	104

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

~	yaklaşık
%	yüzde
W	güç seviyesi
°C	santigrad derece
<i>p</i>	istatistiksel anlamlılık değeri
<i>n</i>	birey sayısı
<i>g</i>	gram
<i>N</i>	azot
<i>O</i>	oksijen
<i>F</i>	flor
<i>ε</i>	gerinim
<i>v</i>	poisson oranı
<i>A</i>	akma gerilmesi
<i>B</i>	sertleşme modülü
<i>C</i>	şekil değiştirme hızı katsayısı
<i>m</i>	termal yumuşama katsayısı
<i>n</i>	sertleşme üssü
<i>Ar</i>	argon
<i>Si</i>	silisyum
<i>Ti</i>	titanyum
<i>Ag</i>	gümüş
<i>Pd</i>	paladyum
<i>Co</i>	kobalt
<i>Cr</i>	krom
<i>Mo</i>	molibden
<i>sn</i>	saniye
<i>dk</i>	dakika
<i>ml</i>	mililitre
<i>mm</i>	milimetre
<i>cm</i>	santimetre
<i>µm</i>	mikrometre
<i>ε₀</i>	referans şekil değiştirme hızı
<i>T_{melt}</i>	erime sıcaklığı
<i>T_{room}</i>	ortam sıcaklığı
<i>Hz</i>	hertz
<i>UV</i>	ultraviyole
<i>YP</i>	yield point
<i>YS</i>	yield strength
<i>kgf</i>	kilogram kuvvet
<i>ark</i>	arkadaşları
<i>KHZ</i>	kilohertz
<i>GPa</i>	elastik modülü
<i>MPa</i>	megapaskal
<i>SEA</i>	sonlu elemanlar analizi
<i>DLC</i>	elmas benzeri karbon

TiN	titanyum nitrür
CrN	krom nitrür
IAN	inferior alveolar sinir
TME	temporomandibular eklem
HRC	Rockwell sertlik ölçüm birimi
CAD	Computer Aided Design
AISI	Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
PVD	fiziksel buhar biriktirme
CVD	kimyasal buhar biriktirme
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
BSSO	bilateral sagital split ramus osteotomisi
PECVD	plazma destekli kimyasal buhar biriktirme
PACVD	plazma destekli kimyasal buhar biriktirme
SARME	cerrahi destekli hızlı maksiller genişletme



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: Sert ve yumuşak kaplamaların sınıflandırılması [82].	32
Tablo 3.1: Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.	55
Tablo 3.2: Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri.	55
Tablo 3.3: Kaplama malzemesi olarak kullanılan TiN ve DLC'nin özellikleri.	55
Tablo 3.4: Piezocerrahi testere uç, kortikal ve süngerimsi kemiğin mekanik özellikleri [140].	63
Tablo 3.5: Piezocerrahi testere uç, kortikal ve süngerimsi kemik için Johnson-Cook plastisite modeli sabitleri.	64
Tablo 4.1: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.	67
Tablo 4.2: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.	69
Tablo 4.3: TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.	70
Tablo 4.4: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.	72
Tablo 4.5: Grupların tanımlayıcı istatistik sonuçları.	75
Tablo 4.6: Post Hoc İkili Grup Karşılaştırmaları.	76

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: Ultrasonik bir cihazın şematize edilmesi [23].	7
Şekil 2.2: Kavitasyon, herhangi bir katı-sıvı arayüzünde orta frekanslara kadar titreşen sıvılarda meydana gelen bir mikro kaynama olgusudur. Su jeti, ara frekanslarda titreşen uç ile temas ettiğinde, bir kavitasyon sisi içinde püskürtülür [23].	8
Şekil 2.3: Su spreyi ile çalışırken testere şeklinde bir uca sahip piezocerrahi el aleti, yeni piezocerrahi ilkelerinin çağdaş bir resmini gösterir. Kavitasyon etkisi ve sürekli sulama, cerrahi bölgenin net bir şekilde görülebilmesini sağlar [26].	8
Şekil 2.4: Ultrasonik osteotomi aletinin şematik görünümü [24].	12
Şekil 2.5: Piezoelektrik cihaz ekipmanı [25].	13
Şekil 2.6: Farklı tiplerde tasarlanmış osteotomi uçları [25].	14
Şekil 2.7: Elmas (a) ve titanyum nitrür (b) kaplama [47].	16
Şekil 2.8: Sinüs lift için kullanılan uçlara örnekler. (a) elmas kaplı (sinüse erişim osteotomisi için) (b) membran separatörü (c) (d) 2 ultrasonik spatül [23].	17
Şekil 2.9: Osteotomi için kullanılan uçlara örnekler. Titanyum nitrür kaplamalı testere uçları [23].	18
Şekil 2.10: Yardımcı kesici uçlara örnekler. (a) ince kesikler için elmas kaplı uç, (b) (c) kemik kazıyıcılar, (d) silindirik osteotom [23].	18
Şekil 2.11 Ultrasonik kemik kesme ucu [48].	19
Şekil 2.12: Beyin cerrahisinde kullanılan piezocerrahi uçlara örnekler [55].	22
Şekil 2.13: Kulak ve burun cerrahilerinde kullanılan piezocerrahi uçlara örnekler [56].	22
Şekil 2.14: Kaplama biriktirmede 3 adım.	38
Şekil 2.15: Gerilim tipleri (A) Çekme gerilimi, (B) Basma gerilimi, (C) Makaslama gerilimi [123].	43
Şekil 2.16: Materyallerin tipik kuvvet uzama grafiği [127].	45
Şekil 2.17: Universal test cihazının şematik gösterimi [131].	48
Şekil 2.18: Cantilever bending test yönteminin üç nokta ve dört nokta eğme test yöntemleriyle karşılaştırılması [134].	49
Şekil 3.1: Dört gruba ait numune örnekleri (Soldan sağa 1. Grup'tan 4. Grup'a doğru gitmektedir.)	53
Şekil 3.2: Deney için üretilen piezocerrahi testere ucun üç boyutlu şematik görüntüsü.	54
Şekil 3.3: Piezocerrahi testere uçlarının deney esnasında yerleştirildiği aparat.	56
Şekil 3.4: Deneyde kullanılan universal test cihazı.	57
Şekil 3.5: Deney düzeneği şematik görünümü.	58
Şekil 3.6: Deney düzeneği.	58
Şekil 3.7: Deney anı.	59
Şekil 3.8: Trapezium-X programına ait kuvvet-uzama grafiği ve hesaplanabilen önemli değerler.	60
Şekil 3.9: Mandibular kemik modeli ve boyutları	61
Şekil 3.10: Piezocerrahi testere uç modeli	61
Şekil 3.11: Genel ağ görünümü.	62
Şekil 4.1: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.	67
Şekil 4.2: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.	68

Şekil 4.3: TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.	70
Şekil 4.4: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.	71
Şekil 4.6: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.....	72
Şekil 4.7: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.....	73
Şekil 4.8:TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.....	73
Şekil 4.9: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.....	74
Şekil 4.10: Piezocerrahi testere ucunda görülen Von Mises gerilim dağılımı (sırasıyla yukarıdan aşağıya 0.01 sn, 0.02 sn, 0.03 sn, 0.04 sn, 0.05 sn, 0.06 sn, 0.07 sn, 0.08 sn, 0.09 sn, 0,1 sn).....	80



FARKLI YÜZEY ÖZELLİKLERİNE SAHİP PIEZOCERRAHİ TESTERE UÇLARININ BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Birçok avantaja sahip olan piezocerrahi aletlerinin kullanımında çok sık karşılaşılan sorunlardan biri, piezocerrahi testere uçlarının kırılmasıdır. Bu çalışmada farklı yüzey özelliklerine sahip piezo cerrahi testere uçlarının kırılma ve dayanıklılık gibi biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesi ve karşılaştırılması yapılmıştır. Araştırmada kullanılmak üzere kliniğimizde en sık kullanılan piezocerrahi testere ucu belirlenmiş ve bu osteotomide kullanılan testere ucundan her grupta 10'ar tane olmak üzere 4 farklı gruptan toplam 40 tane üretilmiştir. Birinci gruba 54 HRC AISI 420C paslanmaz çelik üzerine Titanyum Nitrür (TiN) kaplama, ikinci gruba 54 HRC AISI 420C paslanmaz çelik üzerine Elmas Benzeri Karbon (DLC) kaplama yapılmıştır. Kalan son iki grupta ise AISI 420C paslanmaz çeliğin sertlik karakterizasyonu değiştirilmiş 54 HRC ve 48 HRC paslanmaz çelik olarak kaplamasız üretilmiştir. Piezocerrahi testere uçları eşit standartlarda universal test cihazına yerleştirilip cantilever eğme testine tabi tutulmuştur. Gruplar arası karşılaştırmada, deney sonucu elde edilen grafikteki “Elastik limit” noktaları ve elastik limit noktasına kadar olan “Enerji” değerleri kullanılmıştır. Eğme deneyine ek olarak piezocerrahi testere ucuna dinamik bir sistem için sonlu elemanlar analizi uygulanmıştır. Böylelikle hareket halindeki bir piezocerrahi testere ucun üzerindeki eşdeğer gerilme dağılımları değerlendirilmiştir. Sonuç olarak 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş kaplamasız piezocerrahi testere uçların Elastik limit değerleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,008$). Sonlu elemanlar analiz bulgularına göre de piezocerrahi testere uç üzerindeki en çok kırılma beklenen alan gövde kısmındaki büküm bölgesi olarak belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: piezocerrahi, testere uç, biyomekanik, kırılma

COMPARISON OF BIOMECHANIC PROPERTIES OF PIEZOSURGERY OSTEOTOMY INSERT TIPS WITH DIFFERENT SURFACE PROPERTIES

SUMMARY

One of the most common problems in the use of piezosurgery instruments, which have many advantages, is the breakage of piezosurgery insert tips. In this study, the evaluation and comparison of biomechanical properties such as fracture and durability of piezosurgery osteotomy insert tips with different surface properties were made. The most frequently used piezosurgery osteotomy insert tip in our clinic was determined to be used in the research, and 40 of the osteotomy insert tips were produced from 4 different groups, 10 in each group. The first group was coated with Titanium Nitride (TiN) on 54 HRC AISI 420C stainless steel, and the second group was coated with Diamond Like Carbon (DLC) on 54 HRC AISI 420C stainless steel. In the last two groups, the hardness characterization of AISI 420C stainless steel was changed and 54 HRC and 48 HRC stainless steel were produced uncoated. Piezosurgery osteotomy tips were placed in a universal test device at equal standards and subjected to cantilever bending test. “Elastic limit” points and “Energy” values up to the elastic limit point in the graph obtained in the comparison between groups were used. In addition to the bending test, finite element analysis for a dynamic system was applied to the piezosurgery osteotomy insert tip. Thus, equivalent stress distributions on a moving piezosurgery osteotomy insert tip were evaluated and studied. As a result, Elastic limit values of uncoated piezosurgery osteotomy insert tips made of 48 HRC stainless steel were found to be statistically significant compared to the other groups ($p < 0.008$). According to the finite element analysis findings, the area where the most fracture is expected on the piezosurgery osteotomy insert tip was determined as the bending region in the body part.

Keywords: piezosurgery, osteotomy insert tip, biomechanical, fracture

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Piezocerrahi, ultrasonik cerrahi titreşimler kullanılarak güvenli ve etkili osteotomiler yapılmasını sağlayan nispeten yeni bir tekniktir. Son yıllarda tıbbın birçok alanında kullanılmaya başlanan ultrasonik piezocerrahi cihazlarının birçok üstün özelliği olduğu görülmüştür [1]. Piezocerrahi cihazı, mikrometrik ve seçici kesim yapabilmesinden dolayı kemik üzerinde herhangi bir osteonekrotik hasar yaratmadan güvenli ve hassas osteotomiler yapılmasına imkan sağlamaktadır. Cihaz seçici kesim özelliği sayesinde sadece mineralize dokular üzerinde çalışmakta ve mukoza, sinir, damar gibi yumuşak dokulara zarar vermemektedir. Ağız, diş ve çene cerrahisinde kemik, sinir ve damarlar birbirlerine çok yakın ilişkide olduğundan dolayı piezocerrahinin kullanımı operatörler için çok iyi bir tercih haline gelmiştir. Bu cihazlar osteotomi sırasında meydana gelen ısı artışını ve buna bağlı olarak gelişen osteonekroz riskini de en aza indirerek iyileşmenin daha hızlı olmasını sağlamaktadır [1, 2].

Piezocerrahinin istenen kesme etkisinin sağlanması için el parçasında piezoelektrik seramik yongasıyla rezonans halinde titreşebilen ve takıp çıkarılabilen modifiye uçlar bulunmaktadır. Bu rezonans, enerji çıkışını ve kullanılan ucun performansını artırmaktadır [3]. Cihazın kesici uçları geleneksel döner aletlerin cerrahi frezleri ile karşılaştırıldığında daha ergonomik olması ve farklı açılara sahip kesici uçlarının bulunması nedeniyle oral kavitenin ulaşılması zor bölgelerinde hem daha rahat kullanım hem de daha hassas kesim yapılabilmesine imkan sağlamaktadır [4]. Bu kesici uçlardaki kesme kabiliyetini artırmak ve uçlardaki aşınmayı önlemek için uçların dışı genellikle elmas veya titanyum nitrür kaplama ile kaplanmaktadır. Böylelikle kaplamadaki direnç sayesinde uçlar daha çok sayıda keskin biçimde kullanılmaya devam edilmektedir [5].

Piezocerrahinin yukarıda bahsedilen birçok avantajının yanında en büyük dezavantajları operasyon esnasında sıkça kırılan uçları ve bu uçların oldukça yüksek olan maliyetidir [6].

Bu bilgiler doğrultusunda bizim de bu çalışmadaki amacımız operasyon esnasında çok sık kırılan ve maliyet olarak yüksek olan bu piezocerrahi testere uçlarını farklı yüzey özellikleriyle hazırlayıp kırılma ve dayanıklılık gibi biyomekanik

özelliklerini birbirleriyle karşılaştırmaktır. Böylelikle çalışmanın sonuçlarına göre piyasada sıkça kullanılan ve aynı zamanda pahalı olan TiN kaplamaya kıyasla daha az maliyetle elde edilebilecek daha uzun ömürlü, kırılmaya karşı dirençli alternatif bir piezocerrahi testere uç geliştirmektir.

Yapılan araştırmalar sonucu görüldü ki piezocerrahinin kullanım endikasyonları ağız, diş ve çene cerrahisi ile birlikte kulak burun boğaz, beyin cerrahisi, oftalmoloji, travmatoloji ve ortopedi gibi diğer disiplinlerde de giderek artmaktadır [7]. Yeni gelişen bu sistemle ilgili literatürde az sayıda çalışma bulunmasının yanısıra bizim hazırladığımız bu çalışma literatürde benzeri olmayan bir çalışma niteliği taşımaktadır. Bu yüzden çalışmamızın bilimsel temel amacı hem çok güncel hem de birçok avantaja sahip olan piezocerrahi ile ilgili gelecekte yapılacak olan birçok araştırmaya rehberlik etmesi ve katkı sağlamasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 PİEZOCERRAHİ

2.1.1 Piezocerrahi Nedir?

Piezoelektrik kemik cerrahisi, basitçe piezocerrahi olarak bilinir. Piezocerrahi piezoelektrik ultrasonik titreşimler kullanılarak güvenli ve etkili osteotomi veya osteoplasti yapılmasını sağlayan yeni bir cerrahi tekniktir. Piezoelektrik etkinin altında yatan teknik, klinik tıbbın farklı alanlarında kullanılan fiziksel bir etkileşimi tanımlar. Cihaz, yumuşak doku ve kan desteğini koruyarak, sadece mineralize dokular üzerinde etki gösterir. Mikrometrik ve seçici kesim yapabilme özelliği, osteonekrotik hasarlar vermeden güvenli ve hassas bir osteotomi yapılmasını sağlamaktadır [1, 3]. Son yıllarda da minimal invaziv cerrahiye yönelik oluşan modern eğilimin bir sonucu olarak piezocerrahi kullanımı önem kazanmıştır [8].

2.1.2 Piezocerrahinin Tarihçesi

Piezo terimi, “sıkıca bastırmak, sıkmak” anlamına gelen Yunanca “piezin” kelimesinden gelmektedir [9]. “Piezoelektrik etki” kavramı ilk kez 1817 yılında Fransız mineralog René Just Haüy tarafından anılmış ve 1880 yılında Jacques-Pierre Curie kardeşlerin bazı kristaller üzerinde (kuvars, turmalin, topaz, rochelle tuzu vs.) yaptıkları çalışmalar sonucunda bilimsel olarak kanıtlanmıştır [9, 10]. Piezoelektrik akım ise ilk kez 1880 yılında, Fransız fizikçiler Pierre ve Marie Curie tarafından keşfedilmiştir. Keşfedilmesinden çok kısa bir süre sonra Curie, piezoelektrik etkiyi kullanan birkaç alet geliştirmiştir. Bunlardan biri piezoelektrik voltmetre idi. Diğeri ise daha sonra Pierre ve Marie Curie'nin çalışmalarında kullandıkları temel enstrüman haline gelen ve Radium'un keşfine yol açan piezoelektrometre idi. Bundan sonraki birkaç on yıl için piezoelektrik özellik bir laboratuvar merakı oldu. Piezoelektrik özellik sergileyen kristal yapılarını keşfetmek için sonrasında başka bilim adamları tarafından birçok çalışma yapıldı. Bu çalışmalar, tensor analizi kullanarak ayrıntılı bir şekilde piezoelektrik sabitleri ve piezoelektrik özellik gösteren 20 doğal kristal sınıfının tanımlandığı Woldemar Voigt'ın Lehrbuch der Kristallphysik (Textbook on Crystal Physics) çalışmasının 1910 yılında yayımlanmasıyla sonuçlanmıştır [10].

Piezoelektrik aletlerde ilk pratik uygulama I. Dünya Savaşı sırasında kullanılan sonarlardır. 1917'de Fransa'da Paul Langevin ve beraberinde çalışanlar “ultrasonic

submarine dedektör” ürettir. Dedektör, iki çelik plaka arasına film quartzların yapıştırılmasıyla oluşturulan dönüştürücü ve çevirilen yankının algılanmasında kullanılan hidrofonlardan meydana gelmekteydi. Dönüştürücüden yüksek frekanslı sinyal yayılması ile, nesneden yansıyan ses dalgasından oluşan yankının duyulması sayesinde bu nesneye olan uzaklık ölçülebilmekteydi. Sonarlarda piezoelektrik kullanımı ve bu projenin başarısı piezoelektrik aletler üzerindeki ilginin gelişmesine neden olmuştur. Bundan sonraki on yıllar boyunca yeni piezoelektrik malzemeler ve bu malzemelerin yeni uygulamaları keşfedildi ve geliştirildi [10].

1953'te Catuna, insan dişlerinde kavite hazırlığı için ultrasonik bir frez geliştirdi ve ultrasonun sert diş dokularındaki etkileri üzerine bir makale yayınladı [11]. 1957'de Richman, kemiği çıkarmak ve apikal rezeksiyon cerrahisinde kökleri rezeke etmek için ultrasonik keskinin cerrahi kullanımını bildiren ilk kişiydi [12]. 1960 yılında Mazzarow, kemik dokusunu doğrudan kesen ultrasonik bıçak benzeri bir bistüri kullanımından bahsetti [13]. Mcfall ve arkadaşları, 1961'de, döner aletler ve salınlı bisturi bıçağını karşılaştırarak iyileşme ayrımını değerlendirmişler sonuç olarak da bisturi bıçaklarını kullanarak ciddi bir komplikasyon olmadan daha yavaş bir iyileşme olduğu sonucuna varmışlardır [14]. Ultrasonik osteotominin çene cerrahisinde kullanımı ilk olarak 1975 yılında Horton ve arkadaşları tarafından yapılmıştır [15]. Horton ve ark. 1980 yılında ultrasonik cihazla yapılan kemik rejenerasyonunun daha iyi sonuçlar doğurduğunu belirtmiş bundan bir yıl sonra da ultrasonik enstrümantasyonun kemiğin cerrahi olarak çıkarılmasındaki klinik faydasını değerlendirmiş, etkili ve kolayca gerçekleştirilen mineralize doku çıkarılması işleminin yanısıra herhangi bir komplikasyon olmadığının ve hastalar tarafından da kabulünün iyi olduğunu ortaya koymuştur [9]. Ultrasonik osteotomiler ilk olarak Horton ve arkadaşları tarafından tanımlanmasına rağmen, bu yaklaşım 2000 yılına kadar uygulanmamıştır [16]. Piezocerrahi, 1988 yılında İtalyan oral cerrah Tomaso Vercellotti tarafından oral kemik cerrahisinde geleneksel aletlerin sınırlarını aşmak için geleneksel ultrasonik teknolojiyi değiştirerek geliştirmiştir. Sert dokunun son derece hassas ve güvenli bir şekilde kesilmesine izin vermek için modüle edilmiş bir ultrasonik frekans kullanmış, ilk olarak da preprotetik cerrahi, alveolar kret genişletilmesi ve sinüs greftleme işlemlerinde kullanmış ve rapor etmiştir [17].

1998'de Torella, daha az kemik yıkımı ile daha yüksek kesme etkinliği nedeniyle ultrasonik jeneratörün manyetostriktif cihaza kıyasla daha iyi kullanıldığını bildirmiştir [18].

1999'da Dr. Tomaso Vercellotti, Mectron Spa ile iş birliği içinde piezoelektrik kemik cerrahisini icat etti ve 2000 yılında yayınladı [9]. Böylelikle Horton ve arkadaşlarının 1980'li yıllarda tanımlanan yaklaşımı Vercellotti tarafından yenilenmiş oldu [16].

2001 yılında Piezosurgery® piyasaya sürüldü [9].

2002 yılında, cihaz Almanya'da ticari kullanım için onaylandı [9].

2003 yılında Vercellotti, endodontik, ortopedik, nörolojik, periodontal, oral ve maksillofasiyal cerrahiler için ideal frekans yöntemini keşfetti [17, 19].

2005 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi ultrasonik kullanımı diş hekimliğinde kemik cerrahisini içerecek şekilde genişletti [9, 20].

2.1.3 Piezocerrahinin Dokuya Özgü Seçiciliği

Ultrasonik diseksiyon, doku seçici bir diseksiyon tekniği olarak sınıflandırılır. Dokuya özgü seçicilik, su içeriğine, gerilme mukavemetine ve dokuların farklı güç yoğunluğuna bağlıdır. Ultrasonik cihazlar, bu özellik sayesinde kemik kesiminde seçici ve hassas bir prosedüre izin verebilmektedir [21]. Ultrasonik bir cihaz olan piezocerrahi aleti de bu benzersiz özellik sayesinde, doku sertliğini tanıma ve yumuşak dokulara doğrudan zarar vermeden yalnızca mineralize yapılar üzerinde hareket etme yeteneğine sahiptir. Bunun nedeni, kesici ucun mineralize olmayan yapılarla temas ettiğinde cerrahi eylemin kesilmesidir. Böylelikle piezocerrahi cihazın osteotomiler sırasında çevredeki yumuşak dokulara ve en kritik yapılara (sinirler, damarlar, mukoza) zarar verme riski azaldığı bildirilmiştir [8].

2.1.4 Piezocerrahinin Temelleri

Ultrasonik titreşimler, 20 kHz olan insan işitme aralığının üzerindeki duyulamayan ve biyolojik olarak zararsız olan mekanik dalgalardır [22, 23]. Bu titreşimler, basit bir çalkalama fenomeni ile, farklı yapıdaki cisimler arasındaki tüm arayüzlerin düzensizleşmesine ve parçalanmasına neden olabilirler: örnek olarak katı-katı arayüzleri diferansiyel titreşim yoluyla, katı-sıvı arayüzleri ise kavitasyon yoluyla ayırmayı sağlarlar. Bu tür özelliklerin diş taşının parçalanmasından böbrek taşının parçalanmasına kadar tıbbi uygulama alanları oldukça fazladır [23].

Ultrasonik enerji, otomotiv, gıda hazırlama, medikal, tekstil ve malzeme birleştirme gibi çeşitli endüstriyel uygulamalar için önemli faydalar sağlamıştır. Klinik

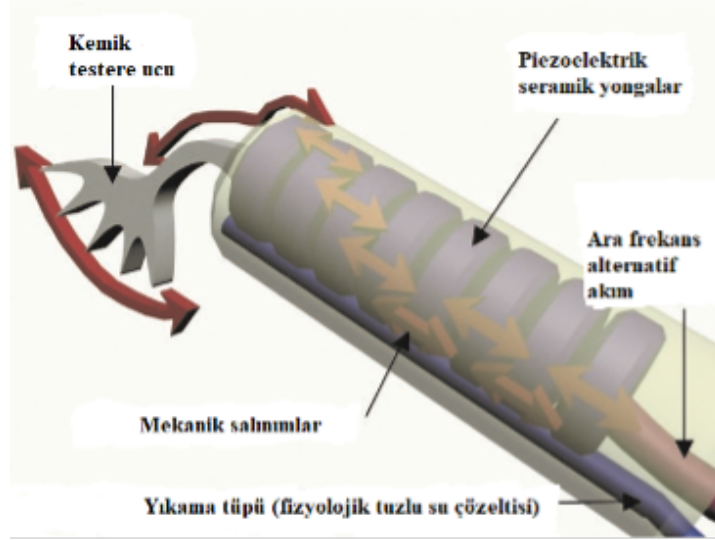
alandan ise ultrasonik cihazlar cerrahi, tedavi, tanı ve doku diseksiyon aletlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Hassasiyet, daha yüksek doku onarımı, daha düşük kuvvet, daha az kanama, daha az lateral termal hasar, daha az postoperatif komplikasyon gibi avantajlara sahiptir [24].

Piezo etkisi yani piezoelektrik etki, elektrik alan şiddeti, polarizasyon, gerilme ve kristal alanın genişlemesi gibi temel elektriksel ve mekanik alanların fiziksel etkileşimlerine ve fenomenlerine dayanır. Bu etkileşimler sonucunda, kristallerden elektrik geçişi sırasında oluşan deformasyon, ultrasonik frekans salınımlarına neden olur. Elde edilen titreşimler büyütülür ve bir titreşim ucuna aktarılır; bu titreşim ucu ile kemik dokusu üzerine hafif bir basınç uygulandığında, yalnızca mineralize doku üzerinde bir kesme etkisi olarak tanımlanan kavitasyon olayını ortaya çıkarır [7, 9].

Piezocerrahi, yukarıda kısaca bahsedilen ‘Basınçlı Elektrifikasyon’ prensibine göre çalışır, yani belirli malzemelere elektrik gerilimi uygulandığında, söz konusu malzeme genişler ve büzülür, böylece ultrasonik titreşimler üretir. Burada kullanılan malzemeler genellikle kuvars, rochelle tuzu ve belirli seramik türlerini içeren piezoelektrik kristallerdir. Bu kristaller bir elektrik yüküne maruz kaldıklarında, ultrasonik dalgalar üretmek için dönüşümlü olarak genişler ve büzülürler [25, 26]. Bu ultrasonik dalgalar doğası gereği mekanik olduğundan, farklı cisimlerin düzensizliğine ve parçalanmasına neden olabilirler. Ultrasonik dalgalar, arayüzlerin farklı titreşim yoluyla katıdan katıya ve kavitasyon yoluyla katı-sıvıya bölünmesine izin verebilir. Diş hekimliğinde bu iki fenomen kullanılmaktadır [25]. Daha önce de bahsedilen Yunanca’da basınç anlamına gelen “piezein” den türetilen “piezo” terimi adını burada anlatılan “Basınçlı Elektrifikasyon” olayından almaktadır [26].

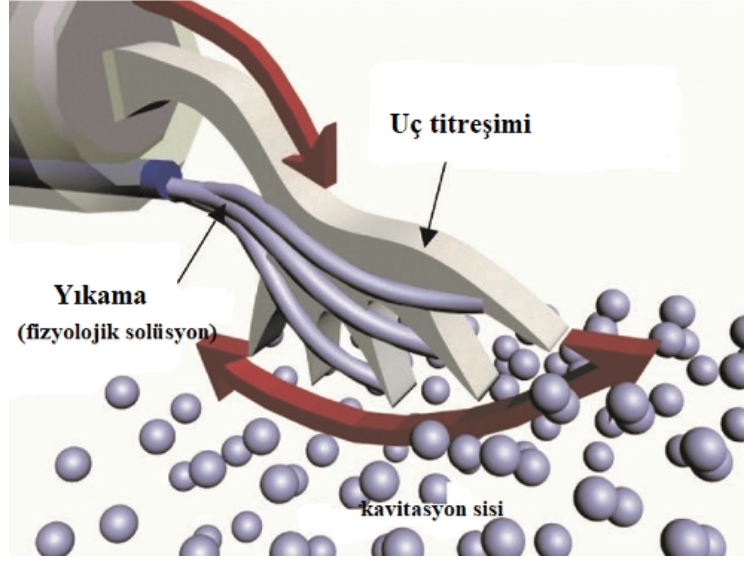
Polarize piezoseramiklere uygulanan voltaj, polariteye dik yönde genişlemesine ve büzülmesine neden olur. Bu frekansta oluşturulan ve 60 ile 210 μm arasında değişen mikro hareketler yalnızca mineralize dokuyu kestiği için 25-29 kHz’lik bir frekans kullanılır; nörovasküler doku ve diğer yumuşak dokular 50 kHz’den yüksek frekanslarda kesilir [27].

Elle tutulan parçanın içinde piezoelektrik seramik yongalar, ara frekans titreşimleri oluşturmak için istiflenir (Şekil 2.1) [23].



Şekil 2.1: Ultrasonik bir cihazın şematize edilmesi [23].

Piezocerrahi cihazların etki mekanizmalarından kavitasyon etkisi bir sıvıda boşlukların yani küçük sıvı içermeyen bölgeler ve kabarcıkların oluşumu ve ani patlamasıdır. Bu kabarcıklar, bir sıvıya etki eden kuvvetlerin bir sonucu olarak oluşur. Tipik olarak, bir sıvı basınçta hızlı bir değişikliğe maruz kaldığında meydana gelir ve bu da sıvının içinde basıncın nispeten düşük olduğu boşlukların oluşmasına yol açar (Şekil 2.2). Ultrasonik osteotomide kavitasyon fenomeni, kanın esasen temizlenmesine neden olan bir aerosol olarak bir soğutucu sıvıyı dağıtarak ameliyat alanında iyi bir görünürlük sağlamaya yardımcı olur. Dahası, kavitasyon etkisi hemostaza neden olur ve bu da görüş alanını artırarak ameliyatın daha kolay gerçekleşmesine yardımcı olur (Şekil 2.3). Wamlsley ve ark. [28], kavitasyon etkisinin bakterilerin hücre duvarlarını parçaladığını ve bu nedenle antibakteriyel bir etkinliğe sahip olduğunu da öne sürmüşlerdir [26].



Şekil 2.2: Kaviteasyon, herhangi bir katı-sıvı arayüzünde orta frekanslara kadar titreşen sıvılarda meydana gelen bir mikro kaynama olgusudur. Su jeti, ara frekanslarda titreşen uç ile temas ettiğinde, bir kaviteasyon sisi içinde püskürtülür [23].



Şekil 2.3: Su spreyi ile çalışırken testere şeklinde bir uca sahip piezocerrahi el aleti, yeni piezocerrahi ilkelerinin çağdaş bir resmini gösterir. Kaviteasyon etkisi ve sürekli sulama, cerrahi bölgenin net bir şekilde görülebilmesini sağlar [26].

2.1.5 Piezocerrahi Cihazın Canlı Doku Üzerine Etkileri

Mekanik aletlerin kemiğin yapısı ve hücrelerin canlılığı üzerindeki etkileri rejeneratif cerrahide önemlidir. Kısa bir süre için bile uygulanan nispeten yüksek sıcaklıklar hücreler için tehlikelidir ve doku nekrozuna neden olabilir. Piezocerrahinin kemik ve hücrelerin canlılığı üzerindeki etkisi ile ilgili birkaç çalışma yapılmıştır [27].

Berengo ve ark.na göre oral bölgedeki kemik defektlerini düzeltmek için otojen kemiğin kullanımını öneren birçok çalışma yayınlanmıştır. Partiküler kemiğin alınmasını basitleştirmek için çok sayıda protokol önerilmiş fakat toplanılan kemiğin

kalitatif analizi ile ilgili herhangi bir şey bildirilmemiştir. Yaptıkları çalışma ile farklı yöntemlerle alınan otojen kemiğin kalitatif bir değerlendirmesi yapılmış ve alınan kemik histomorfometrik analiz yoluyla analiz edilmiştir. Kemik parçalarının yüzey alanı ile var olan canlı ve nekrotik kemik yüzdeleri ölçülmüştür. Sonuçlarına göre piezocerrahi ile toplanılan kemiğin canlı olmayan kemik yüzdesi orta düzeyde bulunmuş, canlı hücre sayısı ise düşük bulunmuştur. En iyi sonuçlar blok greftler ve rongeur pensi ile toplanan kemik greftlerinden elde edilmiştir [29].

Chiriac ve ark. farklı yöntemlerle toplanan otojen kemiklerin kemik partikül morfolojisini, hücre canlılığını ve farklılaşmasını histomorfometrik analiz kullanarak değerlendirmiş ve piezocerrahi ile diğer geleneksel yöntemlerin karşılaştırılmasında birbirlerinden farklı olmadığı sonucuna varmıştır [30].

Stubinger ve ark. bir piezoelektrik cihazla zigomatikomaksiller bölgeden toplanan otojen kemiğin, 5 aylık bir iyileşme sonrası oral implantların stabil ve estetik bir şekilde yerleştirilmesi için kemik artırımlarında kullanılabileceğini göstermiştir [31].

Horton ve ark.'nın 1975 senesinde yaptıkları bir çalışmada hepsi su soğutmalı olarak kullanılan ultrasonik bir alet, düşük hızlı kesme frezi ve osteotom kullanılarak köpek kemiği üzerindeki iyileşme hızının histolojik bir karşılaştırması yapılmıştır. Ultrasonik alet ve osteotom tarafından çıkarılan kemiğin yüzeyi, frez ile çıkarılandan daha pürüzlüydü. En erken kemik oluşumu, osteotom ve ultrasonik alet tarafından üretilen kemik defektlerinin dışındaki alanlarda görülmüştür. 14. günden sonraki tüm kemik defektlerindeki iyileşme oranı ise benzer bulunmuştur [15].

Horton ve ark.'nın yaptıkları başka bir çalışmada, alveolar kemiğin cerrahi olarak çıkarılmasında ultrasonik uçların klinik kullanımı değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, ultrasonik uçların kemiği kolaylıkla ve hassasiyetle kestiği bulunmuş, cerrahi yapılan bölgelerdeki kanamanın çok az olduğu veya hiç olmadığı tespit edilmiştir. Dokuların iyileşmesi sorunsuz gerçekleşmiş, postoperatif herhangi bir komplikasyonla da karşılaşılmamıştır. Hastalar ultrasonik uçların cerrahi uygulaması sırasında ve sonrasında minimal düzeyde rahatsızlık duyduklarını bildirmişlerdir [32].

Vercellotti ve ark. kemik segmentlerinin kesim yüzeylerinde yapılan bir histolojik incelemede kesim yüzeylerinde piezocerrahi tarafından oluşturulan bir

marjinal kemik nekrozu olmadığını doğrulamış ve canlı osteosit varlığını göstermiştir [33].

Yine Vercellotti ve ark. köpek kemiği üzerinde ostektomi ve osteoplasti işlemleri sonucunda postoperatif yara iyileşmesini histolojik olarak incelemiştir. Çalışma piezocerrahi cihazlarının karbid ve elmas frezlere oranla daha iyi bir kemik iyileşmesi ve şekillenmesi sağladığını göstermiştir [2].

Robiony ve ark. lokal anestezi altında cerrahi destekli hızlı maksiller genişletme (SARME) uyguladığı hastalarda, kemik kesme işlemleri için piezocerrahiye kullanmış ve sonuçları değerlendirmiştir. Ameliyat esnasında gözlenen kanama miktarının çok düşük olması, önemli anatomik yapılarda hasar olmaması ve ameliyat sonrası sonuçların (hematom, şişlik) azalmasını hastalar için dikkat çekici bulmuştur. Aynı zamanda dişlerin vitalitesinin korunduğundan bahsetmiş ve ameliyat esnasında elde edilen birkaç kemik parçasının mikroskopik incelemesiyle kemik yüzeylerde canlı hücreler gözlemlendiğini ve bu yüzeylerdeki termal hasarın minimum düzeyde olduğunu bildirmiştir [8].

Kotrikova ve ark.na göre nörokranjyuma yapılan tüm cerrahi müdahaleler, dura mater yaralanması ve beyin omurilik sıvısı fistülü oluşum riskini taşımaktadır. Bu nedenle, çok dikkat edilse bile dura mater hasarının her zaman önüne geçilememektedir. Kotrikova ve ark.nın hazırladığı çalışmaya göre piezocerrahinin kullanıldığı ameliyatlarda perioperatif dönemde ve operasyondan sonraki 12 ay boyunca hastalarda dural fistül, dural sinüs kanaması, hematomlar veya menenjit gibi herhangi bir komplikasyonla karşılaşılmamıştır. Sonuç olarak piezocerrahi cihazın özellikle ince infantil kraniyal kemiklerde, karmaşık kraniyofasiyal operasyonlar sırasında ciddi komplikasyonları ortadan kaldırmak için uygulanabilen hassas ve güvenli bir kesme aleti olduğunu bildirmişlerdir [34].

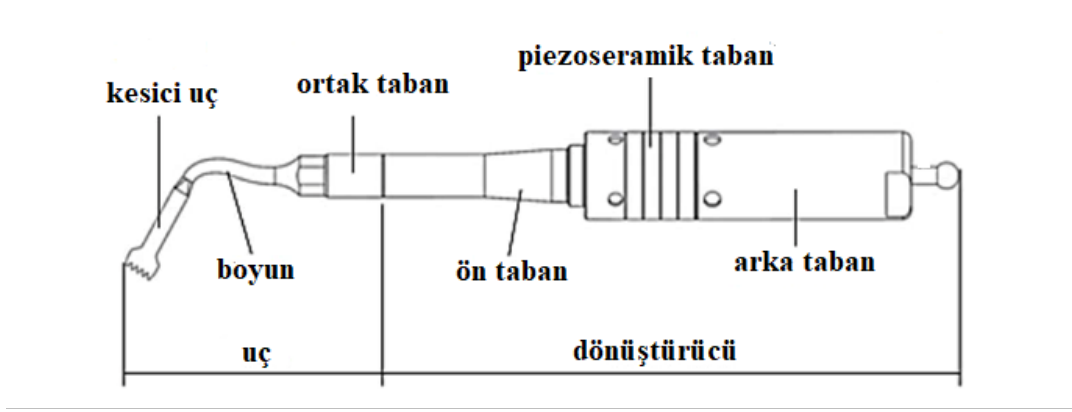
Hoigne ve ark.na göre el ve omurilik cerrahisinde en çok korkulan komplikasyonlardan biri sinir hasarıdır. Yapılan çalışmada 5. metakarpal kemiğin düzeltici osteotomisi piezocerrahi ile gerçekleştirilmiş ve 1 yıllık takibi yapılmıştır. Sonuçlarına göre hastada ameliyat sonrası yara iyileşmesi ve kemik konsolidasyonu düzgün bulunmuştur. Yara iyileşmesi geleneksel yöntemlerden daha hızlı olmuştur. Hasta kırık öncesi durumuna göre parmağını tam olarak kullanabilmiş ve hiçbir noktada hassasiyet kaybı olmamıştır. Hasta ve cerrahlar sonuçtan tamamen memnun kalmışlardır [35].

Christophel ve ark.na göre rinoplastide cerrahi başarının elde edilmesi, burun kemiği çerçevesinin ve yumuşak dokunun istenilen şekilde şekillendirilmesini sağlamakla yakından ilişkilidir. Bu amaçla osteotomi kritik bir adım teşkil etmektedir [36]. Osteotomi sonucunda yumuşak doku yaralanması, kemik yapılarında düzensizlikler, ameliyat sonrası ödem, ekimoz ve burun tıkanıklığı oluşabilir. Özellikle yumuşak doku travması, uzun süreli ödem ve ekimozu yol açabileceği gibi, üstteki ince deri nedeniyle burun kemiğinde belirgin düzensizliklere de neden olabilir [37]. Lateral osteotomi, dorsal açık çatının kapatılması, burun piramidinin daraltılması ve burun kemiklerinin düzeltilmesi için endikedir. Nazal kemiklerin mobilizasyonu ve estetik konturun korunması lateral osteotominin ana hedefleri arasındadır [38].

Koç ve ark., açık teknik rinoplastide lateral osteotomi uygulanan hastalarda piezocerrahi ve geleneksel osteotomi tekniklerinin klinik sonuçlarını değerlendirmeyi ve karşılaştırmayı amaçlamıştır. Piezocerrahi grubu, ameliyat sonrası 1. ve 7. günlerde ödem, ekimoz ve ağrı açısından anlamlı derecede daha olumlu sonuçlar ortaya koymuştur. Sonuç olarak yazarlar, rinoplastide lateral osteotomi yapmak için piezocerrahinin güvenli, pratik ve etkili bir yöntem olabileceğini bildirmişlerdir [37].

2.1.6 Piezocerrahi Cihazın Özellikleri

Piezocerrahi cihazlar, kemiği kesmek için kullanılan ultrasonik mikrotitreşimlere dayalı cerrahi aletlerdir. Daha önceki başlıklarda da anlatıldığı gibi piezocerrahi cihazlar, seramik ve kristallerin elektrik akımı altında deforme olduğu piezoelektrik etkiye dayanmakta ve bu etki ultrasonik frekansta titreşimlere neden olmaktadır [39, 40]. Oluşan titreşimler alet ucuna aktarılmakta ve yalnızca mineralleşmiş doku üzerinde etkili olan mekanik bir kesme etkisi oluşmaktadır [40]. Ultrasonik kemik kesme aletinin şematik görünümü Şekil 2.4’de gösterilmektedir [24].



Şekil 2.4: Ultrasonik osteotomi aletinin şematik görünümü [24].

Piezocerrahi aletinin benzersiz özelliği, yumuşak dokulara doğrudan zarar vermekten kaçınarak doku sertliğini tanıma ve sadece mineralize yapılar üzerinde hareket etme kabiliyetidir. Bunun nedeni, uç mineralize olmayan yapılarla temas ettiğinde cerrahi eylemin kesilmesidir. Cihaz, cerrahi alanda "kansız" bir etki ile çok küçük parçacıklara bölünen yüksek akışlı salin solüsyonu sulama sistemi ile donatılmıştır. Ossilasyon frekanslarının dijital modülasyonu ve yüksek akışlı irrigasyon sistemi, osteotomi sırasında kemiğin ısınmasını en aza indirmektedir [8].

Piyasada benzer mekanik parçalara sahip bir dizi piezoelektrik cihaz mevcuttur ve daha yeni versiyonları gelişme aşamasındadır. Tipik olarak cihazlar, amaçlanan prosedürler için önceden ayarlanmış ayarlarla birlikte gelir. Bu ayarlar farklı markalara göre değişebilir ve bu nedenle piezocerrahinin temel eylem prensiplerini bilmek ve deneyimlerinden kendi cihaz tercihlerini oluşturmak klinisyene kalmıştır [26].

Piezocerrahinin kesme özellikleri kemik mineralizasyonunun derecesine, kesici ucun tasarımına, kullanım sırasında el cihazına uygulanan basınca ve kullanım sırasındaki hareketlerin hızına bağlıdır. Ultrasonik titreşimlerin frekansı (Hz), güç seviyesi (W) ve su püskürtme, amaçlanan prosedüre göre ayarlanması gereken üç ayarlanabilir ayardır [25, 26].

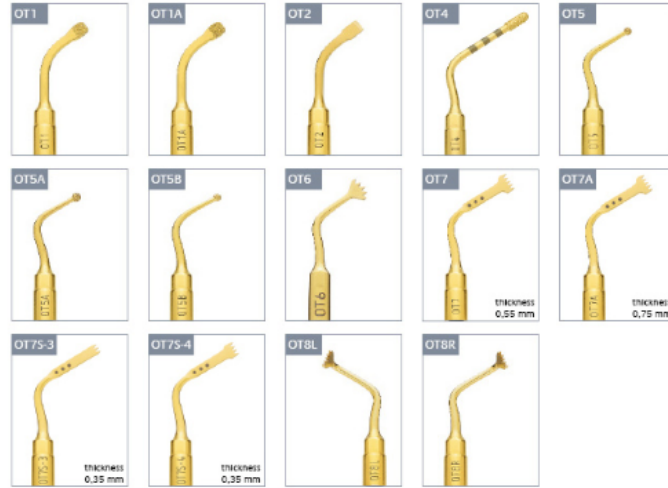
Piezoelektrik cihazların ilk modeli, Vercellotti ve ark. tarafından geliştirilmiştir. Sonrasında genellikle ilk modele atıfta bulunularak "Piezocerrahi" olarak adlandırılmıştır. Piezoelektrik cihazlar tipik olarak bir el aleti, bir taban ünitesi ve ana güç ünitesine bağlı bir ayak pedalından oluşmaktadır. Ayak pedalının, el aletinin ve steril irrigasyon solüsyonunun tutucuları da bu ana üniteye bağlıdır (Şekil 2.5) [25, 39].



Şekil 2.5: Piezoelektrik cihaz ekipmanı [25].

Cihazın en önemli kısmı, başlık ve irrigasyon sıvıları için tutuculara sahip, ana üniteye bağlı piezoelektrik piyasemendir. Ayak pedalı, değiştirilebilir başlık uçlarını etkinleştirir. Titreşim sıklığı ve kesme gücü ile sulama miktarı ayarlanabilir [7]. 0-60 ml/dk. ayarlanabilir akışla uçtan boşalan ve kesme alanındaki tortuyu gideren bir steril solüsyon ile soğutma için peristaltik bir pompa vardır. Cihazın güç ve frekans modülasyonu ayarları, planlanan göreve göre dijital bir ekran ve bir tuş takımı bulunan bir kontrol panelinden seçilebilir [39]. Ünite genellikle 25-29 kHz frekansta kullanır. Güçlendirilmiş modda, bu salınımın dijital modülasyonu, 30 Hz'ye kadar bir frekansta duraklamalarla yüksek frekanslı titreşimlerin bir değişimini üretir [7, 39]. Bu değişim, ucun kemiği etkilemesini engeller ve optimum kesme kapasitesini korurken aşırı ısınmayı önler [39]. El aleti için, *inserts* adı verilen otoklavlanabilir farklı boyutlarda, şekillerde ve malzemede çeşitli uçlar mevcuttur ve yenileri de geliştirilmektedir (Şekil 2.6). Bu uçlar farklı derecelerde titanyum veya elmas ile kaplanabilirler. Uçlara verilebilecek örnekler arasında düz ve yassı şekilde olan bisturi uç, koni sıkıştırıcı şekilde düz ve künt olan sinüs taban yükseltici, kemik toplayıcı, keskin şekilde olan ve osteotomlarda kullanılan testere uç bulunur [7, 39]. Piezoelektrik el aletinde oluşturulan mikrotitreşimler, uçların 60 ile 210 μm arasında hareket etmesine neden olarak el cihazına 5 W'ı aşan bir güç sağlar. Maksillofasiyal operasyonlarda kemiğin kesilebilmesi için en etkili ayar, maksimum irrigasyon ile güçlendirilmiş moddur. El aleti kemiğin üzerinde sıkıca ancak aşırı kuvvet uygulanmadan yönlendirilir. Kesme sesi, kullanılacak kuvvet için akustik geri bildirim olarak kullanılabilir. Operasyonlar

sırasında kemiğin ısınmasını önlemek için irrigasyona dikkat etmek önemlidir. Uzun süreli kesimden sonra, başlık ısınır ve el aletinin soğuması için kısa bir ara verilmesi tavsiye edilir [39]. Derin kemik katmanlarını keserken soğutma sistemi genellikle daha az etkilidir çünkü kemik üzerindeki artan basınç kesme hızını düşürür, bu nedenle kesintili kesme önerilir. Derin osteotomi durumunda, piezocerrahi ve ardından bir osteotomi kullanım kombinasyonu yararlıdır [7].



Şekil 2.6: Farklı tiplerde tasarlanmış osteotomi uçları [25].

Piezocerrahinin kesme verimliliği ile kemik mineralizasyon seviyesi arasında pozitif korelasyon vardır. Kemik mineralizasyonunun derecesi, kemiği etkili bir şekilde kesmek ve cihazın ayarlanması gereken titreşim frekansını (Hz) belirlemek için kullanılır. Düşük mineralli kemikte düşük titreşim frekansı seçilebilirken, yüksek oranda mineralleşmiş kemikte 30 Hz'ye kadar yüksek titreşim frekansı seçilebilir. Ek olarak, duraklamalarla dönüşümlü olarak, yüksek oranda mineralleşmiş kemikte optimum kesim sağlar [26]. Cihazın gücü 5W olarak ayarlanmıştır. Güç ve hassasiyet birbiriyle dolaylı olarak orantılıdır. Dolayısıyla, güç arttıkça, kesin olmayan kesimler üreten daha kalın uçlar gerektirir. Bu nedenle 5W, güç ve hassasiyet arasındaki ideal uzlaşmadır [25].

Kullanım sırasında, uçlar minimum basınçla yüksek hızda sürekli olarak ileri ve geri hareket ettirilmelidir [25]. Cerrahın belirli bir derecede basınç uygulaması gereken geleneksel mikro testereler veya drillerin aksine, piezocerrahi cihazı, hassas bir kesime izin veren yalnızca minimum basınca ihtiyaç duyar. Basınç, aletin ucunun hareketini sınırlayarak ve önemli miktarda ısı üreterek açıkça ters etki yaratır. Kesme

sesi, kullanılacak kuvvet için akustik geri bildirim olarak kullanılabilir. Maksimum basınçta, uç hareket etmeyi bıraktığında ve yalnızca ısı oluştuğunda, bir ses, kemik hasarının yakın olduğu konusunda uyarır, bu nedenle kesme işlemi derhal durdurulmalıdır. Kemiğe temas eden ucun hızı, öteleme hızı kesme gücü üzerinde etkilidir. Piezocerrahi için yüksek düzeyde cerrahi kontrol gereklidir, çünkü kemiği etkili bir şekilde kesmek için gereken güç, bir dril veya salınlı testere için gerekenden çok daha azdır. Bu farklı kemik kesme prensibi, geleneksel osteotomi ve osteoplasti tekniklerinde kullanılanlardan farklı bir alışkanlık gerektirir [7, 17].

Piezocerrahi aleti için çeşitli uygulama biçimleri (modları) mevcuttur. Düşük mod diş hekimliğinde apikal kök kanal tedavisi için kullanışlıdır. Yüksek mod, sivri kemik kenarlarını düzleştirmek için kullanışlıdır. Güçlendirilmiş mod en çok osteoplasti ve osteotomilerde oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılır. Güçlendirilmiş modda, salınım modelinin dijital modülasyonu, 30 Hz'ye kadar frekanslarda duraklamalarla değişen yüksek frekanslı titreşimler üretir; bu, ucun kemiği etkilemesini önler ve böylece optimum kesme kapasitesini korurken aşırı ısınmayı önler [7].

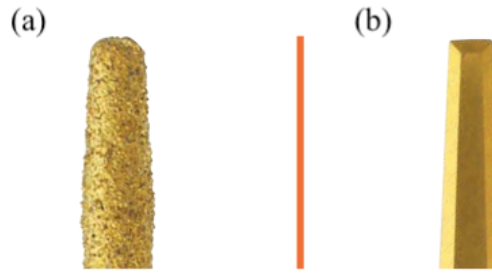
Piezoelektrik cihazın etkisi aşağıdaki noktalarla özetlenebilir:

- Mikrometrik Kesim: Yüksek dokunma duyarlılığı eşliğinde hassas kemik kesimi.
- Seçici Kesme: Bitişik yumuşak dokulara zarar verme riski olmaksızın kemik kesme.
- Asepsis: Steril su.
- Kavitasyon Etkisi: Maksimum intraoperatif görünürlük ve yüksek öngörülebilirlik.
- Minimum cerrahi stres: Mükemmel doku iyileşmesi [41, 42].

Geçtiğimiz yıllarda piezocerrahi cihaz pazarı çok ciddi bir şekilde büyüdü. Üreticiler, yeni cihazların yanı sıra çeşitli tasarım ve kalınlıklara sahip yeni uçları da geliştirdiler [43]. Yine de 2016'da Stacchi ve ark. kemik cerrahisinde farklı ultrasonik cihazları in vitro olarak analiz etmiş ve hiçbirinin hız, hassasiyet ve mikromorfolojik koşulun en iyi özelliklerini birleştirmede sonucuna varmıştır. Çalışmada kullanılan ultrasonik cihazlar farklı firmalara ait, farklı şekillerdeki ve farklı yüzey özelliklerine sahip uçlardır. Çalışmaya dahil edilen uçlar firmalara sunulan koşullar sonucu firmaların seçtiği uçlardır [44].

2.1.6.1 Piezocerrahi Uçları

Bir cerrahi işlemin kesinlik, öngörülebilirlik ve tedavi sonucunun dereceleri her zaman ekipman tasarımına ve kullanılan tekniğe bağlı olmuştur [25]. Son yıllarda da ağız, diş ve çene cerrahisinde yapılan osteotomilerde geleneksel yüksek hızlı frezlere ve geleneksel kemik testerele kıyasla minimum invaziv etki gösteren piezocerrahi uçları sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır [45]. Bu uçlar ihtiyaç ve ameliyatın türüne bağlı olarak, farklı tasarımlar ile kullanılabilmektedir. Örnek olarak düz ve yassı şekilde olan kesici bisturi uç, koni sıkıştırıcı şekilde düz ve küt olan sinüs taban yükseltici, kemik toplayıcı, keskin şekilde olan ve osteotomilerde kullanılan testere uç gibi farklı şekil ve boyutta çeşitli uçlar geliştirilmiştir [5]. Uçların boyutu, şekli ve bunun amacı, gerekli güç seviyesini belirler. Örneğin; yüksek mineralli kemiği kesmek için kullanılan testere şekilli kesici uç, yüksek seviyede güç ile kullanılır [46]. Ayrıca kesici ucun kesme kabiliyetini artırmak ve uçlardaki aşınmayı önlemek için de genellikle elmas veya titanyum nitrür kaplama kullanılmıştır (Şekil 2.7) [5] .



Şekil 2.7: Elmas (a) ve titanyum nitrür (b) kaplama [47].

Kullanım alanına göre çok farklı geometride farklı uçlar tasarlanmıştır. Teorik olarak çok sayıda uygulama alanında kullanımı mümkündür [23].

2.1.6.1.1 Dental Piezocerrahi Uçlar

Periodontal cerrahi

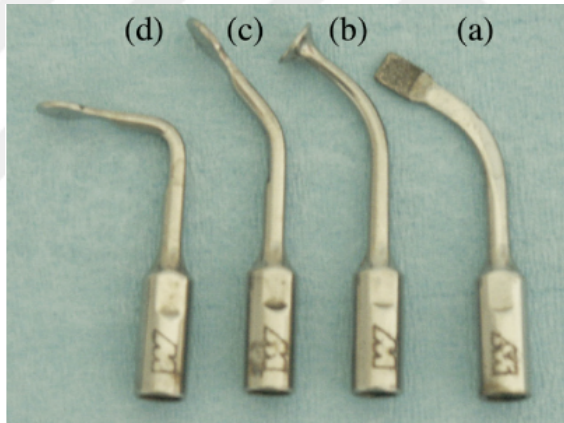
Periodontal cerrahi işlemleri için kullanılan uçlar, geleneksel uçlar ve uçlardaki bozulmayı önlemek için titanyum nitrür ile sertleştirilmiş versiyonlarından oluşabilmektedir. Orta düzeyde bir kesme efekti ve periodontal lezyonların derinlemesine debridmanını elde etmek için daha yüksek frekans ve güçle birleştirilmesi gerekebilir [23].

Diş çekimi

Dişlerin etrafındaki geçiş yerlerini izlememizi sağlayan titanyum nitrür tabakasıyla kaplı bir dizi ince bisturiden oluşabilmektedir. Böylelikle dişlerin atravmatik bir şekilde soketten çıkarılmasına izin vermektedir [23].

Maksiller sinüs tabanı yükseltilmesi

Sinüs lift yani maksiller sinüs tabanı yükseltme işlemi piezocerrahinin kullanımını gerektiren hassas bir cerrahi türüdür. Cerrahi teknik içerisinde maksiller sinüsün ön kemik duvarında bir pencere açılması ve sonrasında sinüs membranının kaldırılması işlemleri yer almaktadır. Bu işlem için tasarlanan uçlar titanyum nitrür ve elmas kaplı uçlardan oluşabilmektedir. Geniş düzleme sahip uç membranı kemik penceresinden kaldırmaya, spatula şekilli uçlar ise membranın kemik ve membran arasından sıyrılarak membran kaldırma işleminin daha kolay gerçekleştirilmesini sağlamaktadır (Şekil 2.8) [23].



Şekil 2.8: Sinüs lift için kullanılan uçlara örnekler. (a) elmas kaplı (sinüse erişim osteotomisi için) (b) membran separatörü (c) (d) 2 ultrasonik spatül [23].

Osteotomi işlemleri

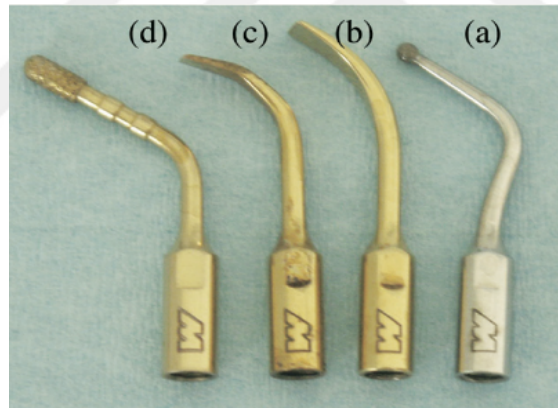
Kemiği kesmek ve kemik parçalarını çıkarmak için gerekli tüm uçlardan oluşmaktadır. Birçoğu kemiği büyük bir güçle kesmek için yeterli sertlik sağlayan titanyum nitrür ile kaplanmıştır. 5 uçlu bir dizi kemik testeresi ve orta frekans titreşimlerinin etkisi altında gerçek mikrometrik salınımlı testereler haline gelebilen geniş bisturilerden oluşabilmektedir (Şekil 2.9). Bunlardan birkaçı da kemikte hazırlanan kavileri genişletmek için elmasla kaplanmıştır [23].



Şekil 2.9: Osteotomi için kullanılan uçlara örnekler. Titanyum nitrür kaplamalı testere uçları [23].

Otojen kemik toplanması, İmplant yeri hazırlığı

Bazı ek uçlar da geliştirilmiştir: örneğin, otojen kemik toplanması için kazıyıcı spatula veya implant yerinin son osteotomisi için silindirik osteotomlar bunlara örnek verilebilir (Şekil 2.10) [23].



Şekil 2.10: Yardımcı kesici uçlara örnekler. (a) ince kesikler için elmas kaplı uç, (b) (c) kemik kazıyıcılar, (d) silindirik osteotom [23].

Piezocerrahi uç tasarımı

Piyasada bir dizi uç mevcuttur ve yenileri geliştirilmektedir. Uçlar boyut, şekil ve malzeme açısından farklılık gösterebilir [26]. Bazı uç tasarımlarının hangi amaç için kullanılabileceği aşağıda genel hatlarıyla anlatılmaktadır.

Keskin Uçlar: Aletlerin keskin kenarı, mineralize doku üzerinde hassas ve etkili bir kesim sağlar. İmplant yeri hazırlama, osteoplasti gibi osteotomi prosedürleri aynı zamanda ince ve iyi tanımlanmış kesi hattı gerektiren diğer cerrahi tekniklerde

kullanılabilmektedir [25]. Şekil 2.11’de yer alan piezocerrahi testere ucu piezocerrahinin keskin uçlarına örnek olarak verilebilmektedir [48].



Şekil 2.11 Ultrasonik kemik kesme ucu [48].

Pürüzsüzleştirici Uçlar: Son kemik şeklini elde etmek için sert doku üzerinde hassas ve kontrollü çalışmayı sağlayan uçlardır, elmas yüzey kaplamaya sahiptirler. Bu uçlar özellikle sinüs penceresi veya sinire erişim gibi zor ve hassas yapıları hazırlamak için yararlıdır [49].

Künt Uçlar: Künt, yuvarlak ve mat kesmeyen uçlara sahiptirler. Bu uçlar ile, greftleme prosedürleri için sinüs zarının atravmatik yükseltilmesinde çok iyi sonuçlar elde edilebilmektedir [26].

Kesici Uç Rengi: Kesici uçların, altın veya çelik ile renk kodu aldığı kitler bulunmaktadır. Titanyum nitrür kaplama kesici uçların uzun ömürlülüğünü artırmakta ve yüzey sertliğini iyileştirmektedir, uca altın sarısı renk vermektedir. Çelik renkli uçlar ise daha çok yumuşak dokuları veya diş kökleri gibi hassas yapıları tedavi etmek için kullanıldığından bahsedilmektedir [50].

2.1.6.1.2 Medikal Piezocerrahi Uçlar

Medikal piezocerrahi uçları genel hatlarıyla kullanım amacına göre dört gruba ayrılabilir. Bunlar osteotomi, osteoplasti, drilleme ve final uçları olarak değerlendirilebilir. Birçoğu paslanmaz çelikten üretilmiştir. Sadece özel olarak final uçlara elmas kaplama uygulanarak kullanıldığı alanda daha hassas ve düzgün kemik yüzeyleri elde edilmek istenmiştir.

Osteotomi uçları

Ulaşılması zor cerrahi alanlarda bile osteotomileri en yüksek güvenlikle gerçekleştirmek için tasarlanmış, kısa ve uzun, kavisli ve açılı, farklı şekil ve boyutlardaki cerrahi uçlardır. Dental piezocerrahi uçlara göre daha uzun ve daha kalın kesici uca sahiptir. Aa nad ve ark. piezocerrahi osteotomi uçlar ile kalvarial greft elde edip orta kranial fossa onarımında kullanmıştır [51]. Grauvogel ve ark. beyin cerrahisi olarak çeşitli patolojiler nedeniyle lezyona yaklaşmak için standart olarak lateral suboksipital kraniotomi uygulamışlardır. İşlemler esnasında çeşitli boylarda ve kalınlıklarda paslanmaz çelikten üretilmiş testere uçları kullanılmıştır [52].

Osteoplasti uçları

Kemik şekillendirme ve kemik toplamak için keskin kenarlı, kavisli ve açılı cerrahi uçlardır. Grauvogel ve ark. anterior servikal diskektomi cerrahisinde spinal kanal ve foramenleri açmak için piezocerrahinin farklı şekil osteotomi uçları ile osteofitleri çıkarmıştır. Prosedür uygulanırken iki farklı piezo cihazı kullanılmıştır. Biri dental piezocerrahi cihazı, diğeri medikal piezocerrahi cihazı. İkisi için de cihaza uyumlu osteotomi uçları kullanılmıştır. İki cihaz arasındaki temel fark piezocerrahi tıbbi cihazındaki daha güçlü seramik halkadır. Dolayısıyla kemik kesmede daha fazla güç uygulanabilmiş ve daha yüksek kemik çıkarma oranı ile sonuçlanmıştır. Piezocerrahi tıbbi cihazı beyin cerrahisi ve ortopedik kullanım için özel olarak üretilmiştir. Piezocerrahi dental cihazı kök modu, kemik modu diye iki farklı mod sağlarken, piezocerrahi tıbbi cihazı titreşim için yedi farklı güç seviyesi ile dört farklı mod (kortikal, düşük süngerimsi, orta süngerimsi ve hassas anatomi) sağlamıştır. Bu çalışmada kullanılan uçlar piezocerrahi medikal osteoplasti uçları ile elmas kaplı final uçlarıdır. Dental piezocerrahi uçlara göre daha yüksek kemik çıkarma oranına sahip olmuşlar ve uç dizaynı sayesinde daha rahat kullanım olanağı sağlamışlardır [53].

Drilleme uçları

Kemik nekrozu riskini en aza indiren çok sıkı toleranslı delikler açmak için kullanılan cerrahi uçlardır.

Final uçları

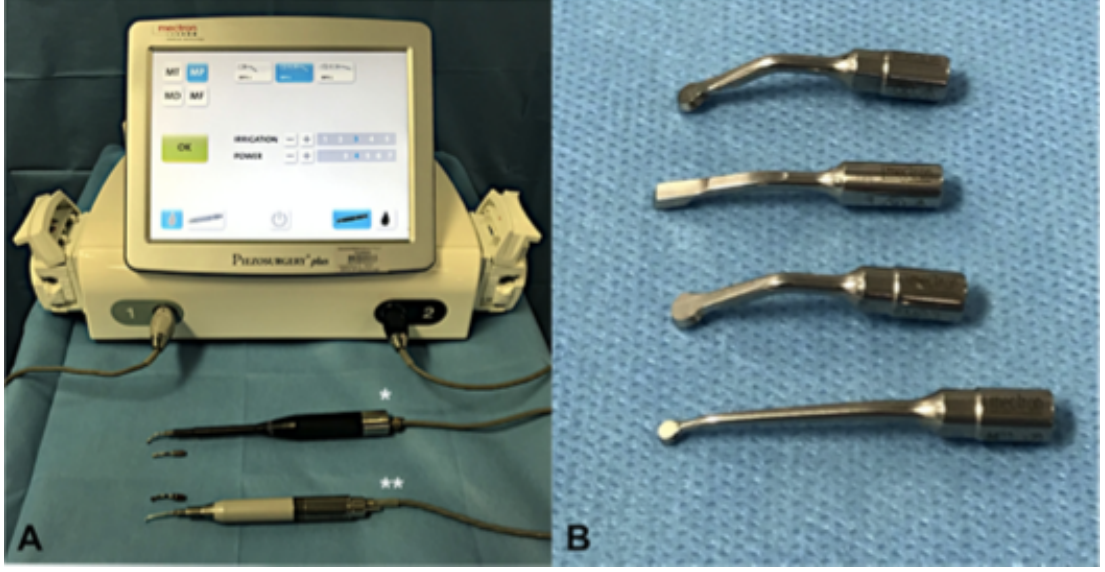
Çok hassas anatomilerde osteotomileri bitirmek için farklı şekil ve boyutlarda, kavisli, açılı ve farklı düzeyde elmas kaplı cerrahi uçlardır. Grauvogel ve ark. beyin cerrahisinde testere bıçağı osteotomi ucu kullanımının yerine osteoplasti uçlarını da

kullandığını ve bununla birlikte final uçlarını kullanırken komşu nörovasküler veya yumuşak doku yapılarının hiçbirinde yaralanma yaşamadıklarını belirtmişlerdir [52].

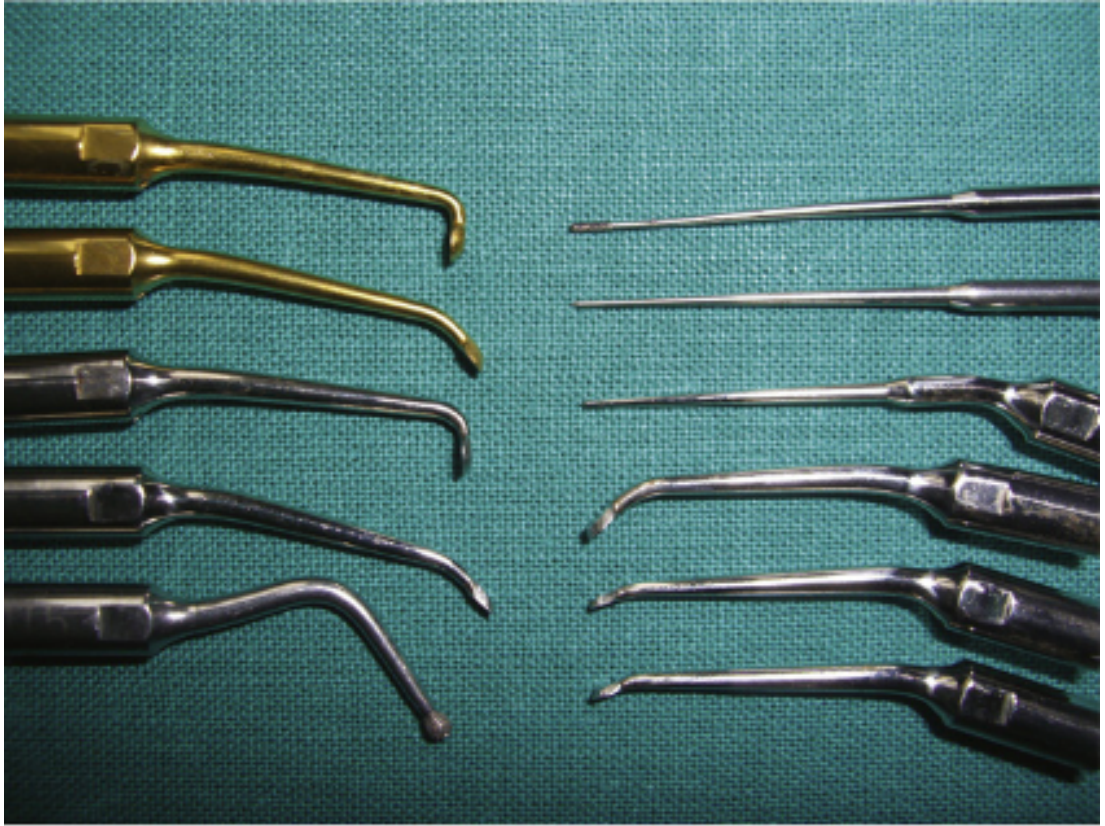
Salami ve ark. otolojik cerrahideki piezocerrahi cihazla ilgili deneyimlerini bildirmişlerdir. Hastalara fasiyal sinir dekompresyonu, orta kulak tümör eksizyonu, mastoidektomi, timpanoplasti, stapedetomi operasyonları uygulanmıştır. Operasyonlar için seçilen uçların kalınlığı ve açısı uygulanan güce, kemik yoğunluğuna ve kullanıldıkları cerrahi tekniklere göre değişmiştir, bazıları çeşitli derecelerde elmasla kaplanmıştır. Stapedotomi işleminde osteoplasti için kemik bisturileri ve elmas kaplı uzun kesici uçlar, fasiyal sinir dekompresyonu ve mastoidektomide osteotomi uçları, orta kulak tümör eksizyonunda da osteoplasti uçları kullanılmıştır [54].

Steiert ve ark. beyin cerrahisinde petroklival tümörlerin çıkarılmasında ve petröz kemiğin kesilmesinde piezocerrahi kullanmıştır. Operasyon esnasında kullandıkları cihaz medikal piezocerrahinin beyin cerrahisi için ürettiği “piezocerrahi plus”tır. Cihazda iki ayrı piyasemen girişi vardır biri piezocerrahi medikal piyasemen diğeri piezocerrahi plus piyasemendir. Piezocerrahi plus başlığın daha uzun boyun kısmı vardır böylelikle ulaşımı daha zor alanlara giriş imkanı sağlamaktadır. Bu cihazlarda her bir kesici uç için optimum çalışma koşulları yazılım tarafından belirlenmiştir. Güç ve sulama ayarı ise ihtiyaca göre belirlenebilmektedir, güç ayarı dental piezocerrahiye göre daha yüksektir. Steiert ve ark. operasyonda kullanmak üzere farklı boylarda osteoplasti uçları seçmiştir (Şekil 2.12) [55].

Salami ve ark. onkolojik nazal cerrahide medikal piezocerrahi kullanmıştır. Kullanım için seçilecek olan uçların genişliği, kalınlığı ve açısı uygulanan güce, kemik yoğunluğuna ve cerrahi tekniğe bağlı olduğunu söylemiştir (Şekil. 2.13) [56].



Şekil 2.12: Beyin cerrahisinde kullanılan piezocerrahi uçlara örnekler [55].



Şekil 2.13: Kulak ve burun cerrahilerinde kullanılan piezocerrahi uçlara örnekler [56].

2.1.7 Piezocerrahi Endikasyonları

Son yıllarda minimal invaziv cerrahi tekniklere duyulan istek, “Piezoelektrik kemik cerrahisi” veya basitçe “piezocerrahi” olarak da adlandırılan ultrasonik kemik cerrahisinin kullanımının artmasına neden olmuştur [57]. Piezocerrahi ultrasonik mikro titreşimlere dayanan, düzgün kemik kesimi sağlayan, yumuşak doku koruyucu bir sistemdir. Bu tekniğin klinik olarak etkilerinin yanısıra deneysel hayvan çalışmaları da histolojik olarak göstermiştir ki yara iyileşmesi ve kemik oluşumu diğer geleneksel kemik kesme yöntemlerine göre daha başarılıdır [7].

Piezocerrahi uygulaması diş hekimliğinin yanında tıbbın birçok alanında kendisine yer bulmuştur [25]. Maksillofasiyal uygulamalara ek olarak otolojik cerrahi, beyin cerrahisi, ortopedi, el ve bilek cerrahisi, rinoplasti, estetik ve rekonstrüktif cerrahi, oftalmoloji, baş ve boyun cerrahisi gibi birçok cerrahi alanda kullanılmaktadır [52, 54, 55, 57].

Otolojik cerrahi

Otolojik cerrahide kemik genellikle manuel veya motorlu aletlerle kesilir. Salami ve ark. genel anestezi altındaki hastalarda piezocerrahi cihazlar kullanılarak çeşitli operasyonlar bildirmiştir; stapedotomi ve stapedektomi, antrotomi, sağlam kanal duvarının klasik mastoidektomisi, posterior timpanotomi, fasiyal sinirin dekompresyonu ve orta kulaktaki glomus tümörünün eksizyonu bunlara örnektir [58]. Her durumda, piezocerrahi cihazı, özellikle kritik anatomik alanlarda hızlı aynı zamanda kolay olan bir intraoperatif yönetim ve hassas kesime izin vermiştir [27].

Beyin Cerrahisi

Nörokranyum üzerindeki operasyonlar durayı zedeleyebilir ve beyin omurilik sıvısı fistülünün gelişmesine neden olabilir [27]. Schaller ve arkadaşları, piezocerrahinin çocuklarda kafa tabanı ve omurgada başarılı bir şekilde kullanıldığını bildirmişlerdir. Tekniğin yumuşak sinir dokusunu koruduğunu, koagülasyon nekrozunu önlediğini, cerrahi alan görüşünü iyileştirdiğini ve daha hassas bir kesi ile başarılı sonuçların elde edildiğini göstermiştir [1]. Makro titreşimler kullanan geleneksel salımlı testereler, merkezde yaptıkları gibi kenarlarda kesme derinliği konusunda aynı kontrolü sağlayamaz. Seçilmiş vakalarda kraniyotomi, orbitotomi ve posterior spinal laminotomi sorunsuz postoperatif iyileşme ile başarılı olmuştur [27]. Kotrikova ve ark. yüksek riskli hastalarda osteotomi sonrası kullanılan piezocerrahinin duranın perforasyonunu önlediğini göstermiştir [27, 34].

Ortopedi

Piezocerrahi kullanılan teknikler, kemik cerrahisinde diğer manuel ve motorlu aletlere kıyasla büyük hassasiyet ve güvenlik ihtiyacına yanıt olarak geliştirilmiştir [59]. Ortopedik cerrahide de, piezocerrahi cihazlar osteotomiler sırasında hassas kesimlere izin vermiştir. Budd ve arkadaşları kemiğin belirli bir açıda kesilebileceğini ancak sistemin derin kesimler için daha az verimli olduğunu bildirmiştir [60].

Russo ve ark. genellikle periodontoloji ile ağız, diş ve çene cerrahisinde kullanılan piezocerrahiye ayak ve ayak bileği patoloji cerrahisinde kullanmışlardır ve piezocerrahinin büyük cerrahi alanlarından küçük cerrahi alanlarda daha etkili olduğunu bildirmiştir [59].

Mosca ve ark. da piezocerrahinin prensiplerini ortopedi alanında uygulamak istediler ve yine en yaygın ayak şekil bozukluklarından olan hallux valgus cerrahilerindeki osteotomide kullandılar. Mosca ve ark. na göre halihazırda var olan piezocerrahi ekipmanın ve özellikle uçların pelvis, femur, hem proksimal hem de distal veya proksimal tibia gibi büyük kemik segmentlerinin osteotomilerini gerçekleştirmek için uygun olmadığını belirtmiştir [61].

Ortopedik kemik cerrahisinde piezocerrahiyle ilgili deneyim eksikliği olduğu için Hoigne ve ark. piezocerrahiye ilk el cerrahisinde kullanmışlardır ve piezocerrahiye metakarpal kemiğin düzeltici osteotomisini gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak kemik iyileşmesini çok iyi bulmuşlar, hastada da herhangi bir nörovasküler rahatsızlık bulgusuna rastlamamışlardır [35].

Rinoplasti

Estetik yüz cerrahisinde osteotomiye birçok yaklaşım vardır. Rinoplastide lateral osteotomi hassas, tekrarlanabilir ve güvenli olmalıdır. Ayrıca ekimoz ve ödem dahil postoperatif komplikasyonları en aza indirmelidir. Kesimler, lateral osteotomi sırasında alttaki kemiğe ve yumuşak dokulara büyük bir kuvvet iletir. Korumasızdırlar, kör olarak kullanılırlar ve genellikle osteotomi hattına dik değildirler. Bu nedenle yumuşak nazal dokuyu yırtabilir ve nazal angular arter gibi ana damarlara zarar verebilir, kanama ve periorbital ekimoz riskini artırabilir [27]. Robiony ve ark. bu komplikasyonları minimize etmek için rinoplasti cerrahisinde lateral osteotomileri piezocerrahi kullanarak yapmıştır. Kullanılan piezocerrahi aletinin jeneratörü çalışma frekansını otomatik olarak ayarlamış, bu özellik piezocerrahi ucun maksimum verimliliğe sahip noktada çalışmasına izin vermiştir. Sistem kullanıcıya ayrıca renkli

bir monitörde uç, titreşim seviyesi, irrigasyon seviyesi, kemik kalitesi parametrelerini seçme şansı tanımıştır. Osteotomiler, kolayca ve güvenli bir şekilde gerçekleştirilmiş, burun kemiklerinde daha düzenli yeşil ağaç kırıkları oluşturulmuştur. Bu düzenlilik, kemik fragmanlarının medial hareketini kolaylaştırmıştır. Piezocerrahi aletinin rinoplastide bir diğer önemli avantajı ise uçlarının inceliğidir. Burun kemiklerinin tam osteotomisini sağladığı için çekiçle ilgili bir vuruşa gerek kalmamıştır. Sonuç olarak, piezocerrahi ile tedavi edilen hastalarda iyi estetik sonuçlar elde edilmiş, ameliyat sonrası burun kanaması, periorbital ekimoz gibi komplikasyonlar gelişmemiştir. Oluşan ödem ise ilk birkaç gün içinde tamamen kaybolmuştur [62].

2.1.7.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliği mesleği, kullanılan cihazlar bakımından son 10 yılda çok ilerleme kaydetmiştir. Ultrasonografi, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi gibi en son tanısal görüntüleme teknikleri, mikrocerrahi, dental implantlar, lazerler, nanoteknoloji ürünleri ve dijital ekipmanlar diş hekimliği uygulamalarında çokça ön plana çıkmıştır. Bu gelişmeler sayesinde ağrısız diş hekimliği dünyası da meydana gelmiştir [63].

Geleneksel araçların sınırlamalarının üstesinden gelmek için araştırmacılar, çevreleyen dokularla uyumlu olarak kemik üzerinde hassas ve seçici bir kesim yapmak amacıyla ultrasonik mikrotitreşim prensibini kullanan gelişmiş terapötik cihazlar geliştirmişlerdir. Ultrasoniklerin bu özelliklerini birleştiren yeni yöntemlerden biri piezocerrahidir. Bu, diş hekimliği alanında tanıtılan sert doku ile ilgili prosedürler için nispeten yeni bir alternatiftir. Piezoelektrik prensiplerine göre çalışan ve ultrasonik titreşimle kesim yapabilen cihazlarla geniş bir kullanım potansiyeline sahiptir. Bu titreşimler, özellikle maksiller sinüs membranı veya bir sinir gibi hassas yapılarla komşu yumuşak dokulara zarar vermeden seçici olarak kemiği kesen titreşimlerdir [25]. Piezocerrahi ilk olarak oral ve maksillofasiyal cerrahide maksiller sinüs membranının perforasyonundan kaçınarak maksiller sinüs cerrahisini basitleştirmeye çalışan Vercellotti ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır [42, 64].

Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide piezocerrahi kullanım alanları:

Dentoalveolar prosedürler

- Diş köklerini ayırma
- Hemiseksiyon, diş kökü amputasyonu
- Periodontal cerrahi

- Apikal rezeksiyon ve endodontik tedaviler

Dental implantoloji

- İmplant soket hazırlığı
- Alveoler kemik genişletilmesi
- Alveoler kemik düzeltilmesi
- Mental ve inferior alveolar sinirin yeniden konumlandırılması

Maksiller sinüs kemik greftleme cerrahileri

- Lateral yaklaşımla kemik pencere hazırlanması
- Sinüs mukozasının atravmatik diseksiyonu
- İnternal sinüs tabanı elevasyonu

Maksillofasiyal kemik cerrahisi

- Otojen greft toplanması
- Alveoler dekortikasyon ve kortikotomi
- Ortognatik cerrahi
- Alveoler distraksiyon
- Kist ve tümör benzeri lezyonların çıkarılması
- Ortodontik mikrocerrahi
- Temporomandibular eklem ankiloz cerrahisi
- Çene rezeksiyonları [6, 26, 64].

Periodontoloji ve endodontik cerrahi

Diş hekimliğinde ultrasonik cerrahi kullanımı, sert diş dokusunu kesmek için yüksek frekanslı ses dalgalarının kullanımına ilişkin 1953'te Catuna'nın ilk raporlarından sonra periodontoloji ve endodontide yerleşmiştir. Ultrasonik salınımlar ayrıca subgingival plağı kaldırmak, kök kanal dolgularını ve kırık aletleri kök kanallarından çıkarmak için de kullanılabilir [27].

Dentoalveoler cerrahi

Piezocerrahinin kullanımı, küçük bir kemiğin veya bir diş parçasının titiz bir şekilde hazırlanmasını gerektiren prosedürlerde avantajlara sahiptir: Örnek olarak, dişin kesilmesi veya önemli bir anatomik yapı ile yakın ilişkisi olan yirmi yaş dişinin kırık bir parçasının çıkarılması verilebilmektedir. Ayrıca piezocerrahi kök yüzeylerinin kazınmasına ve periodontal dokudaki enfekte dokunun çıkarılmasına da izin vermektedir [65].

Kistlerin enükleasyonu

Piezocerrahinin bir diğer uygulama alanı da maksilla ve mandibuladaki kistlerin enükleasyonudur. Piezocerrahinin geleneksel tekniklere göre açık bir avantajı, kisti örten ince kemik laminanın dikkatli bir şekilde çıkarılmasına ve epitel duvarını yırtmadan kistin titizlikle çıkarılmasına izin vermesidir. Böylelikle kistlerin postoperatif rekürrens oranı ve komplikasyonları azalmış olur [26].

Odontojenik tümörlerin rezeksiyonu

Odontojenik tümörlerin rezeksiyonunda piezocerrahi uygulaması, cerrahi sahanın önemli anatomik yapılara yakın olduğunda bu yapıların korunmasına izin vermektedir, piezocerrahinin avantajlarının oldukça göze çarptığı bir uygulamadır [66].

Dental implantoloji

Piezocerrahinin dental implantolojide kapsamlı uygulamaları vardır. İmplant yeri hazırlama, alveoler kret genişletmesi gibi sert doku prosedürlerinde ve sinüs tabanı yükseltmesi gibi yumuşak doku prosedürlerinde kullanılabilmektedir [67].

Yeni bir teknik olarak, implant bölgesi hazırlığı, özel olarak tasarlanmış bir piezocerrahi uç seti ile gerçekleştirilebilmektedir. Piezocerrahi saha hazırlığı, yalnızca bir soket duvarının seçici olarak genişletilmesine izin vermektedir. Bu, Vercellotti tarafından "diferansiyel ultrasonik soket hazırlama" olarak adlandırılmıştır. Piezocerrahi bölge hazırlığı, geleneksel bölge hazırlama teknikleriyle karşılaştırıldığında bir implanta benzer bir primer stabilite ve hayatta kalma oranı sağlamaktadır [26].

Maksiller Sinüs Tabanı Yükseltilmesi

Piezocerrahinin bir başka ağız içi kullanımı sinüs tabanı yükseltilmesi ameliyatıdır. Piezocerrahi bu ameliyatta, lateral yaklaşımla kemikte pencerenin hazırlanması ve sinüs zarının atravmatik diseksiyonunda kullanılmaktadır [6, 26]. Sinüs tabanı yükseltilmesi, ultrasonik osteotomi kullanımının ilk bildirildiği ve kullanımıyla ilgili çoğu raporun yayınlandığı prosedürdür [6]. Geleneksel olarak uygulanan sinüs taban yükseltilmesinin en yaygın intraoperatif komplikasyonu sinüs zarının perforasyonudur [6, 26] . Bu, vakaların %14-56'sında genellikle osteotom kullanımına bağlı olarak ortaya çıkar ve bu durum enfeksiyon gibi postoperatif komplikasyonlara neden olabilir [6]. Birçok çalışma piezocerrahinin sinüs perforasyon oranlarını azaltabileceğini bildirmiştir [26]. Karşılaştırmaz gözlemsel çalışmalarda,

Vercellotti ve ark. 21 kişiden 1 kişide perforasyon oranı bildirmiştir (%4,8), Blus ve ark. çalışmasındaki membranların yalnızca 2'sinde perforasyon oranı bildirmiştir (%3,8) ve Wallace ve ark. tarafından tanımlanan 100 vakalık seride ise hiç perforasyon olmamıştır. Bu düşük oranlar, yumuşak dokuyu kesen frekanslardan daha düşük olan sadece 25-30 kHz'lik ultrason frekanslarının kullanımına atfedilmektedir (yumuşak doku için ~55 kHz frekansları kullanır). Bununla birlikte, Barone ve ark. tarafından yapılan ve rastgele seçilen 26 sinüs tabanı yükseltilmesinde ultrasonik ve döner aletler karşılaştırılmış olup, sinüs membran hasarının ultrasonik osteotom ile yapılan grupta daha fazla ortaya çıktığı görülmüştür fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır [6].

Alveolar kret genişletmesi

Vercellotti, ultrasonik osteotominin tek seansta alveolar kret genişletilmesi ve implant yerleştirilmesine izin verdiğini ve implantların daha önce erişilemeyen yerlere yerleştirilebileceğini bildirilmiştir. Blus ve Szmukler-Moncier, 57 hastada kret genişletme tekniğiyle 228 implant yerleştirip 1,5 yıllık takipte %96,5 başarılı bir osseointegrasyon oranı olduğunu bildirmiştir. Bu yazarlar ultrasonik kret genişletme tekniğinin geleneksel tekniklerden daha hızlı öğrenildiğini belirtmişlerdir [6].

Otojen kemik toplanması

Otojen kemik partikülleri, piezocerrahi kullanımıyla ağız içi kaynaklardan elde edilebilir. Literatürde, bazı yazarlar arasında bu konuda ayrılıklar vardır, osteositler gibi canlı hücrelerin sayısı açısından piezocerrahi kullanımını tercih eden ve geleneksel tekniklerle karşılaştırıldığında daha düşük canlı hücre yüzdesi bulan yazarlar bulunmaktadır [68].

Mandibular ramus blok kemik greftinin alınması

Dental implantoloji ve maksillofasiyal cerrahi işlemlerde mandibular ramus bölgesi otojen kemik grefti olarak sıklıkla tercih edilmektedir. Mandibular kemik bloğu genellikle kemik kalınlığını artırmak amacıyla onlay grefti olarak kullanılmaktadır. Bir piezocerrahi cihazın kullanımının bir ramus greftinin alınmasında belirgin avantajlar sağlayacağı bildirilmiştir. Özellikle kemik grefti toplanması sırasında daha aşağıdaki yatay kemik kesimi için, genellikle görülmesi kolay bir alanda kullanılan standart testere şeklinde bir kesici uç yerine derin alanlarda tercih edilen çift açılı bir kesici ucun kullanılması tavsiye edilmiştir [69].

İliak kemik greft alınması

İliak kemik greftleri, çene rekonstrüksiyonunda, defektlerin giderilmesinde ve protez öncesi cerrahide geniş kemik defektlerinin giderilmesinde sıklıkla tercih edilmektedir. Piezocerrahi kullanımı donör saha ve alıcı sahanın iliak greftleme prosedürlerinde, greftlerin iyi adaptasyonunun sağlanmasına yardımcı olmaktadır [70].

Inferior Alveolar Sinir (IAN) konumlandırması

Ultrasonik osteotomi IAN'ı yeniden konumlandırmak için ilk kez Bovi tarafından 2005 yılında kullanılmıştır. Bu vaka raporunda daha iyi cerrahi yaklaşım, daha düşük sinir hasar riski ve apikokoronal enstrüman eğimi kullanılarak daha küçük bir pencere ile mental sinirin geriliminin azaltılmasının mümkün olabileceği belirtilmiştir [6, 71]. Bu yöntemin geleneksel aletlerle uygulanması imkansızdır. Daha sonraki piezocerrahi kullanılarak hazırlanan vaka serilerinde, IAN lateralizasyonu ve transpozisyonu ultrasonik osteotominin en önemli endikasyonlarından biri olarak adlandırılmış ve uygulanan osteotomi çevre dokulara minimum düzeyde zararlı bulunmuştur [72-74].

Ortognatik cerrahi

Piezocerrahinin ortognatik cerrahide uygulanması oral ve maksillofasiyal cerrahlar arasında çok popülerdir. Sagital split ramus osteotomileri, Le Fort I osteotomileri, cerrahi yardımlı hızlı maksiller genişletme (SARME) ve minör mikrocerrahi prosedürleri için sıkça kullanılmaktadır [7, 26]. Kraniyo ve maksillofasiyal cerrahide kemik, sinir ve kan damarlarının yakın ilişkisi, piezocerrahi cihazların kullanımıyla komşu dokulardaki travma tehlikesini en aza indirmiştir [21].

SARME operasyonunda, iki santral diş arasından bir osteotomi yapılır. Bu osteotomi için ince, açılı ve keskin bir piezocerrahi testere uç kullanılır. Bu sayede dişlerin hem yapısı hem de vitalitesi korunarak, çevre dokularda oluşabilecek termal hasarın önüne geçilmiş olur. Piezocerrahi, aynı zamanda Le Fort I ve SARME operasyonlarında descending palatin artere önemli bir hasar verme riski olmaksızın pterygomaksiller bileşkenin net ve güvenli bir şekilde ayrılmasını kolaylaştırmaktadır. Piezocerrahinin bilateral sagital split ramus osteotomisinde (BSSO) ise temel avantajı inferior alveolar sinirin geleneksel yöntemlere göre daha iyi korunmasıdır [7].

Ortognatik cerrahide piezocerrahi cihazların kullanımı ile ilgili olarak; Pagotto ve ark. ortognatik ameliyatların komplikasyon sıklığını araştırmışlardır. Sonuç olarak

da piezocerrahinin geleneksel tekniklere göre intraoperatif kan kaybı ve postoperatif sinir hasarı açısından komplikasyon oranlarını ciddi şekilde azalttığını göstermiştir [64].

Silva ve ark. piezocerrahi ile geleneksel testere kullanılarak mandibulaya yönelik yapılan sagittal split osteotomileri karşılaştırmıştır. 6 aylık takipten sonra nörosensör bozukluk açısından piezocerrahi lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur [75].

Landes ve ark. ortognatik cerrahide piezocerrahi uygulanan 90 hasta üzerinde geniş bir çalışma yapmıştır. Çalışma, Le Fort I osteotomilerinde geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında ameliyat süresinin aynı kaldığı ve kaybedilen kan miktarının azaldığı sonucuna varmıştır. Ayrıca piezocerrahi uçlarının istenen tüm pozisyonlara ulaşamadığını özellikle nazal septum ile lateral dorsal nazal kavitenin ve bazı durumlarda pterigomaksiller bileşkenin son ayrılması için ek osteotom kullanılması gerektiğini gözlemlemişlerdir [76].

Geha ve ark. piezocerrahi tekniği ile gerçekleştirilen 20 bilateral mandibular sagittal split operasyonda IAN bütünlüğünün korunduğuna ve 2 ay içinde nörosensör fonksiyonun %75-%80 iyileştiğini bildirmiştir [77].

2.1.8 Piezocerrahinin Kontrendikasyonları

Piezocerrahinin kesin bir kontrendikasyonu yoktur. Sayılabilecek kontrendikasyonlarından biri hasta veya operasyonu gerçekleştiren cerrahın elektrikli kalp piline sahip olmasıdır. Aynı zamanda yaş faktörü de, herhangi bir ameliyat için göreceli bir kontrendikasyondur [17, 50].

2.1.9 Piezocerrahinin Avantajları

Piezocerrahinin bazı avantajları şunlardır:

- Hassas ve seçici kesim yapması yani yumuşak veya sert dokuları tanımlama yeteneği dolayısıyla sert dokuları keserken komşu yumuşak dokuya zarar vermemesi
- Beyin, dura mater, palatal mukoza, maksiller sinüs membranı ve inferior alveolar sinir gibi önemli anatomik yapıların korunması
- Etkili ve daha hızlı yara iyileşmesi. Canlı osteositlere herhangi bir zarar verilmez, kemik morfogenetik protein salınımını indükler, böylelikle iyileşme daha erken gerçekleşir.
- Daha az invaziv ve dolayısıyla daha az postoperatif ağrı

- Steril su ortamı sayesinde asepsinin korunması
- Daha iyi dokunsal hassasiyet ve öznel titreşim hissi
- Basınçlı yıkama ve kavitasyon etkisiyle cerrahi alanda mükemmel görüş
- Kavitasyon etkisi ile hemostazın sağlanması
- İşlem sırasında oluşan az gürültü
- Amfizem riskinin olmaması
- Travmatik stresin az olması
- Dar ve karmaşık ameliyat alanlarında kolay kullanım, çok çeşitli açılara sahip uçları sayesinde, görülmesi ve ulaşılması zor alanlarda rahatlıkla kullanılabilmesi
- Makro vibrasyonların olmaması nedeniyle lokal anestezi altında yapılan ameliyatlarda hastaların kendilerini rahat hissetmesi ve hasta uyumunun artması [6, 25, 26, 45].

2.1.10 Piezocerrahinin Dezavantajları

Piezocerrahinin bazı dezavantajları şunlardır:

- Piezocerrahi uygulaması ile cerrahi işlemin süresinin daha uzun olması, geleneksel osteotomiye kıyasla yavaş kesme hızı veya eşdeğer olarak zayıf etkinliğidir. Klinisyen deneyim kazandıkça kesme süresi azalmaya eğilimli olsa da bu yavaşlık kısmen soğumaya izin vermek için duraklatma ihtiyacına da bağlıdır,
- Piezocerrahi ile deneyim kazanmak için klinisyenlere daha fazla uygulama süresinin gerekmesi,
- Derin kesimler için piezocerrahi ile yapılan ilk kesimin ardından manuel bir osteotom kullanım ihtiyacının doğması,
- Kesici ve özel uçlarının kullanımına bağlı uçlarda oluşan yorgunluk dolayısıyla uçların sık kırılması,
- Yüksek maliyet, piezocerrahi ekipmanın mekanik osteotomlardan daha pahalı olması,
- Kalp pili olan hastalarda kullanılmasının tavsiye edilmemesi [6, 26, 45, 78].

2.2 PİEZOCERRAHİ TESTERE UÇLARINA UYGULANAN ÇEŞİTLİ YÜZEY KAPLAMA MATERYALLERİ

Kaplama işlemi; bir malzemenin diğer bir malzeme üzerine, uygulandığı yüzeyin, mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla istenilen kalınlıkta bir tabaka biriktirilmesi olarak tanımlanabilir [79].

İnce yüzey kaplamaların aşınma, sürtünme ve biyolojik özellikleri tıp alanında gittikçe artan bir ilgi uyandırmıştır. Endüstri alanında yaygın olan bu kaplamaların diş hekimliğinde kullanımına ilişkin sınırlı sayıda çalışma vardır [79] .

Geleneksel olarak, sert kaplamalar terimi, mekanik anlamda iyi tribolojik özelliklere ve yüksek sertliğe sahip yapılara karşılık gelmektedir. Modern teknolojinin optik, optoelektronik ve diğer alanlarda gelişmesi ile birlikte, sert kaplama tanımı daha da geniş bir kapsamda değerlendirilebilmektedir. Bu nedenle, belli bir ortamda tatmin edici şekilde etkinlik gösteren bir sistem, bu ortama göre “sert” olarak tanımlanabilmektedir [80]. Sert kaplamaların çoğu, oksitler, karbürler, nitrürler ve elmas gibi yarı kararlı malzeme ile olan bileşiklerdir [81].

Tablo 2.1: Sert ve yumuşak kaplamaların sınıflandırılması [82].

<i>Sert kaplamalar</i>	<i>Yumuşak kaplamalar</i>
Karbürler (TiC, WC, CrC, B ₄ C ve SiC gibi)	Yumuşak metaller (Ag, Pb, Au, In, Sn, Ni, Cu)
Nitrürler (TiN, CrN, ZrN, c-BN gibi)	Lamelli katılar (MoS ₂ , WS ₂ , Grafit, H ₃ BO ₃ , h-BN, GaS, GaSe)
Oksitler (Al ₂ O ₃ , Cr ₂ O ₃ , TiO ₂ , ZnO, CdO, Cs ₂ O, PbO, Boritler (TiB ₂ , ZrB ₂ gibi)	Polimerler (PTFE, PE, Polimit, Polimerik DLC)
Elmas ve DLC (elmas benzeri karbon) (a-C, ta-C, a-C:H, ta-C:H, CN _x , a-C:X (:H), (nc-elmas)	Halojen sülfatlar, sülfürler (CaF ₂ , BaF ₂ , PbS, CaSO ₄ , BaSO ₄)

*X: Bir metal

Son zamanlarda tıbbi cihazlar ve cerrahi aletler için kayganlık, biyoyumluluk, sertlik ve antimikrobiyal etki gibi önemli fonksiyonel özellikleri geliştirmek için çeşitli yüzey kaplama teknolojileri uygulanmıştır. Paslanmaz çelikler, makul derecede iyi mekanik özelliklerinin yanı sıra iyi korozyon direnci nedeniyle tıbbi aletler için hala iyi bilinen malzemelerdir. Gelişmiş biyomateryallerin, mükemmel yorgunluk ve gerilme mukavemeti, üstün korozyon ve aşınma direnci, iyi sertlik ve etkili bir biyoyum gibi birkaç gerekli özelliğe sahip olması gerekmektedir [83]. Özellikle içlerinde çekici hale gelen nitrürler, karbürler ve elmas benzeri karbon (DLC) kaplamaları cerrahi malzemeler ve diş hekimliği aletleri gibi birçok endüstride çok sayıda uygulama alanı bulmuştur [81, 84]. Bunun nedeni, bu malzemelerin son derece yüksek sertlik, yüksek yoğunluk, yüksek erime sıcaklığı, iyi aşınma direnci, düşük sürtünme katsayısı, kimyasal eylemsizlik ve yüksek korozyon direnci gibi özelliklere sahip olmalarıdır [84].

2.2.1 Titanyum Nitrür (TiN)

Titanyum nitrür (TiN) kaplamalar, altındaki materyalin yüzey özelliklerini iyileştirmek için birçok endüstriyel alanda kullanılmaktadır. Birkaç mikron kalınlığındaki bu katman, yüzeyi çizilmez hale getirir ve kimyasal olarak stabil olması en büyük özelliklerinden birisidir. Yüksek sertliği, düşük sürtünme katsayısı ve aşınmaya karşı direnci sayesinde drill ve kesici aletlerin kullanımı için uygun bir tercih olmaktadır. Altın sarısı bir renge sahip olması da göze hoş gelmekte ve dekoratif amaçlı süs eşyaların kaplamasında kullanılabilir [85].

Fiziksel buhar biriktirme (PVD) yöntemi, çeşitli ince tabakalı filmlerle substratları kaplayabilen bir yüzey modifikasyon tekniğidir. Bu prosedür, diş hekimliğine ait aletlerin TiN ile kaplanmasında başarılı bir şekilde uygulanmaktadır [86]. Farklı kaplamalar arasında TiN kaplamalar, korozyona ve erozyona karşı mükemmel dirençleri, yüksek sertlikleri, toksik olmamaları ve substratlarla güçlü bağlanmaları nedeniyle biyomedikal uygulamalar için kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Bu özelliklerinin yanı sıra TiN'in mükemmel biyouyumluluğu, aşınma direnci ve ıslanabilirliği de gösterilmiştir [87].

TiN'in kaplama olarak esas kullanım amacı, kaplandığı materyali TiN özellikleriyle güçlendirmektir. Tıptaki kullanım alanları, yüksek kan tolerans özellikleri sebebiyle kardiyolojide kalp yetmezliği olan hastaların ventriküler destek cihazları ve kalp pili elektrotları, nörolojide omurilik yaralanmasının tedavisi için kullanılan elektrotlar, mükemmel biyolojik özellikleri nedeniyle de diş hekimliğinde kullanılan dental implantlardır [88]. Aynı zamanda ortopedide kemikleri sabit tutmak ve rekonstrüksiyonunu mümkün kılmak için kullanılan protez, plak, tel gibi materyallerde de TiN kaplama kullanılabilir [5, 89].

Bununla birlikte, TiN kaplamalarla ilgili çalışmaların çoğu, kesme veya şekillendirme aletleri gibi biyomedikal olmayan uygulamalar için mekanik ve aşınma özelliklerine odaklanmıştır. Bazı çalışmalar TiN kaplamaların biyouyumluluk ve aşınma özelliklerini bildirirken, bu kaplamalar standart PVD teknikleri kullanılarak hazırlanmıştır. Ayrıca, önceki raporlar ya aşınma özelliklerine ya biyouyumluluğa ya da bazıları sadece korozyona odaklanmıştır. Hiçbiri biyomedikal uygulamalar için bu kaplamaların tüm önemli özellikleri hakkında bilgi sağlamamıştır [87].

Yukarıdaki başlıklarda bahsedildiği gibi piezocerrahi tekniğinde aşırı ısınmayı önlemek için su soğutucu altında ultrasonik frekansta hareket eden farklı şekil ve

boyutlarda uçlar kullanır. Bu kesici uçlarda, uç sertliğini arttırmak ve kesme kabiliyetini geliştirmek için genellikle elmas veya TiN kaplama kullanılır [5, 90]. Kemik cerrahisi için geleneksel döner aletlerin ve drillerin kesme verimliliğinin malzeme aşınmasına bağlı olduğu iyi bilinmektedir. Bir drilin tekrar tekrar kullanılması, mekanik ve termal yük nedeniyle kesici kenarların aşınmasına neden olmaktadır. TiN kaplamanın geleneksel döner aletler üzerindeki performansı iyi belgelenmiş olsa da, piezocerrahi uçların kaplama stabilitesi hakkında çok az şey bilinmektedir [90].

Piezocerrahi uçlarıyla ilgili yapılan bir in vitro çalışmada, implant hazırlığında kullanılan uçlar tekrar şeklinde kontrollü bir kesme ve sterilizasyon döngüsüne tabi tutulmuştur. Süreç sonunda yazarlar TiN kaplamanın bozunmasının piezocerrahi kesici uçların kalitesiyle bağlantılı olduğunu ve özellikle kalitesiz bir kaplamanın kesme işlemini olumsuz olarak etkileyeceğini bildirmişlerdir [5].

2.2.1.1 TiN Kaplamanın Diş Hekimliğinde Kullanımı

Diş hekimliğinde TiN kullanımı genellikle diş hekimliği el aletleri ve malzemelerinde yer almaktadır [91]. Özellikle titanyumun mükemmel biyolojik özellikleri ve “altın rengin” estetik yönü nedeniyle TiN kaplamaların olanakları birçok çalışma alanında değerlendirilmiş ve değerlendirilmeye de devam etmektedir [85].

Mezger ve ark. TiN kaplamanın ağız içerisindeki farklı döküm alaşımlarından kaynaklanan elektrogalvanik korozyonun ortadan kaldırılması için hassas bağlantılı hareketli bölümlü protezler, teleskopik kuronlar ve lehim bağlantıları için sıkça kullanıldığından bahsetmektedir [85]. Mansoor ve ark. ise TiN kaplamanın ağız içi ortamda iyi bir korozyon davranışı gösterebileceğinden dolayı sabit diş protezi gibi tıbbi malzemelerde kullanımını uygun bulmuştur [92].

Huang ve ark. titanyum implantlar üzerinde TiN kaplama uygulamasının korozyon direncini artırıp, biyouyumlu olabileceğini bildirmiştir [93]. Shi ve ark. ise hidrotermal işlem ile uygulanan TiN kaplamanın iyi aşınma direnci ve fibroblast afinitesi ile umut verici bir implant kaplaması olarak kullanılabileceğini dile getirmiştir [94].

Sugisawa ve ark. TiN kaplamayı ortodontik tellerde kullanmış ve ortodontik telin korozyon direncini, çekme mukavemetini ve sertliğini artırdığını belirtmiştir [95].

Al jabbari ve ark. endodontik eğelerin TiN kaplamalı kullanımını araştırmış ve TiN kaplı nikel titanyum eğelerin kesme veya temizleme kabiliyeti, aşınma direnci, yorulma ömrü ve şekillendirme kabiliyeti ačíısından geleneksel eğelere göre daha iyi olduğunu bildirmiştir [96].

Koo ve ark. ise implant yuvası hazırlığında kullanılan drilleri TiN ile kaplamış ve osteotomi sonucu kemikte oluşan sıcaklık değişimlerini incelemiştir. Sonuç olarak da kemikteki sıcaklık değişiminde yıkamanın daha önemli olduğu sonucuna varmıştır [97].

2.2.2 Elmas Benzeri Karbon (DLC)

Elmas benzeri karbon (DLC), farklı türlerde karbon bazlı malzemelerden oluşan amorf bir filmdir [45, 98, 99]. Filmler çok çeşitli yapı, kompozisyon ve dikkat çekici mekanik, optik, elektriksel, kimyasal ve tribolojik özellikler sergiler. Film yapısı ve özellikleri, H içeriği ve iki sp² (grafit benzeri) ve sp³ (elmas benzeri) karbon hibridizasyonunun nispi oranı ile belirlenir [98].

Plazma destekli kimyasal buhar biriktirme (PECVD), DLC dahil olmak üzere amorf hidrojene karbon ince filmler üretmek için kullanılan yaygın bir laboratuvar tekniğidir. PECVD biriktirme parametrelerinin kontrolü, sp² / sp³ oranını, hidrojen içeriğini ve sp² sitelerinin kümelenmesini etkiler, bu da polimerden elmasa kadar değişebilen film özelliklerine yol açar. Substrat işlemi ve ara katmanlar filmin yapışması, bütünlüğu, aşınma ve korozyon özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir; Film içine N, O, F, Ar ve Si gibi türlerin dahil edilmesinin, yüzey enerjisi, topografya, kusur yoğunluğu, difüzyon bariyer etkinliği ve biyomedikal uyumluluk dahil olmak üzere kaplama özelliklerini etkilediği gösterilmiştir [100].

Elmas benzeri karbon (DLC) kaplamalar pek çok endüstriyel uygulamada uygulanmıştır çünkü bunlar düşük sürtünme katsayısı, doğal elmas gibi üstün yüksek sertlik, yüksek kimyasal stabilite, yüksek aşınma direnci ve iyi biyouyumluluk gibi mükemmel özelliklere sahip ince bir filmdir [45, 99, 101, 102]. Özellikle düşük sürtünme katsayısı özelliği, DLC filmi mühendislik uygulamalarına uygun hale getirmiştir [45, 99].

elik yüzeyler üzerindeki DLC filmler, matkaplar, yataklar, dişliler, kalıplar, zımbalar, tıbbi implantlar, contalar gibi mevcut ve potansiyel ticari önemi yüksek aletler nedeniyle büyük ilgi görmüştür. DLC filmlerin kalınlığı, bu uygulamalarda

dikkate alınması gereken önemli bir parametredir. Kaplanmış yüzeyin sürekli aşınması, aşınma penetrasyonunu önlemek için mümkün olduğu kadar kalın bir film oluşturma eğilimindedir [102]. Elmas benzeri karbon (DLC) biyouyumluluk göstermiş ve kardiyovasküler stentler gibi biyomedikal implantlar, kalp kapakçıkları ve ortopedik cihazlar dahil olmak üzere bir çok materyalde difüzyon bariyeri olarak etkili olduğu gösterilmiştir. Alt yapının aşınmasını ve biyolojik dokuya sızmasını önlemek için bariyer özelliklerine ek olarak, kaplamanın hasar direnci, normal çalışma ve temizlik prosedürlerinden kaynaklanan yıpranma ve aşınmaya karşı direnci de klinik ortamda önemlidir. Nispeten düşük yüzey sürtünmesi, biyofilm yapışmasını azaltabilir ve ameliyat sonrası temizlik rejiminin etkinliğini artırabilir [100]. Kaplama başarısızlığının bazı olası nedenleri, yumuşak alt tabakaların uygulanan yüksek yükler altında plastik deformasyonu veya ara yüzün yüksek artık gerilmeleri nedeniyle metalik alt tabakalar üzerindeki zayıf yapışmadır [103]. Aslında, ucuz ve kolayca elde edilebilir malzemeler olsalardı, şüphesiz geniş bir uygulama yelpazesi içinde bulunurlardı. Olağanüstü mekanik ve tribolojik özelliklerinin yanı sıra, bu süper sert malzemelerin çoğu geniş optik şeffaflık, yüksek kırılma indisi, geniş bant aralığı, düşük veya negatif elektron afinitesi, derin UV'den görünürden uzak kızılötesine kadar ışığa şeffaflık, mükemmel termal iletkenlik ve son derece düşük termal genleşme katsayısına sahiptir. Kısaca, bu istisnai nitelikler elmas, DLC ve diğer ilgili malzemeleri tribolojiye ek olarak çok sayıda endüstriyel uygulama için ideal hale getirmiştir [98].

2.2.2.1 DLC Kaplamanın Diş Hekimliğinde Kullanımı

DLC filmlerinin birçok olumlu özelliği arasında diş hekimliği için en değerli olanı titanyum ve paslanmaz çeliğe benzer biyouyumluluğudur [104]. Literatürde DLC kaplamanın diş hekimliğinde kullanımına dair birçok çalışma vardır.

Kim ve ark. protetik alt yapıda vida gevşemesini engellemek için vidaları DLC ile kaplamış ve vida gevşemesindeki sürtünme ve aşınma faktörlerini değerlendirmiştir [104]. Cardoso ve ark. da implant abutment ara yüzünü DLC ile kaplayarak bu arayüzde oluşan bakteri sızıntısını azaltmak istemiştir [105].

Er ve ark. dental implant drillerini DLC ile kaplamış ve implant drillerini sert ve dayanıklı malzemeler ile kaplayarak kemikte daha az ısınma oluşturan, kullanım ömrü uzun ve aşınmaya dirençli driller elde etmek istemiştir [106]. Benzer şekilde

Bernabeu-Mira da implant drillerini DLC ile kaplamış ve drillerin malzemesine, tasarımına ve aşınmasına göre ortalama termal değişimlerini karşılaştırmıştır [107].

De Maetzu ve ark. erken protetik yüklemeye izin verecek yeterli kemik miktarının sağlanacağı süreyi kısaltmak için implant yüzeyinde DLC kaplamayı kullanmıştır [108]. Roy ve ark.nın bildirdiğine göre de hidrojenize amorf karbon kaplamalar dental implantlar için araştırma konusu olmuştur [109].

Kobayashi ve ark. elmas benzeri karbon ile kaplanan nikel titanyum tel kullanımının nikelin tel yüzeyinden difüzyonunu ve salınımını engelleyerek, nikel salınımı nedeniyle oluşabilecek sitotoksiteyi önlediğini, koroziv ortama karşı korozyon direncini arttırarak biyouyumluluğu artırdığını saptamışlardır [110]. DLC kaplamaların ortodontideki temel kullanımı, düşük yüzey pürüzlülüğü ve düşük sürtünme katsayısı özellikleri ile ortodontik tel ve braket arasında meydana gelen sürtünmeyi azaltıcı etkisinin araştırılması amacıyla olmuştur. Bu amaçla yapılan çalışmalarda DLC kaplamanın ortodontik malzeme üzerindeki varlığının sürtünme katsayısını düşürücü etkisi saptanmıştır [111, 112].

Silva ve ark. rekonstruktif TME protez materyalleri üzerinde DLC kaplaması uygulamış ve TME protezine ihtiyaç duyan genç hasta sayısındaki artışa bağlı olarak daha işlevsel daha uzun ömürlü protezler sunmak istemişlerdir. Yazarlar yüksek yapışma özelliğine sahip, yeterli tribolojik özellikler sunan, korozyona karşı yüksek direnç gösteren kaliteli bir filmin TME protezinde kaplama malzemesi olarak kullanılabileceğini düşünmüşlerdir [113].

2.3 BUHAR BİRİKTİRME TEKNOLOJİSİ

Bu bölüm, sert ve aşınmaya dirençli kaplamaları çeşitli alt tabakalar üzerine yerleştirmek için kullanılan buhar biriktirme teknolojilerini ele almaktadır [81].

Buhar biriktirme işlemleri temel olarak iki türe ayrılmaktadır: Bunlar (1) fiziksel buhar biriktirme (PVD) ve (2) kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemleridir. Fiziksel buhar biriktirme işlemleri malzeme buharlarının oluşturulmasını (buharlaştırma, püskürtme veya lazerle ablasyon yoluyla) ve ardından filmi oluşturmak için bir substrat üzerinde yoğunlaşmasını içerir. Kimyasal buhar biriktirme işlemleri ise genellikle, kimyasal reaksiyonların bir sonucu olarak ısıtılmış bir substrat üzerine buhar fazından katı bir materyalin çökeltilmesi olarak tanımlanmıştır [81].

Çeşitli buhar biriktirme süreçlerini daha net belirtebilmek için Şekil 2.14’de gösterilen üç adım ile süreçlerin bir modellenmesi yer almaktadır [114].



Şekil 2.14: Kaplama biriktirmede 3 adım.

Adım 1- Buhar Fazı Türünün Oluşturulması: Malzeme, buharlaştırma, püskürtme, lazerle ablasyon, gazlar, buharlar vb. ile buhar fazına geçirilebilir.

Adım 2- Kaynaktan Substrata Taşıma: Buhar türleri, atomlar ve moleküller arasında çarpışmalar olsun veya olmasın kaynaktan substrata taşınır. Taşıma sırasında, bu boşlukta bir plazma oluşturularak bazı buhar türleri iyonize edilebilir.

Adım 3- Substrat Üzerinde Film Büyümesi: Bu süreç, buhar türlerinin substrat üzerinde yoğunlaşmasını ardından çekirdeklenme ve büyüme süreçleriyle filmin oluşumunu içerir. Çekirdeklenme ve büyüme süreçleri, büyüyen filmin iyonik türler tarafından bombardımanından güçlü bir şekilde etkilenir ve bu da mikroyapı, bileşim, safsızlık ve kalan strese bir değişikliğe neden olur [114].

2.3.1 Fiziksel Buhar Biriktirme Yöntemi (PVD)

Temel PVD süreçleri (1) püskürtme ve (2) buharlaştırma diye iki genel kategoriye ayrılmaktadır. PVD tekniklerinin uygulanması dekoratiften yüksek sıcaklıklı süper iletken filmlere kadar çok çeşitli uygulama alanlarında kullanılabilir. Kaplamanın kalınlığı angstromdan milimetreye kadar değişebilir. Elektron ışını ile ısıtılan kaynakların ortaya çıkmasıyla çok yüksek birikme

hızları (25 µm/sn) elde edilmiştir. PVD teknolojileri kullanılarak çok sayıda inorganik malzemeyle birlikte (metaller, alaşımlar, bileşikler ve karışımlar) bazı organik malzemeler de biriktirilebilmektedir [81].

Buharlaştırma ve püskürtme terimleri, yoğunlaştırılmış bir türün buhar fazına transfer edildiği mekanizmalara atıfta bulunmaktadır. Büyüyen filmin, bitişik plazmadan enerjik ürünler (iyonlar ve enerjik nötr atomlar) tarafından bombardımanı çok önemlidir. Bu nedenle, plazma üretim yöntemi ve iyon enerjileri, biriken filmin yapısı ve özellikleri için çok önemlidir [81].

PVD yöntemi, diğer tekniklere kıyasla bazı avantajlara sahip oldukları için yüzey kaplama teknolojisinde önemli bir yere sahiptir. Bu özellikler şu şekilde sıralanabilir.

1. Kaplamalar mükemmel derecede yapışma özelliğine sahiptirler.
2. PVD teknolojisiyle sadece yüzey kaplamaları değil, sac, boru, folyo vb. farklı geometriye sahip malzemeler de taban malzeme üzerinde biriktirilebilir.
3. PVD teknolojisiyle teorik olarak tüm metal, alaşım, seramik ve polimer kaplamaları elde etmek mümkündür. Yani hemen hemen her kaplama, her taban malzeme üzerine biriktirilebilir.
4. Yüksek hızda üretim yapılabilir.
5. Kaplama sonrası yüzey pürüzlülüğü, taban malzemenin yüzey pürüzlülüğüyle yaklaşık olarak aynı olduğu için, kaplama sonrası zımparalama ve parlatma gibi yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulmaz.
6. Kontrollü vakum ortamı ve saf kaynak malzemelerinin kullanılması nedeniyle yüksek saflıkta birikimler elde edilir.
7. PVD işlemlerinin hiçbirinde, çevre problemlerine yol açan zehirli atıklar oluşmaz [115, 116].

2.3.2 Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi (CVD)

Kimyasal buhar biriktirme (CVD) işlemleri, amorf katmanlardan yüksek derecede mükemmellik ve saflığa sahip kristal katmanlara kadar geniş bir yelpazeyi kapsayan çok çeşitli element ve bileşiklerin biriktirilmesini sağlayan bir kaplama yöntemidir. Çok yönlülüklerinden dolayı birçok endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır [81].

Kimyasal buhar biriktirme yöntemi, gaz halindeki kimyasal reaktanların reaksiyon odasına taşındığı, termal olarak (geleneksel CVD) veya termal olmayan

yollarla (plazma destekli CVD veya lazerle indüklenen CVD) substratın yakınında aktive edildiği bir işlem olarak tanımlanabilir. Alt tabaka yüzeyinde katı bir katman oluşturmak üzere reaksiyona girecek şekilde yapılmıştır. Bu işlemde karmaşık şekilli alt tabakalar üzerinde bile tek tip kalınlıkta ve düşük gözenekli film biriktirmek mümkündür [81].

CVD'nin kullanımı için önemli bir alan, kapı yalıtım katmanları, pasivasyon katmanları, oksidasyon bariyerleri, katkılı epitaksiyel silikon katmanları, polikristal silikon katmanları vb. gibi mikro elektronik uygulamalardır. CVD teknikleri, örneğin aşınmaya, erozyona ve yüksek sıcaklıkta oksidasyona karşı korumanın gerekli olduğu çeşitli çalışma ortamları için koruyucu kaplamalar için de yaygın olarak kullanılmaktadır [81].

2.3.2.1 Geleneksel Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi (Termal CVD)

Geleneksel CVD'de, gaz halindeki reaktanlar, ısıtılan substratın yakınında termal olarak aktive edilir ve substrat üzerinde bir film oluşturmak üzere reaksiyona girer. Bu teknik, birçok durumda basitçe CVD olarak adlandırılır.

CVD'de çeşitli ısıtma kaynakları kullanılır.

1. Sıcak plaka: Alt tabaka, dirençli veya endüktif olarak ısıtılan sıcak plaka ile doğrudan temas halindedir.
2. Radyan ısı: Alt tabaka, bir termal radyasyon tekniği veya optik teknik (tungsten filamanlı lamba veya lazer) ile ısıtılır.
3. İletken bir alt tabakanın ısıtılması: İletken substratlar dirençli olarak veya radyofrekans indüksiyonu ile ısıtılabilir [81].

2.3.2.2 Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi [Plasma Assisted CVD (PACVD) / Plasma Enhanced CVD (PECVD)]

Plazma destekli kimyasal buhar biriktirme (PACVD), buhar fazının bileşenlerinin bir elektrik boşalmasıyla desteklenen katı bir film oluşturmak üzere reaksiyona girdiği bir teknik olarak tanımlanabilir. PACVD tekniğinde, gaz molekülleri esas olarak çok reaktif nötr, radikal ve iyon türleri üreten elektron etkisi ile ayrışır. Bu reaktif türler bir yüzeye ulaşır ve film oluşturma sürecinde iyonik veya serbest radikal mekanizma yoluyla birbirleriyle reaksiyona girerler. Gaz molekülleri termal enerji yerine enerjili elektronlar tarafından aktive edildiğinden, reaksiyon sıcaklığı kolaylıkla düşürülebilir. Filmler tipik olarak 300°C nin altındaki sıcaklıklarda biriktirilebilir. Ayrıca, geleneksel termodinamiğin ve geleneksel CVD'deki kimyasal

mevcudiyetin doğal sınırlamaları, ısıma deşarjlı plazmanın dengesiz doğası nedeniyle plazma aktivasyonunda ortadan kaldırılır [117].

PACVD tekniğinin geleneksel CVD tekniğine göre çeşitli avantajları vardır:

1. Filmleri çok daha düşük sıcaklıkta biriktirme yeteneği.
2. Güneş pilleri için aşırı derecede hidrojenlenmiş amorf silikon filmleri hazırlamak için neredeyse benzersiz bir yöntem.
3. Filmlerin alt tabakalarına iyi yapışması ve bağ kuvveti.
4. Geleneksel CVD tekniğine göre daha yüksek biriktirme oranları [81].

Plazma destekli CVD işlemleri, günümüzün yüksek teknoloji endüstrilerinde ihtiyaç duyulan son derece karmaşık malzemeleri ve özellikleri hazırlamak için çok yönlü bir tekniktir. Düşük sıcaklıkta işleme, denge dışı malzeme bileşimleri, ürünün yüksek saflığı ve işlemin mükemmel kontrol edilebilirliği özelliklerine sahiptirler. Çoğu durumda, mevcut teknolojileri daha da optimize etmek ve yeni plazma uygulamalarını geliştirmek için plazma-kimyasal reaksiyonların ek temel bilgilerine ihtiyaç vardır [118].

2.4 BİYOMEKANİK KAVRAMLAR

Biyomekanik, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetler ile biyolojik dokular arasındaki ilişkiyi inceleyen bilim dalıdır [119]. Biyomühendislik ve biyomedikal mühendisliğin bir dalı olarak kabul edilmektedir. Biyomühendislik, mühendislik ve temel bilimlerdeki metot ve prensiplerin uygulandığı interdisipliner bir saha olan biyomekanikte teknolojinin de kullanımı ile birlikte tıp için malzemelerin tasarlanması, test edilmesi ve üretim işlemleri ile fizyoloji ve biyolojiye ilişkin problemlerin anlaşılıp yorumlanması gerçekleştirilmektedir [120].

Cisim üzerine kuvvet uygulandığında oluşan geri dönüşümlü veya dönüşümsüz değişimlere “deformasyon” denir. Basma veya çekme şeklinde uygulanan doğrusal kuvvetler altında materyalin boyunda uzama veya kısalma şeklinde deformasyon olurken, makaslama şeklinde uygulanan yüklenmelerde ise açılma olarak deformasyon meydana gelir [121].

Bir malzemeye uygulanan kuvvet kaldırıldığında oluşan şekil değişikliği tamamen geri dönebiliyorsa bir yayın uzadıktan sonra kısalması, çelik cetvelin büküldükten sonra düzelmesi gibi bu durum kalıcı olmayan şekil değiştirme yani elastik deformasyondur. Bununla bağlantılı olarak bükülmezlik, sert malzemede

oluşturulan elastik şekil değişikliğinin bir nitel ölçüsüdür. Yani sertliği fazla olan bir metali bükmek için fazla güç harcamak gerekir. Kalıcı şekil değiştirme yani plastik deformasyon ise malzemeye uygulanan kuvvet ya da yüklenme kaldırıldığında oluşan şekil değişikliğinin geri dönmemesi yayın eskisinden daha uzun kalması, metal cetvelin bükülü kalması gibi kalıcı şekil değişimleridir [122].

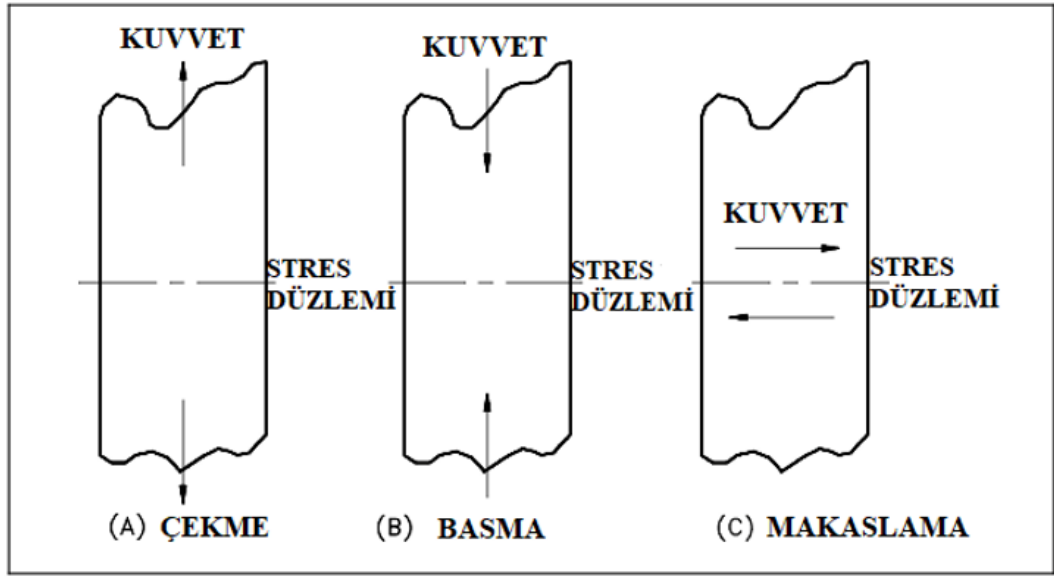
Biyomekanik testler ve yapılan analizler sırasında kullanılan bazı kavram ve terimler:

Kuvvet; Cisimlerin hareket durumlarını ve şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Skaler bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir. Bir nesneye etki eden kuvvetler nesneyi deforme edebilir, hareket durumunu değiştirebilir veya her ikisini birden yapabilir [120].

Gerilim (stres); yüklenme anında, materyalin birim alanına düşen kuvvettir. Kuvvetlerin uygulama yönüne bağlı olarak basma (compressive), çekme (tensile) ve makaslama (shear) gerilmeleri olarak sınıflandırılır. Gerilme direkt olarak ölçülemez. Ancak büyüklüğü hesaplanır. Her santimetre kareye düşen Newton cinsinden kuvvet (N/cm^2) gerilmenin standardize edilmesinde kullanılan birimdir [121]. ‘ σ ’ simgesi ile gösterilir [123].

Stres, bir malzemenin harici bir kuvvetin veya yükün bozucu etkilerine karşı iç direnci veya karşı kaynağıdır. Bu karşı kuvvetler atomları normal konumlarına döndürme eğilimindedir. Geliştirilen toplam direnç, harici yüke eşittir. Bu direnç, stres olarak bilinir [123].

Herhangi bir bileşen, ne kadar basit veya karmaşık olursa olsun, bir tür mekanik yükü iletme veya sürdürme zorundadır. Yük, aşağıdaki türlerden biri olabilir: sürekli uygulanan bir yük (ölü yük); büyüklükte yavaş veya hızlı değişikliklerle dalgalanan bir yük (canlı yük); aniden uygulanan bir yük (şok yükü); veya bir şekilde darbeden kaynaklanan bir yük. Stres, bir bileşene uygulanabilen bir yük biçimidir. Araştırmacı, stresin nasıl uygulanabileceğinin ve bileşeni nasıl etkilediğinin farkında olması gerekir [123].



Şekil 2.15: Gerilim tipleri (A) Çekme gerilimi, (B) Basma gerilimi, (C) Makaslama gerilimi [123].

Gerilim tipleri;

Çekme Gerilimi; Şekil 2.15 (a) 'da gösterildiği gibi, bir gerilim düzleminin her iki tarafındaki iki malzeme bölümünün birbirinden ayrılma veya uzama eğiliminde olduğu gerilim türüdür [123].

Basma gerilimi, çekme geriliminin tersidir. Malzemenin bitişik kısımları, Şekil 2.15 (b) 'de gösterildiği gibi tipik bir gerilim düzlemi boyunca birbirine baskı yapma eğilimindedir [123].

Makaslama gerilimi, bir malzemenin iki parçası, Şekil 2.15 (c) 'de gösterildiği gibi bu düzleme paralel kuvvet uygulandığında herhangi bir tipik kesme düzleminde birbiri boyunca kayma eğiliminde olduğunda, kayma gerilimi mevcuttur [123].

Gerinim (strain); Gerinim yüklenmeye bağlı olarak cisimde oluşan biçim bozukluğunun (deformasyon) görece ölçülmesidir. Gerinim bir orantıdır dolayısıyla birimi yoktur [122]. Birim alanda oluşan deformasyondur. Yüklenme esnasında meydana gelen boydaki değişim ile gerçek boy değeri arasındaki oran olarak tanımlanır ($\Delta L/L$) ve kuvvet uygulanan yapının birim alanındaki yüzde deformasyon olarak ifade edilir ve “ ϵ ” simgesi ile gösterilir [121].

Hooke Kanunu; Temel olarak belirli bir sınıra kadar uygulanan kuvvet (stres) ile gerininin (strain) doğru orantılı olmasıdır [122]. Hooke Yasası, bir malzeme gerinininin elastik aralığında gerilmeyle orantılı olduğunu belirtir [123].

Elastik Modül (Young Modülü); Esnekliğin "ölçüsü" anlamına gelir, bir malzemenin son derece önemli bir özelliğidir. Hooke Yasasının sayısal değerlendirmesidir, yani gerilmenin gerinmeye oranıdır (elastik deformasyona karşı direncin ölçüsü). Young Modülünü hesaplamak için, orantılı sınırın altındaki stres (herhangi bir noktada) karşılık gelen gerinime bölünür. Ayrıca, gerilme-gerinim eğrisinin düz çizgi kısmının eğimi olarak da hesaplanabilir [123].

Poisson Oranı; Çekme veya basma yüklenmelerinde cismin boyundaki değişim miktarının enindeki değişim miktarı oranına cismin "poisson oranı" denir. Bu oran, kuvvet etkisi altındaki cismin deformasyon davranışı hakkında bilgi verir ve malzemenin mekanik özelliklerine göre bilgisayar ortamında modellenmesine ilişkin çeşitli hesaplamalarda kullanılan bir değerdir [121].

Eşdeğer Stres (Von Mises Stress); Von Mises Stresi, esneyebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan ve kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde kullanılan bir değerdir. Diğer bir deyişle, Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel varsayımların yardımıyla elemanlar üzerindeki gerilmeler ve kesme gerilmelerinin ortalamasıdır. Bir cisim üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almak için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir [124].

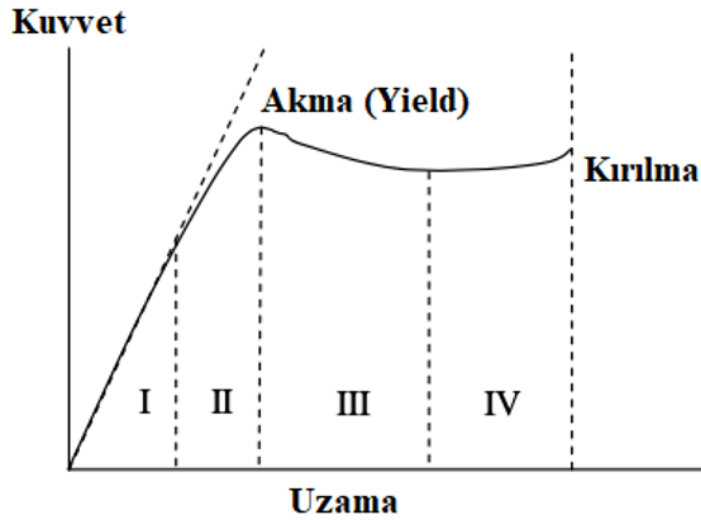
Yield Point (YP): Bir malzemenin akma noktası (yield point) malzemenin elastik özellikten plastik özelliğe geçiş noktasıdır. En son dayanıklılık malzemenin baskıya karşı gösterebileceği en fazla dayanma gücüdür [122].

Strength; Mukavemet, bir malzemenin deformasyona direnme yeteneğidir. Bir bileşenin gücü, genellikle arıza ortaya çıkmadan önce taşınabilecek maksimum yüke göre değerlendirilir [123].

Yield Strength (YS): Orantısal ve elastik limitleri açık bir şekilde ölçmek çoğu zaman zordur çünkü gerilme-gerinim eğrisinin doğrusallıktan kesin sapma noktasını belirlemek zordur. Bir malzemenin akma mukavemeti veya akma gerilimi (YS), kolayca belirlenebilen bir özelliktir ve genellikle malzemenin plastik bir şekilde işlev

görmeye başladığı gerilimi tanımlamak için kullanılır. Bu noktada, malzemede küçük, tanımlanmış miktarda kalıcı bir gerilme meydana gelir. Akma mukavemeti, bir malzemenin plastik olarak deforme olduğu ve belirli bir miktarda kalıcı gerilme olduğu gerilim olarak tanımlanır. Kalıcı gerginlik miktarı, incelenen malzeme için rastgele seçilir ve % 0.1, % 0.2 veya % 0.5 (0.001, 0.002 veya 0.005) kalıcı gerginlik olarak gösterilebilir. Kalıcı gerginlik miktarı, yüzde ofset olarak adlandırılır. Bir çok spesifikasyonda bir kural olarak % 0,2 kullanılır [125].

Tokluk (toughness); Malzemenin darbeye direncinin bir ölçüsüdür. Bir malzemenin darbe ile kopmasına, kırılmasına ya da biçiminin bozulmasına karşı gösterdiği direnç tokluk olarak bilinir. Tokluk malzemenin ani yükünü ya da darbenin yükünü emme yeteneğidir. Yetersizlik olmadan önce (kırılma, kopma, eğilme) malzemenin her birim hacminde emilen enerji miktarı, o malzemenin iç tokluğu olarak tanımlanır [122]. Kuvvet-uzama eğrisinin altındaki alan, numuneyi bozmak için gereken enerjiye eşittir; buna tokluk denir [126].



Şekil 2.16: Materyallerin tipik kuvvet uzama grafiği [127].

Numuneye programlanmış bir kuvvet dizisi uygulanır ve ortaya çıkan uzama ölçülür. Tipik bir kuvvet ve yer değiştirme grafiği, Şekil 2.16'da gösterilen şekli alabilir. Çeşitli rejimler şu şekilde anılır:

- I. Doğrusal esneklik [127]. Hooke yasası bu noktalar arasında geçerlidir [123].

- II. Doğrusal olmayan esneklik [127]. I ve II nolu alanlar elastik bölge olarak adlandırılır. Yük kaldırılırsa malzeme orijinal uzunluğuna geri dönecektir [123].
- III. Plastik deformasyon [127]. III ve IV nolu alanlarda malzeme orijinal uzunluğuna geri dönmeyeceği için plastik bölge olarak bilinir [123].
- IV. Sertleştirme işi [127]. Bu alanın sonundaki nokta malzemenin kırılmasının meydana geldiği noktadır [123]. I,II,III ve IV nolu alanların toplamı yani tüm eğrinin altında kalan alan kırılmada emilen enerjiyi temsil eder [128].

Bir yük uzama eğrisinde, yapının sertliği (N/mm), iki uzama sınırı arasındaki eğrinin eğimidir. Yapının bozulmadan önce ne kadar yük ve / veya uzamaya dayanabileceğini temsil eder. Maksimum yük (N), bozulmadan önce yapıya yerleştirilen en yüksek yüküdür. Maksimum uzama (mm), kompleksin kırılma anında maksimum uzamasıdır. Son olarak, kırılmada emilen enerji (N/mm), kompleks tarafından depolanan maksimum enerjiyi temsil eden tüm eğrinin altındaki alandır [128] .

2.5 BİYOMEKANİK ANALİZ YÖNTEMLERİ

Diş hekimliği tıp bilimlerinin bir dalıdır ve malzeme mekaniği ile doğrudan ilişkisi vardır. Diş kaybına bağlı diş implantasyonu, kırık kemik yapıların sabitlenmesi, protez rehabilitasyonları ve hatta ortodontik çözümler gibi diş tedavileri biyomekanik bakış açısı gerektirir. Diş hekimleri tarafından tedavi amaçlı kullanılan bu tür malzemeler üreticiler tarafından biyomekanik açıdan test edilmelidir. Ayrıca, uygun biyomekanik davranışlara ek olarak, bu tür materyaller ayrıca biyouyumlu olmalıdır, bu nedenle diş uygulamaları için gerekli mekanik kriterleri karşılayabilecek mevcut materyallerin kısıtlanmasına yol açar. Modern diş hekimliğinin gelişimi sırasında farklı materyallerin biyomekanik davranışlarının değerlendirilmesi için açıklanan birçok farklı yöntem vardır. Son yıllarda teknolojinin gelişmesine paralel olarak bu biyomekanik analiz yöntemleri arasında çarpıcı bir gelişme gözlemlenmiştir [129].

Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri;

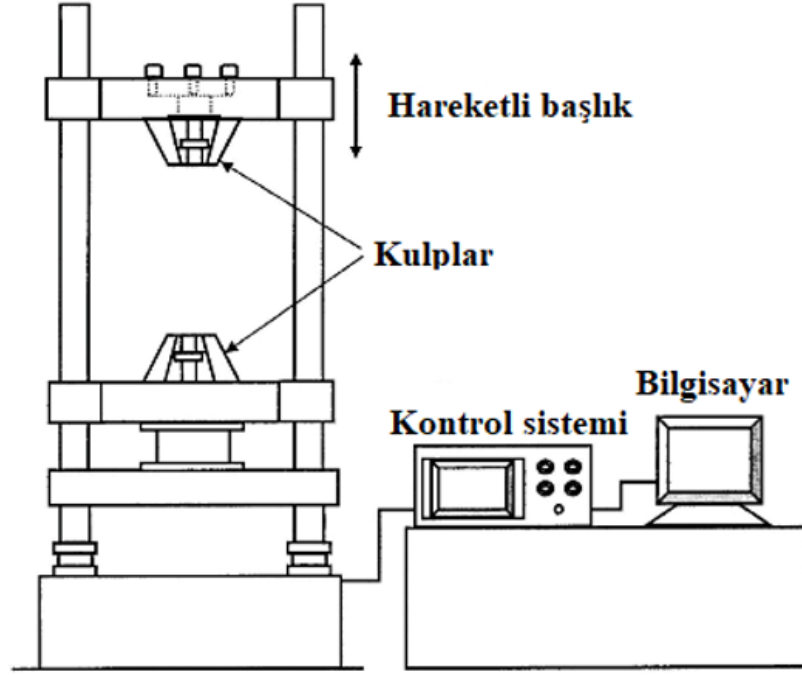
1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi

5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi olarak sınıflandırılmıştır [130].

Bütün biyomekanik yöntemler göz önüne getirildiğinde sayısal teknikler, deneysel olanlara göre stres veya şekil değiştirme değişikliklerini analiz etmek için daha esnektir. Ayrıca, hesaplama yöntemleri, bazı parametrelerin, ilgilenilen nesnelerin malzeme özelliklerine ilişkin etkilerini karşılaştırmak için daha kolay görülmektedir [129] .

2.5.1 Biyomekanik Test

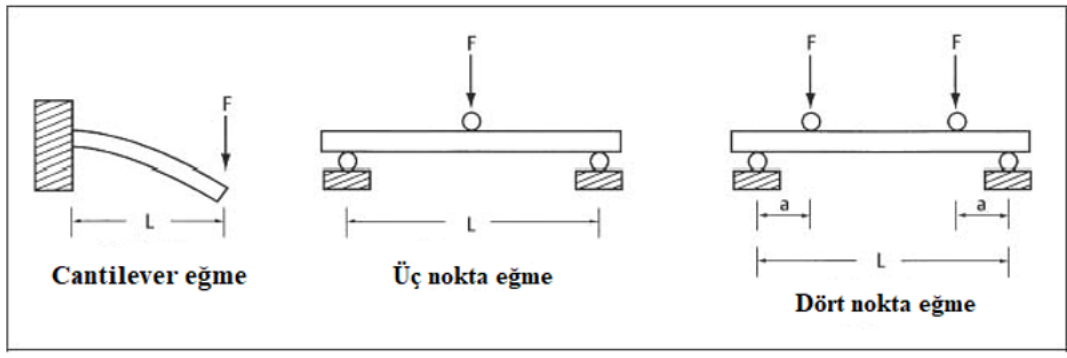
Birçok biyomekanik testin yapılabilmesine yardımcı olan universal test cihazına yakından bakmak gerekirse; sert bir çerçeveye ve alt üst başlığa sahiptir. Bu başlıklar pnömatik ve hidrolik sistemle yukarı ve aşağı hareket ettirilebilir. Başlıkların hızı mikroişlemci tabanlı kontrol sistemi ile kontrol edilir. Alt ve üst başlıklar, numuneleri çekme, basma, eğme veya kesme testi modunda tutmak için farklı düzenlemelere sahiptir. Numuneleri sabit tutabilmek için bu başlıklar üzerinde kulplar vardır. Plaka hareket etme eğilimindeyken numunenin sunduğu direnç kuvvetini algılamak için hareketli başlıklara bir yük hücresi eklenir. Yük hücresinden gelen sinyaller, daha fazla veri işleme için bilgisayara aktarılır. Bu tür makinelerde mevcut olan yazılım, modül hesaplamalı gerilim gerinim analizini, çeşitli gerilme gerinim çizimlerini, yük-uzama vb., alan hesaplama, tokluk hesaplamaları (yük-uzama grafiği altındaki alan) vb. içerir. Hareketli üst başlıklı universal test cihazının basit bir şematik diyagramı Şekil 2.17’de verilmiştir [131].



Şekil 2.17: Universal test cihazının şematik gösterimi [131].

Eğme deneyi ile, eğilen bir çubuğu etkileyen yük ve elastik deformasyon arasındaki ilişkiyi göstermek amaçlanır. Sabit veya değişken yükleme şartlarında, elastik deformasyon sahasında çubuğun dayandığı maksimum eğilme yükü bulunur [132].

2 nokta biyomekanik deney modeli (kantilever beam model), genellikle dikey bir yapıya veya duvara bir desteğe sabitlenmiş sert bir kiriş veya çubuk anlamına gelir ve kirişin diğer ucu serbesttir (Şekil 2.18). Bir ucu dikey yükleri taşımak için serbest bırakılırken, diğer ucu sabit olan yatay bir direktir. Böylelikle basma-çekme ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen bilgisayar destekli cihazlar sayesinde sabitlenmiş modellerin serbest uçlarının yükler altındaki yer değiştirme değerleri ölçülebilir. 2 nokta biyomekanik deney modelinin amacı belirli bir sınırdaki bir bükme etkisi yaratmaktır. Bu biyomekanik deney düzeneği, veri elde etme, düşük maliyet ve kullanım kolaylığı nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir [133].



Şekil 2.18: Cantilever bending test yönteminin üç nokta ve dört nokta eğme test yöntemleriyle karşılaştırılması [134].

2.5.2 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Mekanik ve biyomekanik anlamda birçok analiz yöntemi mevcut olmakla birlikte bu analizlerin arasında SEA 1960'lerden beri kullanılmakta olan ve incelenmek istenen dokunun analizini sağlayan kabul edilebilir bir sayısal analiz yöntemidir. SEA'nın birçok araştırmacı tarafından diğer yöntemlere nazaran daha etkili olduğu belirtilmiştir. SEA ile yapıların yer değişimi, eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılığı sayısal olarak değerlendirilebilir [130]. Sert doku modellerinin mekanik analizi için biyomekanikte kullanılan en yaygın hesaplama tekniğidir. Bu yöntem, bilgisayar destekli tasarım sağlayan ve görüntüleme verilerinden üç boyutlu modeller oluşturan programlarla ilişkili etkileyici teknolojik gelişmeler sayesinde oldukça popülerdir. Günümüzde sonlu elemanlar analizi, özellikle dental biyomekaniğin çeşitli alanlarında birçok tasarım ve üretim sürecinin ayrılmaz bir parçasıdır [129].

SEA bir bütünü küçük ve yalın parçalara ayırarak tek tek analiz etmeyi hedefler. Maddenin değişik koşullardaki etkilere karşı oluşan tepkilerini değerlendirmek amaçlı yapı modellenir ve modellenen yapı sanki etki altındaymış gibi incelenir [130]. Bir nevi bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır [135].

Bu yöntem ile analizler tek boyutta, iki boyutta ve üç boyutta yapılabilmektedir. Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit elemanlara ayırarak incelemenin

daha kolay olmasına olanak verir ve çözümünü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilir. Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır [135].

SEA simülasyonu, diş hekimliği araştırmalarında benzersiz avantajlar sağlar. Özellikle, tıbbi bir sürecin veya tedavinin sonuçlarının gerçekte gerçekleşmeden önce tahmin edilmesini ve analizini mümkün kılar. Birçok değişkenin dikkate alınması gereken bir süreçte, sonlu elemanlar analiz simülasyonu yalnızca bir parametrenin manipülasyonuna izin vererek, genel olarak mekaniksel davranış üzerindeki parametre etkisinin analiz edilmesini mümkün kılar. Bu, in vitro deneylerle başarılması zor bir görevdir ve in vivo analiz yoluyla mevcut teknolojilerle mümkün değildir [136].

Diş hekimliği biyomekaniği içinde geniş çapta araştırılan içeriklerden bazıları şunlardır;

- (i) kemik dokuları ve diş implantlarının birbirine bağlı yüzeyleri etrafındaki stres ve gerinim dağılımı
- (ii) dental aletler için kullanılan malzemelerin kuvvetlerinin mekanik olarak değerlendirilmesi ve
- (iii) kemik dokusu ve malzeme üzerinde optimum gerilim-gerinme dağılımlarını elde etmek için implantların ve mini plakların optimum konumunu aynı zamanda tedavi için de en güvenilir implant ve mini plakların bulgusunu vermektedir [129].

İkinci maddede de yer alan ve bu tezin çalışmasında da faydalanılan sonlu elemanlar analiz yöntemi, araştırmacılara dokuların veya ilgilenilen aletlerin biyomekanik davranışını in vivo ölçümlere göre tahmin etmenin daha kolay bir yolunu sağlar ve herhangi bir konumda gerilme, gerinim, enerji, yer değiştirme ve basınç verilerini elde etmeye yardımcı olur. Bu tür verilerin modellere dağıtımı özel yazılımlarla görselleştirilebilir [129]. Analiz edilen materyallerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için de kolaylıkla tekrarlanabilir [137].

Sonlu elemanlar analiz süreci üç aşamaya ayrılır:

1. Hazırlık aşaması (Pre-processing)

Bu aşamada kısaca yapı modellenir, bilgisayara aktarımı tamamlanır ve analizin temeli olan ağ modeli (mesh) oluşturulur. İlk olarak analiz yapılacak geometrik cisim taranır ve bu cisim bilgisayar ortamında CAD (Computer Aided Design) programları yardımıyla modellenir. Daha sonra bu geometrik cismin

elemanlara bölünebilmesi için ihtiyaç duyulan ağ yapısı (mesh) oluşturulmalıdır. Ağ yapısı yaratılmak üzere oluşturulan model yapı elemanlarına bölünür. Ağ oluşturma işlemi sayesinde, düğüm noktaları ve elemanlara ait koordinatlar belirlenmiş olur. Bu aşamadan sonra oluşturulan modele “Matematiksel Model” ismi verilir. Program, belirlenen değerlere göre, belirli bir süre sonunda düğüm noktalarını, elemanları otomatik olarak sıralar ve numaralandırır. Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder [124].

2. Çözüm aşaması

Çözüm aşamasındaki amaç, oluşturulan modelin her bir elemanının mekanik özelliklerini ve yükleme koşullarını tanımlamaktır. Mekanik özelliklerin belirlenmesi için elastisite modülü ve poisson oranı kullanılır. Yükleme koşullarının belirlenmesi için ise uygulanacak kuvvetinin yönü, büyüklüğü ve açısı tanımlanır. Modeldeki elemanların her biri ana yapının tüm özelliklerini taşıdığından, her bir elemanın yükleme altında gösterdiği tepki ana yapıyı taklit eder. Bu çözümlemeler “hareket sapması (defleksiyon)” içinde yapılır ve hareket sapması verileri gerilim, gerinim ve reaksiyonların hesaplanmasında kullanılır. Bu safhada elde edilen veriler, analizler sonrası grafik ve tabloların yapımında kullanılır [124].

3. İşlem sonrası aşama (Post-processing)

Bir önceki safhada elde edilmiş olan analiz verilerinin çözümlenmesini içeren son aşamadır. Bu aşamada elde edilen veriler, tablolar ve grafikler şeklinde sayısal ve teorik değerler biçimindedir. Bilgisayar ortamında yapıların kuvvetler altındaki geometrik sapması, gerilmelerin dağılımı ve farklı veriler hakkında animasyonlar elde edilip analiz sonuçlarında negatif ve pozitif değerler elde edilir. Pozitif değerler, gerilme tipi stresleri, negatif değerler, sıkışma türündeki gerilmeleri belirtir. Bir eleman üzerinde daha büyük mutlak değere sahip olan stres tipi, o eleman üzerinde etkin olarak kabul edilir [124].

Yukarıda detaylı bir şekilde anlatılmaya çalışılan sonlu elemanlar analiz yönteminin bazı avantaj ve dezavantajları aşağıda verildiği şekilde özetlenebilir.

Avantajları:

- Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
- Noninvaziv bir tekniktir.

- Yapısında değişik malzeme ve geometri özelliklerini barındıran cisimler ek bir zorluk çıkartmadan analizleri gerçekleştirilebilir.
- Neden – sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütününün değil de, küçük bir yapıda çözümlenerek, bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorunu basite indirerek, sorunların anlaşılmasına ve çözümlmesine olanak sağlar.
- SEA kullanarak, daha doğru ve güvenilir sonuçlar elde etmek için ameliyat öncesi, sırası ve sonrası aşamalarda herhangi bir biyolojik durumu simüle etmek çok kolaydır.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Statik ve dinamik analizler yapılabilir.
- Sonlu elemanlar analiz yöntemi karmaşık yapılarda ve problemlerde sebep-sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir.
- Bu teknik daha az zaman alır, böylece bitirilmesi çok uzun süren karmaşık çalışmalar artık daha kısa bir zaman çerçevesinde değerlendirilebilir.
- Eğer gerekli görülürse analizin kolayca ve defalarca tekrarlanabilir olması [135, 138].

Dezavantajları:

- Analizlerin yapılabilmesi için gerekli olan donanıma sahip bilgisayar ve software programlarının maliyet ücretlerinin fazla olması.
- Gelişen teknolojiyle doğru orantılı olarak mevcut olan software programlarının düzenli olarak güncellenmesinin gerekmesi.
- Yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlı olması böylelikle yanlış veri, bilgi ve yorumlama tamamen yanlış yönlendirici sonuçlar doğurabilmektedir.
- İnsan yapılarını modellemek, karmaşık anatomileri ve mekanik davranışları hakkında tam bilgi sahibi olunmadığı zaman son derece zordur. Bazı varsayımların kabul edilmesi zorunludur. Dolayısıyla sonuçlar, sürece dahil olan araştırmacıya bağlı olabilmektedir [135, 138].

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmanın laboratuvar deney kısmı 2020 yılında Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiş olup, deneyde kullanılacak olan numuneler Proimtech Sağlık Ürünleri Anonim Şirketi'nin fabrikasında üretilmiştir.

Bu çalışmada farklı yüzey özelliklerine sahip piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmış ve bu amaç için çalışmaya 4 grup dahil edilmiştir (Şekil 3.1):

Grup 1: 10 adet 54 HRC sertlikte paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları

Grup 2: 10 adet 48 HRC sertlikte paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları

Grup 3: 10 adet TiN kaplamalı 54 HRC sertlikte paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları

Grup 4: 10 adet DLC kaplamalı 54 HRC sertlikte paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları

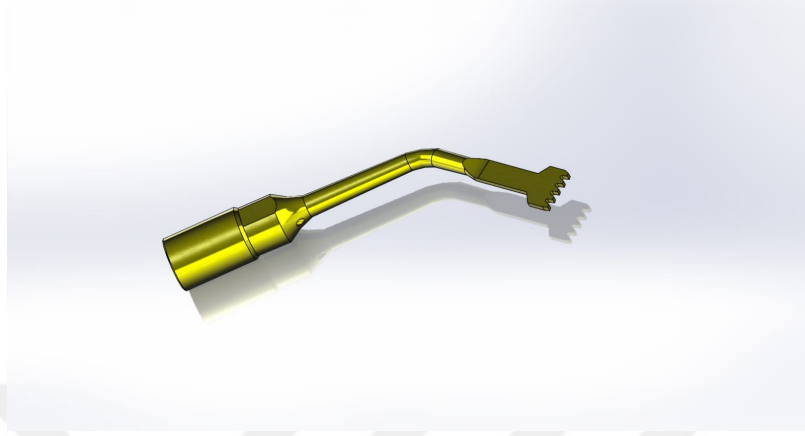
HRC: Rockwell sertlik ölçüm birimi



Şekil 3.1: Dört gruba ait numune örnekleri (Soldan sağa 1. Grup'tan 4. Grup'a doğru gitmektedir.)

Çalışmada kullanılmak üzere klinikte kullanılan piezocerrahi cihazın (Mectron Piezosurgery, Carasco, İtalya) osteotomide en sık kullanılan testere uç örneği

(Mectron OT7) seçilmiştir. Daha sonra bu testere uçların ölçüleri alınmış, teknik resmi çizilmiş ve şematik görünümleri elde edilmiştir (Şekil 3.2). Bir grupta 10 adet olmak üzere toplam 40 adet piezocerrahi testere ucu üretilmiştir.



Şekil 3.2: Deney için üretilen piezocerrahi testere ucun üç boyutlu şematik görüntüsü.

Gruplar belirlenirken dikkat edilen nokta ve bu çalışmanın da temel amacı ameliyatlarda çok sık kırılan ve oldukça da pahalı olan piezocerrahi testere uçlarına alternatif geliştirmek ve daha dayanıklı testere ucunu belirlemektir. Gruplarda piyasada hali hazırda var olan TiN kaplı piezocerrahi testere uçlarına ek olarak kaplamasız olarak oluşturulan farklı sertlikteki paslanmaz çeliklerden oluşan iki grup ve DLC kaplamalı ayrı bir grup dahil edilmiştir. Böylelikle toplamda 4 grup oluşturulmuştur. 1. Grup standart hammadde olarak kullanılan 54 HRC AISI 420C paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarından oluşmaktadır. 2. Grup 1. Grup'taki numunelere kıyasla sertliği azaltılarak oluşturulmuş yani 48 HRC AISI 420C paslanmaz çelikten üretilmiş kaplamasız piezocerrahi testere uçlarıdır. 3. Grup TiN kaplamalı hammaddesi 54 HRC AISI 420C olan paslanmaz çelik testere uçlardan oluşmuş iken son grup yani 4. Grup ise yine hammadde aynı kalarak kaplama materyali değiştirilmiş DLC kaplamalı 54 HRC AISI 420C paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlardan oluşmuştur.

Numunelerin üretimi Proimtech Sağlık Ürünleri Anonim Şirketi'nin fabrikasında yüzey kaplama işlemleri ise Oerlikon Balzers Kaplama Sanayi ve Ticaret Ltd. Şirketi ile Ionbond Turkey Yüzey Teknolojileri Anonim Şirketi'nde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan ürünlerin ve kaplama materyallerinin özellikleri aşağıdaki tablolarda verildiği gibidir (Tablo 3.1, Tablo 3.2, Tablo 3.3).

Tablo 3.1: Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.

C	Mn	P	S	Si	Cr
0.15	1.0	0.04	0.03	1.0	12-18

Tablo 3.2: Paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri.

	AISI 420
Sertlik (HV)	632
Yoğunluk (kg/cm ³)	7800
Poisson oranı	0.3
Young modülü (GPa)	215
Isıl iletkenlik katsayısı (W/mXk 100C)	24.9

Tablo 3.3: Kaplama malzemesi olarak kullanılan TiN ve DLC'nin özellikleri.

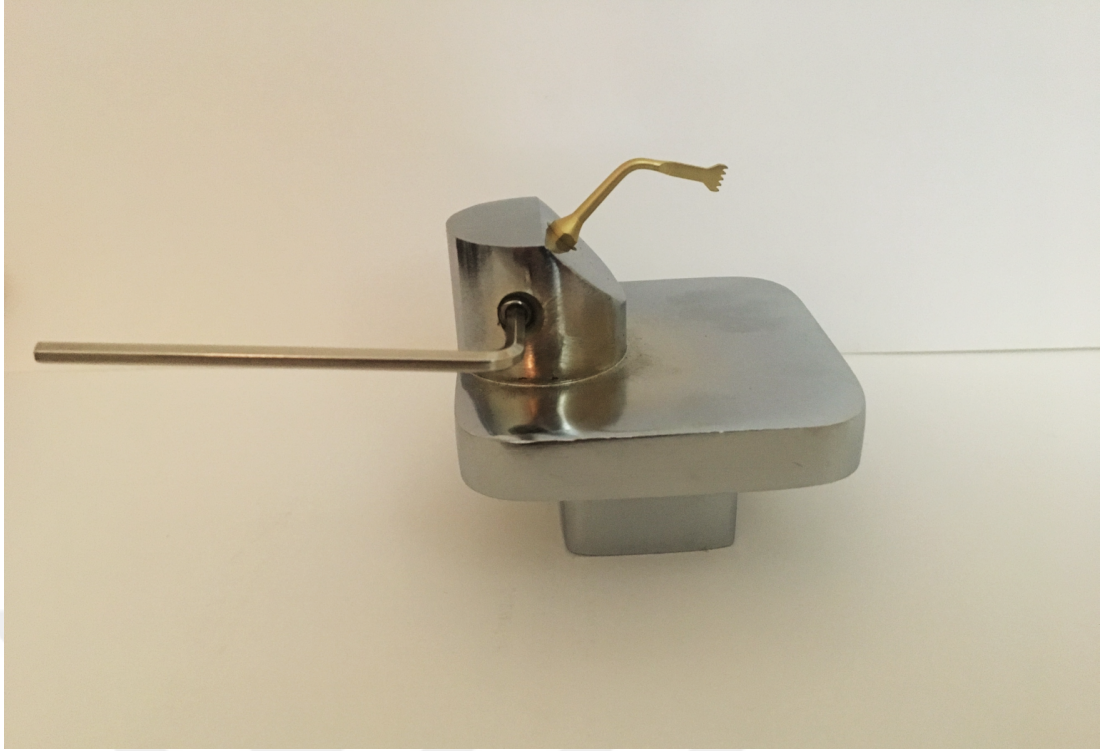
Kaplama rengi	Kaplama malzemesi	Kaplama Teknolojisi	Mikrosertlik H _{IT} (GPa)	Sürtünme katsayısı (kuru) - çelik	Maks. servis sıcaklığı [°C]	Proses Sıcaklığı
TiN Altın sarısı	TiN	PVD	30 +/- 3	~ 0,6	600	< 350
DLC Siyah	a-C:H	PACVD	~ 15 - 25	0,1 - 0,2	300	< 250

*Verilen tüm veriler yaklaşık değerlerdir.

TiN kaplı numuneler fiziksel buhar biriktirme (PVD), DLC kaplı numuneler ise plazma destekli kimyasal buhar biriktirme (PAVCD) yöntemiyle kaplanmıştır. Paslanmaz çelikten üretilmiş testere uçların yüzeyine ise sadece pasivasyon ve elektropolisaj işlemleri uygulanmıştır.

3.1 Biyomekanik Test

Hazırlanan piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik özelliklerini değerlendirebilmek için standardizasyonun korunması adına testere uçlarının hepsinin deney esnasında her zaman aynı yerde kalabilmesini sağlayabilecek bir aparat tasarlanmış ve üretilmiştir (Şekil 3.3). Bu aparatın içerisine yerleştirilen yaylı sistem sayesinde bütün testere uçları aparata özgü hazırlanan anahtar ile birlikte aynı yerde sıkıştırılabilmiş ve bu sayede tüm uçlar deney esnasında sabit kalabilmiştir. Uçlar istendiği zaman deforme olmadan bu aparattan çıkarılabilmiş ve bir diğeri takılabilmıştır.



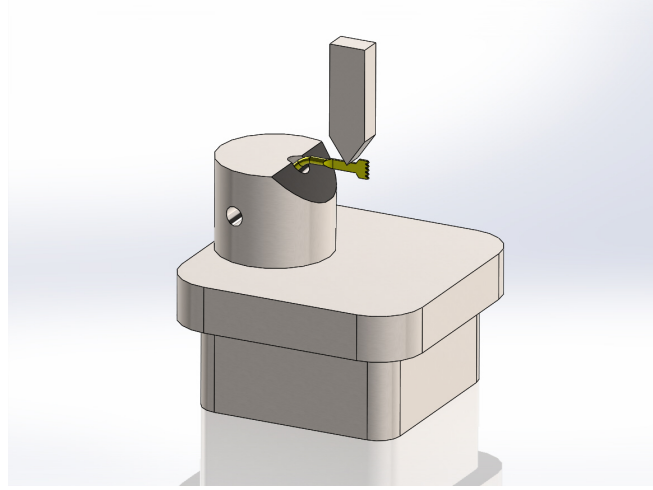
Şekil 3.3: Piezocerrahi testere uçlarının deney esnasında yerleştirildiği aparat.

Aparata yerleştirilip sabitlenen testere uçları eğme testleri için universal test cihazına (Shimadzu Co., Kyoto, Japan) model AGS-X (Şekil 3.4) alınmış ve aparat bu cihazda vidalarla sıkıştırılıp sabitlenmiştir. Sisteme aşamalı bir yükün uygulanması için hız, maksimum 10 mm yer değiştirme ile 1 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Yük, her bir testere ucun uç kısmına yakın köşeli kısma sabitlenerek oturtulmuş ve her zaman dikey olarak uygulanmıştır. Yükleme ve yer değiştirmenin ilerlemesi, bilgisayar monitöründe takip edilmiştir. Yükleme, tüm piezocerrahi testere uçlarının plastik deformasyonunu sağlamak için 10 mm'e ulaşana kadar devam etmiştir. Deney sırasında herhangi bir tepe noktasının kuvvet ve boyutu Newton (N) ve milimetre (mm) cinsinden not edilmiştir. 10 mm'lik son yer değiştirmeye ulaştığında cihaz tarafından deneyin kendi kendine sonlandırılması sağlanmıştır. Bilgisayar programı olarak Trapezium-X kullanılmış olup, bu program sayesinde kuvvet-uzama grafikleri elde edilmiştir. Elde edilen grafik içerisinde yield point kuvvetin Newton (N), enerjiye karşılık gelen değeri ise Joule (J) cinsinden okuması kaydedilmiştir.

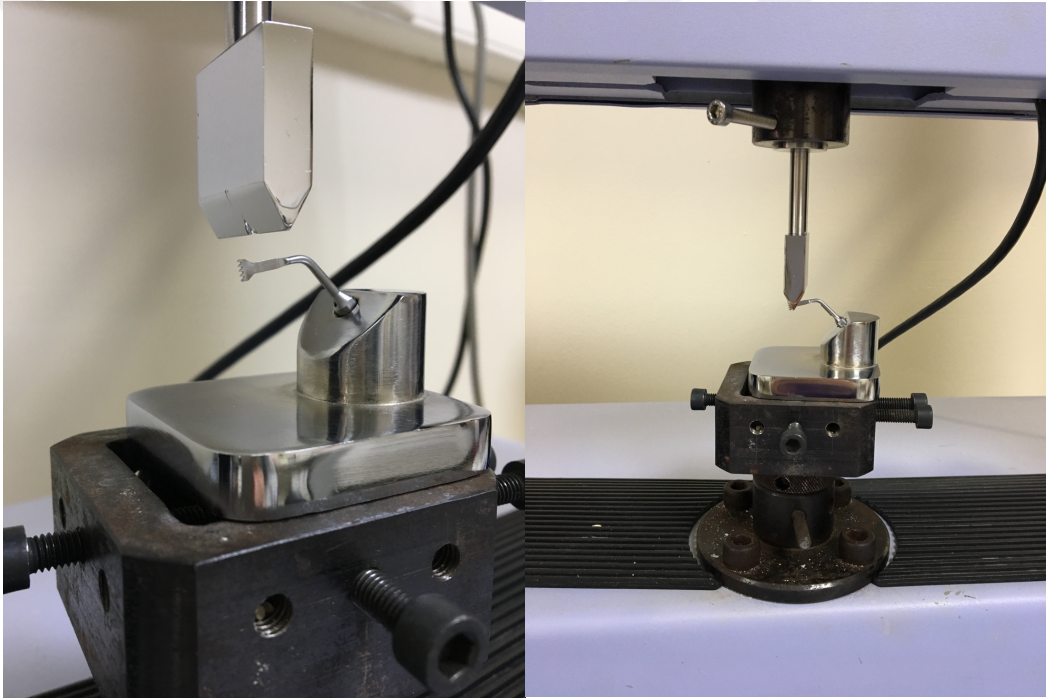


Şekil 3.4: Deneyde kullanılan universal test cihazı.

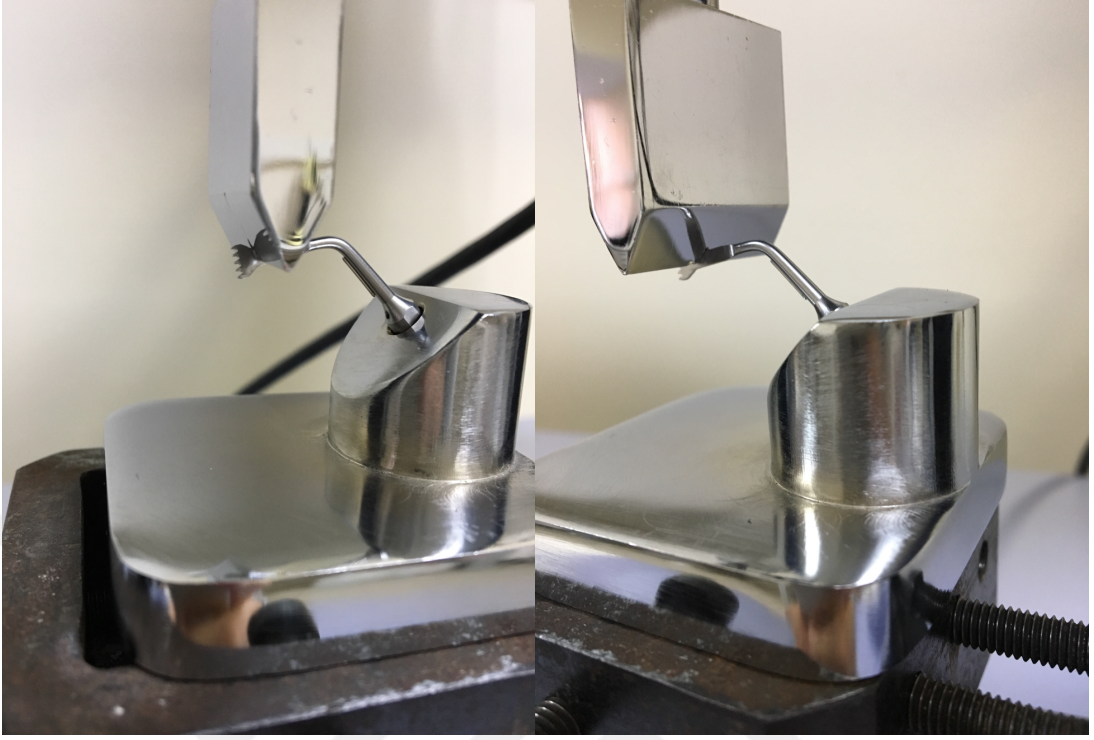
Cantilever eğme testi yani 2 nokta biyomekanik deney modeli (cantilever beam model), genellikle dikey bir yapıya veya duvara bir desteğe sabitlenmiş sert bir kiriş veya çubuk anlamına gelir ve kirişin diğer ucu serbesttir. Bir ucu dikey yükleri taşımak için serbest bırakılırken, diğer ucu sabit olan yatay bir direktir. Böylelikle basma-çekme ve makaslama kuvvetlerini ölçebilen bilgisayar destekli cihazlar sayesinde sabitlenmiş modellerin serbest uçlarının yükler altındaki yer değiştirme değerleri ölçülebilir. 2 nokta biyomekanik deney modelinin amacı belirli bir sınırdaki bir bükme etkisi yaratmaktır. Bu biyomekanik deney düzeneği, veri elde etme, düşük maliyet ve kullanım kolaylığı nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. Bu çalışmada da bu test yöntemi örnek alınmış ve bu test yöntemine benzer şekilde bir eğme testi uygulanmıştır (Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7).



Şekil 3.5: Deney düzeneği şematik görünümü.

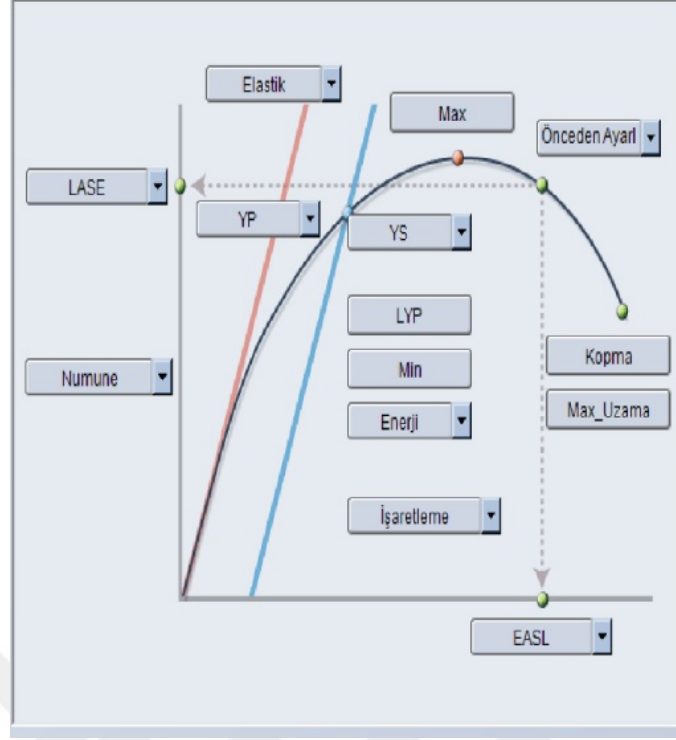


Şekil 3.6: Deney düzeneği.



Şekil 3.7: Deney anı.

Cihazın bağlı olduğu bilgisayarda deney boyunca cihaz verilerini elde eden, değerlendiren ve kaydeden cihaza özel yazılım programı Trapezium-X’de önce bir ön yük ayarlaması yapılmış ve deney kalibre olan cihazda ön yük uygulamasından sonra başlamıştır. Deney boyunca giderek artan kuvvetler uygulanmış, veriler eş zamanlı olarak bilgisayara aktarılmış ve kuvvet-uzama grafikleri oluşturulmuştur (Şekil 3.8).



Şekil 3.8: Trapezium-X programına ait kuvvet-uzama grafiği ve hesaplanabilen önemli değerler.

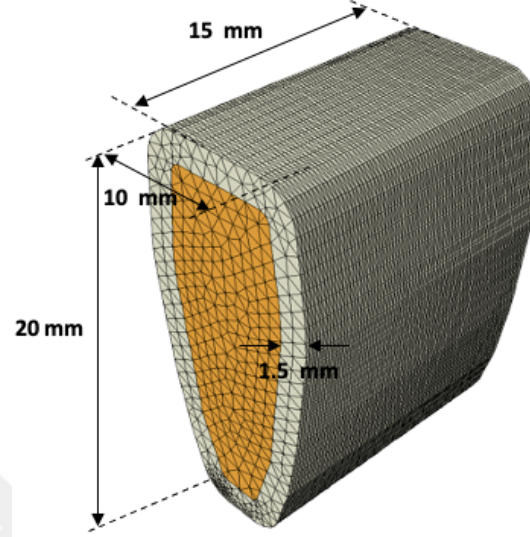
Deney sonucu elde edilen grafikte bu çalışmaya dahil edilen önemli değerler: Elastik limit noktası ve elastik limit noktasına kadar grafik altında kalan alan hesaplaması ile belirlenen enerji miktarıdır.

3.2 Sonlu Elemanlar Analiz Uygulaması

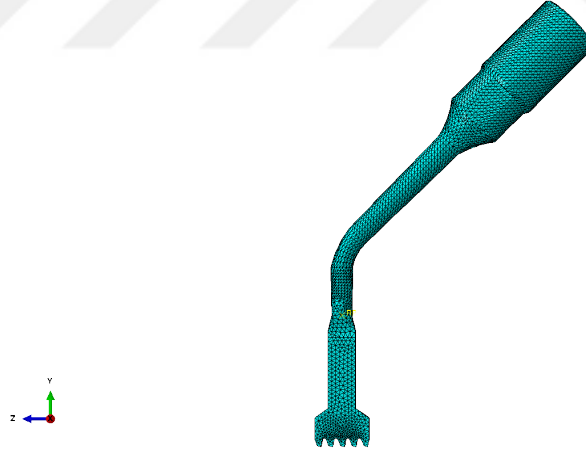
ABAQUS/Explicit (ABAQUS/Explicit v6.14) ile kesme işleminin SEM (Sonlu Elemanlar Metodu) analizleri yapılmıştır. İlk olarak, Abaqus SEM yazılımında bir mandibular kemik segmenti modeli oluşturulmuştur. Modelde kemik segmenti için bir D2 kemik kalitesi oluşturmak amacıyla, kemik segmentinin bukkal ve lingual yüzeylerinde 1.5 mm kalınlığında bir kortikal tabaka oluşturulmuştur.

Posterior mandibula kemik segmentinin genel boyutu, 20 mm dikey yükseklik, 15 mm meziodistal genişlik ve kret sırtında 10 mm bukkolingual genişlik şeklindedir (Şekil 3.9). Piezocerrahi testere uç ve kemik sisteminin geometrik özellikleri Şekil 3.9 ve 3.10'da gösterilmiştir. Testere uç ve çene kemiğinin sonlu eleman modelleri sırasıyla katı elemanlar kullanılarak oluşturulmuştur. Kemik modeli, toplam 147842 eleman (27323 node) ile ağ yapısı oluşturulmuşken, testere uç modelinde toplam 72854 eleman (16240 node) bulunmaktadır. Sistemin genel ağ görüntüsü Şekil 3.11'de gösterilmiştir. Testere uç ve kemik sistemi için kullanılan eleman tipleri sırasıyla

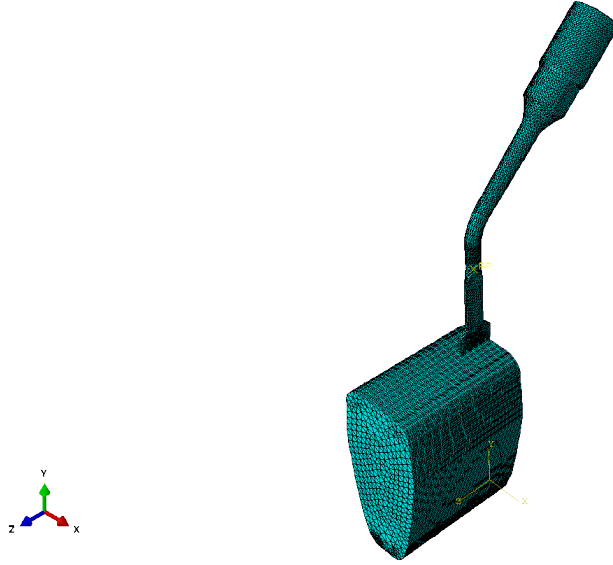
C3D4 ve C3D8R'dir. Piezocerrahi testere uç, kortikal kemik ve süngerimsi kemik için Poisson oranı, Young modülü, yoğunluk, elastik ve plastik özellikleri Tablo 3.4'de listelenmiştir.



Şekil 3.9: Mandibular kemik modeli ve boyutları



Şekil 3.10: Piezocerrahi testere uç modeli



Şekil 3.11: Genel ağ görünümü

Johnson-Cook plastisite modeli, testere uç, kortikal ve süngerimsi kemiklerin elasto-plastik davranışlarını tahmin etmek için kullanılmıştır. Johnson-Cook plastisite modeline göre malzeme lineer elastik gibi davranır ancak akma gerilmesine ulaşıldığında bu noktadan sonra malzeme plastik olarak deforme olmuştur. Ek olarak, testere ucun kesim işlemi sırasında hasar miktarını belirlemek için sünek hasar başlatma kriteri kullanılmıştır [139]. Johnson-Cook plastisite modeli aşağıda denklem 1'de verilmiştir. Bu denklem, plastik deformasyon sırasında gerilme gelişimini açıklamaktadır.

$$\sigma = (A + B(\varepsilon_p)^n) \left(1 + C \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left(1 - \left(\frac{T - T_{\text{room}}}{T_{\text{melt}} - T_{\text{room}}} \right)^m \right) \quad (1)$$

burada A , B , n , C , ε_p , $\dot{\varepsilon}$, $\dot{\varepsilon}_0$ ve m sırasıyla akma gerilmesi, sertleşme modülü, sertleşme üssü, şekil değiştirme hız katsayısı, eşdeğer plastik şekil değiştirme, boyutsuz plastik şekil değiştirme oranı, referans şekil değiştirme hızı ve termal yumuşama katsayısıdır. Ayrıca, T_{room} ve T_{melt} sırasıyla oda ve erime sıcaklığıdır. Sünek hasar başlatma kriteri, hasarın başlangıcındaki eşdeğer plastik şekil değiştirmenin ($\bar{\varepsilon}_D^{\text{pl}}$), gerilme üç eksenliliğinin ve şekil değiştirme hızının bir fonksiyonu olduğunu dikkate alır.

$$\bar{\varepsilon}_D^{\text{pl}}(\eta, \dot{\varepsilon}^{\text{pl}}) \quad (2)$$

burada $\eta = -p/q$ gerilme üç eksenliliğidir (p basınç gerilmesi ve q ise Mises eşdeğer gerilmesidir) ve $\dot{\varepsilon}^{\text{pl}}$ eşdeğer plastik şekil değiştirme hızıdır. Johnson-Cook dinamik

hasar modeli, eleman integrasyon noktalarındaki eşdeğer plastik şekil değiştirmenin değerine bağlıdır ve hasar parametresi (W_D)'nin 1'den büyük olduğunda hasarın meydana geldiği varsayılır. Hasar parametresi (W_D) şu şekilde tanımlanır [18]:

$$w_D = \sum \left(\frac{\Delta \bar{\epsilon}^{pl}}{\bar{\epsilon}_D^{pl}(\eta, \dot{\bar{\epsilon}}^{pl})} \right) \quad (3)$$

burada $\Delta \bar{\epsilon}^{pl}$, eşdeğer plastik şekil değiştirmenin bir artışıdır. Kırılma şekil değiştirmesi, Gerilim üç eksenliliği ve şekil değiştirme hızı değerleri kortikal kemik için 0.0001, 0.5 ve 1 iken, süngerimsi kemik için 0.0002, 0.5 ve 1'dir.

Tablo 3.4: Piezocerrahi testere uç, kortikal ve süngerimsi kemiğin mekanik özellikleri [140].

Mekanik özellikler	Kortikal kemik	Süngerimsi kemik	Testere uç
Elastik modülü (GPa)	14.5	1.37	215 GPa
Poisson oranı (ν)	0.323	0.3	0.3
Yoğunluk (kg/m^3), (ρ)	1100	270	7800
Sürtünme katsayısı	0.35	0.35	0.35

Tablo 3.5: Piezocerrahi testere uç, kortikal ve süngerimsi kemik için Johnson-Cook plastisite modeli sabitleri.

	Kortikal kemik	Süngerimsi kemik	Testere uç
Akma gerilmesi (A)	90 MPa	28 MPa	450 MPa
Sertleşme modülü (B)	0.1 MPa	0.1 MPa	738 MPa
Sertleşme üssü (n)	0.1	0.1	0.388
Termal yumuşama katsayısı (m)	0.02	0.02	0.8
Şekil değiştirme hızı katsayısı (C)	0.03	0.015	0.02
Referans şekil değiştirme hızı ($\dot{\epsilon}_0$)	0.001	0.001	1
Erime sıcaklığı ($T_{melt}(K)$)	1573		1727
Ortam sıcaklığı ($T_{room}(K)$)	293		293
Model parametresi, d_1	-		0.25
Model parametresi, d_2	-		4.38
Model parametresi, d_3	-		2.68
Şekil değiştirme hızı bağımlı hasar parametresi, d_4	-		0.002
Sıcaklık bağımlı hasar parametresi, d_5	-		0.61

Piezocerrahi testere uç ve kemik arasındaki temas ABAQUS/Explicit Programında The General Contact Algoritması kullanılarak tariflenmiştir. Testere uç 30 kHz periyotla doğrusal salınım (ileri geri hareket) etmiştir. Ayrıca, testere uç ve kemik arasındaki sürtünme Penalty sürtünme formülasyonu ile modellenmiş ve sürtünme katsayısı 0.35 olarak alınmıştır (Tablo 3.4'te görüldüğü gibi). Genel Temas Algoritması yalnızca üç boyutlu yüzeylerle ve mekanik sonlu kayan temas analizlerinde kullanılabilir de ilgili yüzey türleri üzerinde çok az kısıtlama ile çok basit temas tanımlarına izin vermektedir.

3.3 İstatistiksel Yöntem

Farklı yüzey özelliklerine sahip piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla yapılan bu çalışmanın örneklem büyüklüğü daha önceki çalışmalar referans alınarak %95 güven düzeyinde $p=0,05$ anlamlılık seviyesinde %80 güç elde etmek için en az 32 olarak belirlenmiş olup bu çalışmada ise 40 adet numune kullanılmıştır.

Veriler IBM SPSS statistics 22.0 programında analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığı Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testi ile incelenmiştir. Verilerin normal dağılım göstermediği anlaşıldığından istatistiksel analizler için parametrik olmayan testler kullanılmıştır. Çalışmadaki değişkenler için tanımlayıcı istatistikler: ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum olarak verilmiştir. Tüm gruplar arasında istatistiksel değerlendirme Kruskal-Wallis testi ile yapılmıştır. Post Hoc ikili karşılaştırmalarda ise Bonferroni düzeltmeli Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi ise $p=0,05/6$ olarak belirlenmiştir. Dikkate alınan iki değer Elastik limit ve Enerji arasındaki korelasyon Spearman korelasyon testiyle incelenmiştir.



4. BULGULAR

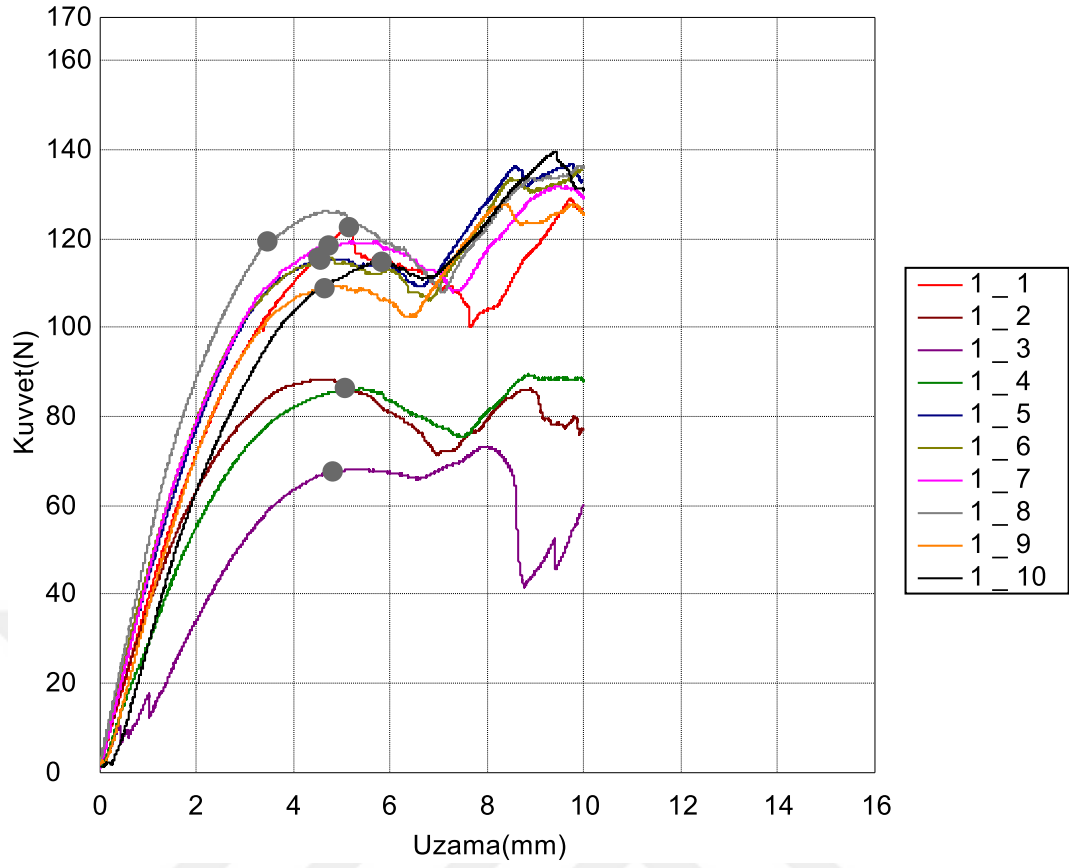
4.1 Çalışma Gruplarının Biyomekanik Test Bulguları

Universal test cihazında gerçekleştirilmiş olan cantilever eğme deneyinde (2 nokta biyomekanik deney modeli) piezocerrahi testere uç örnekleri iki farklı açıdan değerlendirilerek incelenmiştir:

- 1) Elde edilen grafik üzerinde maksimum elastik limit noktası ele alınmış ve numunelerin elastik davranışının sona erip plastik deformasyon göstermeye başladığı nokta kuvvet cinsinden değerlendirilmiştir.
- 2) Testin başlangıç noktasından elastik limit noktasına kadar olan grafik altında kalan alan hesaplaması yapılmış ve Enerji verileri olarak kaydedilmiştir.

4.1.1 Grup 1 Biyomekanik Test Bulguları

Kaplamasız olarak 54 HRC paslanmaz çelikten üretilen piezocerrahi testere uçları sırasıyla 1.1, 1.2, 1.3, 1.4, 1.5, 1.6, 1.7, 1.8, 1.9, 1.10 olarak isimlendirilmiştir. Bu numunelerin kuvvet-uzama grafiğinden elde edilen elastik limit ve enerji değerleri Tablo 4.1’de, kuvvet-uzama grafikleri ise Şekil 4.1’de gösterilmektedir. Grafik üzerindeki işaretli noktalar her numuneye ait elastik limit noktasını işaret etmektedir. Grubun ortalama elastik limit noktası 107,672 N iken, grafik altında kalan alan hesaplamasıyla elde edilen ortalama enerji 0,32723 J olarak hesaplanmıştır. Bir numuneden hiç değer elde edilememiş, bu yüzden bu numune istatistik değerlendirme dışı bırakılmıştır.



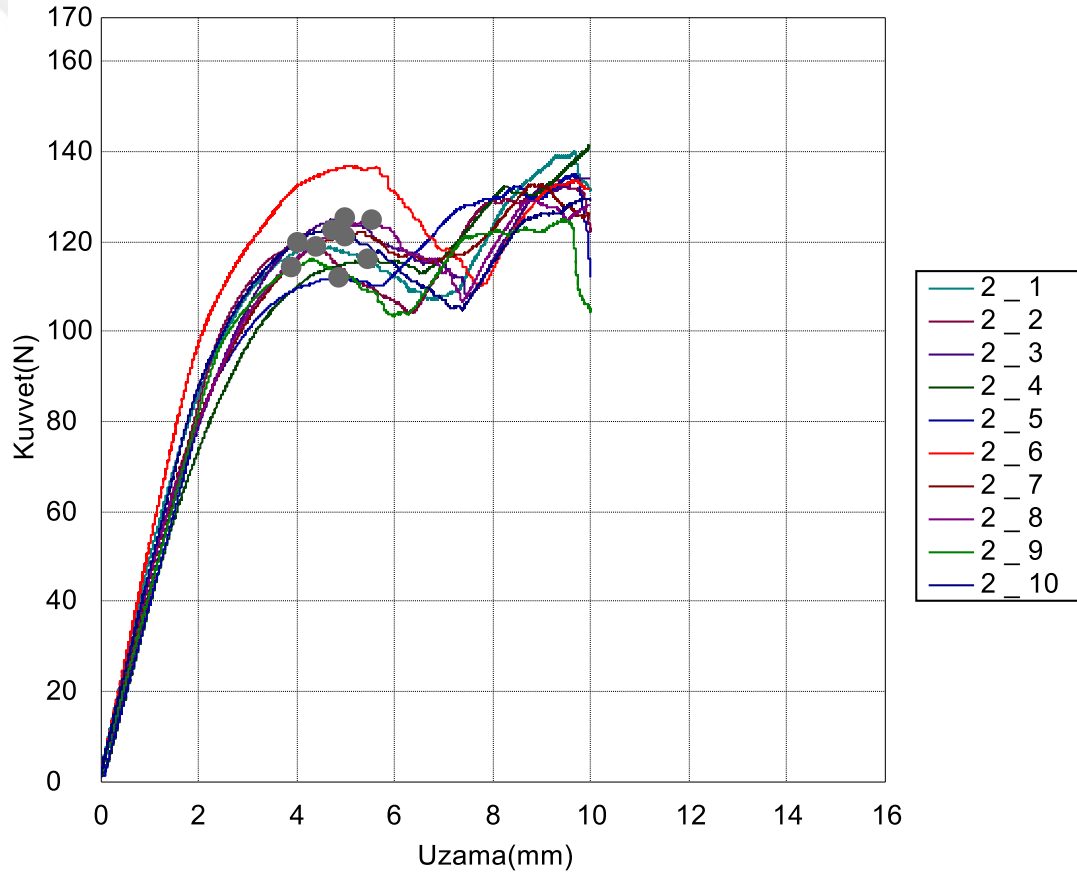
Şekil 4.1: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.

Tablo 4.1: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.

İsim	Enerji	Elastik Limit	Elastik Limit Uzama
Birim	J	N	mm
1_1	0,39720	122,524	5,15880
1_2	-.-	-.-	-.-
1_3	0,18670	67,5853	4,80797
1_4	0,28998	86,2972	5,07813
1_5	0,34082	115,490	4,52193
1_6	0,35120	115,199	4,57230
1_7	0,36856	118,569	4,72010
1_8	0,25168	119,411	3,46247
1_9	0,32607	109,044	4,65217
1_10	0,43288	114,929	5,84793

4.1.2 Grup 2 Biyomekanik Test Bulguları

Kaplamasız olarak 48 HRC paslanmaz çelikten üretilen piezocerrahi testere uçları sırasıyla 2.1, 2.2, 2.3, 2.4, 2.5, 2.6, 2.7, 2.8, 2.9, 2.10 olarak isimlendirilmiştir. Bu numunelerin kuvvet-uzama grafiğinden elde edilen elastik limit ve enerji değerleri Tablo 4.2’de, kuvvet-uzama grafikleri ise Şekil 4.2’de gösterilmektedir. Grafik üzerindeki işaretli noktalar her numuneye ait elastik limit noktasını işaret etmektedir. Grubun ortalama elastik limit noktası 119,429 N iken, grafik altında kalan alan hesaplamasıyla elde edilen ortalama enerji 0,37955 J olarak hesaplanmıştır. Bir numuneden hiç değer elde edilememiş, bu yüzden bu numune istatistik değerlendirme dışı bırakılmıştır.



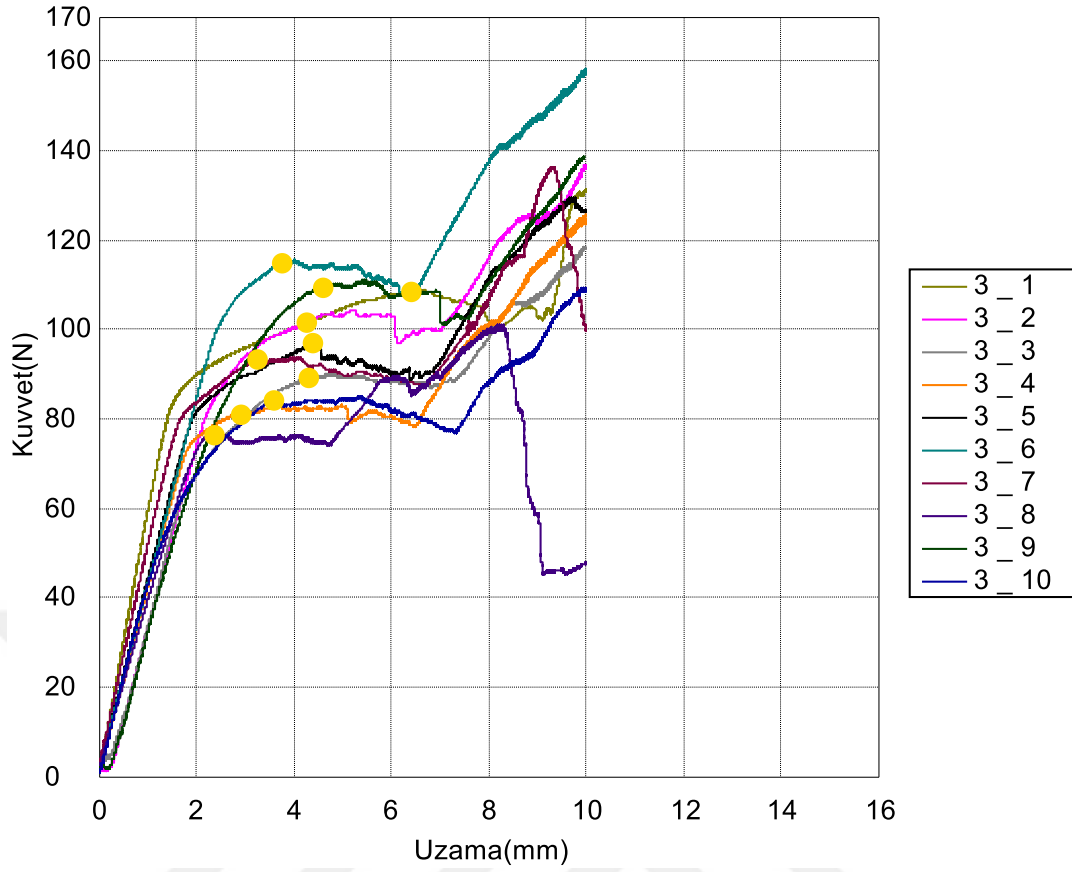
Şekil 4.2: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.

Tablo 4.2: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.

İsim	Enerji	Elastik Limit	Elastik Limit Uzama
Birim	J	N	mm
2_1	0,35125	118,972	4,38050
2_2	0,29850	119,737	4,01033
2_3	0,40921	125,249	4,97513
2_4	0,42984	116,009	5,44313
2_5	0,36827	111,938	4,84530
2_6	-.-	-.-	-.-
2_7	0,40639	121,186	4,98753
2_8	0,47746	124,757	5,54180
2_9	0,27824	114,320	3,89793
2_10	0,39675	122,691	4,74363

4.1.3 Grup 3 Biyomekanik Test Bulguları

TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilen piezocerrahi testere uçları sırasıyla 3.1, 3.2, 3.3, 3.4, 3.5, 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10 olarak isimlendirilmiştir. Bu numunelerin kuvvet-uzama grafiğinden elde edilen elastik limit ve enerji değerleri Tablo 4.3’de, kuvvet-uzama grafikleri ise Şekil 4.3’de gösterilmektedir. Grafik üzerindeki işaretli noktalar her numuneye ait elastik limit noktasını işaret etmektedir. Ortalama elastik limit noktası 95,4780 N iken, grafik altında kalan alan hesaplamasıyla elde edilen ortalama enerji 0,26368 J olarak hesaplanmıştır. Bütün numunelerden değer elde edilmiş ve bütün numuneler istatistik değerlendirmeye dahil edilmiştir.



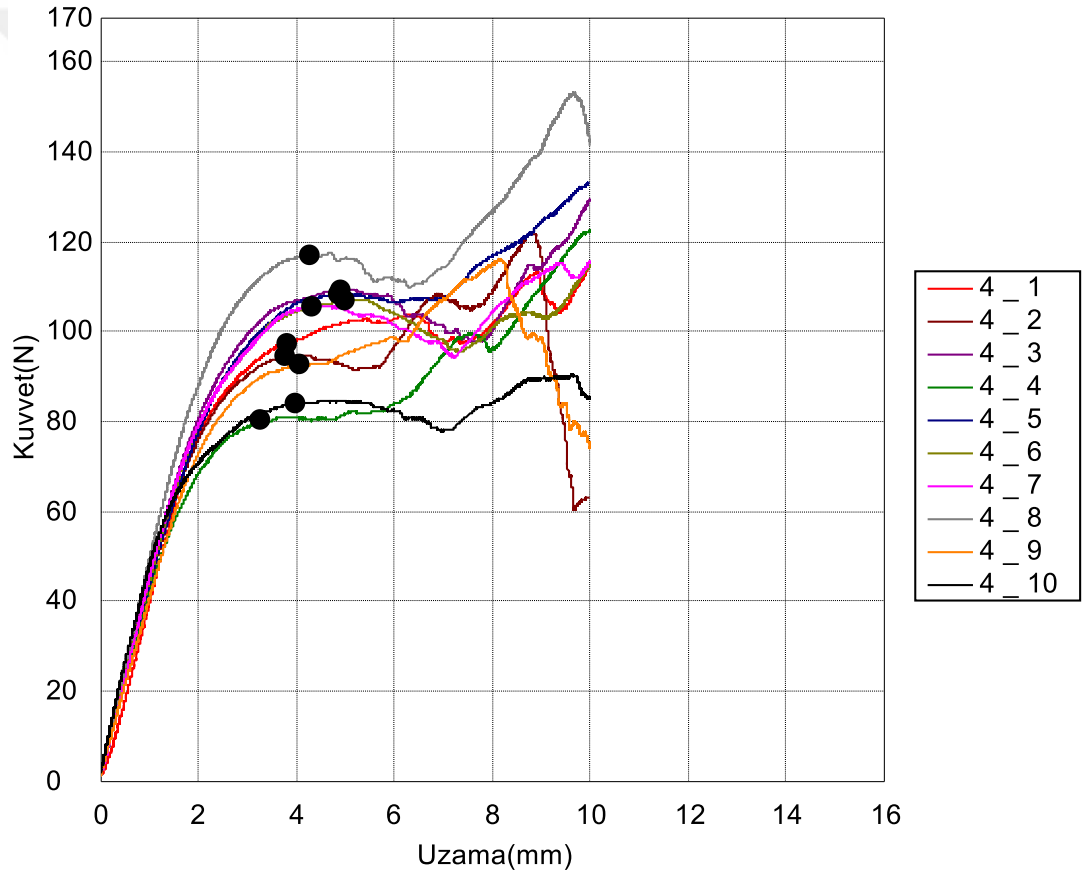
Şekil 4.3: TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.

Tablo 4.3: TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.

İsim	Enerji	Elastik Limit	Elastik Limit Uzama
Birim	J	N	mm
3_1	0,55398	108,460	6,41883
3_2	0,27559	101,384	4,25643
3_3	0,25401	89,0724	4,31247
3_4	0,15466	81,0202	2,92100
3_5	0,30139	96,7328	4,38300
3_6	0,27184	114,976	3,77497
3_7	0,20991	93,1859	3,25793
3_8	0,10525	76,4561	2,37267
3_9	0,30936	109,306	4,60030
3_10	0,20081	84,1864	3,58850

4.1.4 Grup 4 Biyomekanik Test Bulguları

DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilen piezocerrahi testere uçları sırasıyla 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9, 4.10 olarak isimlendirilmiştir. Bu numunelerin kuvvet-uzama grafiğinden elde edilen elastik limit ve enerji değerleri Tablo 4.4’de, kuvvet-uzama grafikleri ise Şekil 4.4’de gösterilmektedir. Grafik üzerindeki işaretli noktalar her numuneye ait elastik limit noktasını işaret etmektedir. Ortalama elastik limit noktası 99,6551 N iken, grafik altında kalan alan hesaplamasıyla elde edilen ortalama enerji 0,29310 J olarak hesaplanmıştır. Bütün numunelerden değer elde edilmiş ve bütün numuneler istatistik değerlendirmeye dahil edilmiştir.

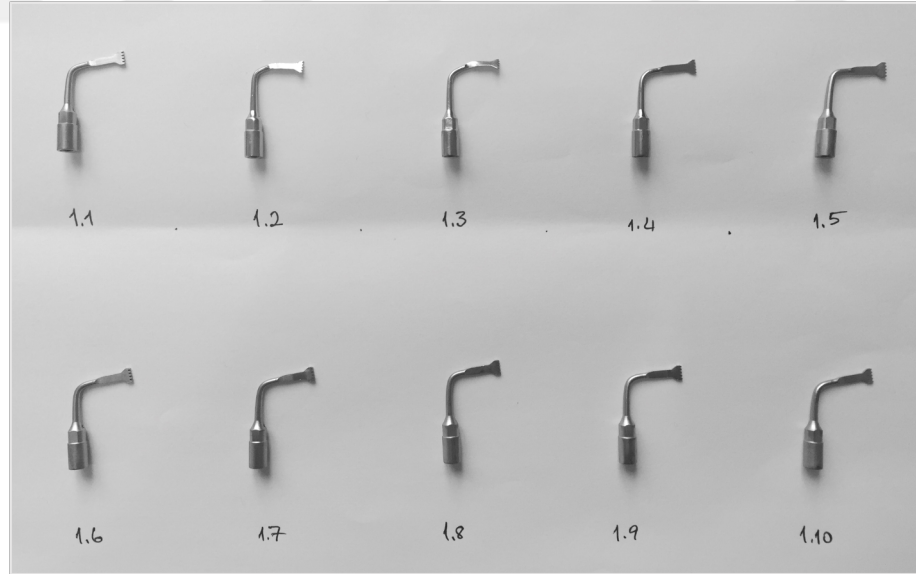


Şekil 4.4: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının Kuvvet-Uzama grafiği.

Tablo 4.4: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının biyomekanik test değerleri.

İsim	Enerji	Elastik Limit	Elastik Limit Uzama
Birim	J	N	mm
4_1	0,23902	97,3908	3,79867
4_2	0,23794	94,4448	3,76647
4_3	0,38243	109,294	4,92200
4_4	0,17431	80,2509	3,27497
4_5	0,36795	108,405	4,86813
4_6	0,38107	106,932	4,99743
4_7	0,30911	105,759	4,31830
4_8	0,33838	117,026	4,25747
4_9	0,25800	92,9499	4,08023
4_10	0,24278	84,0982	3,96877

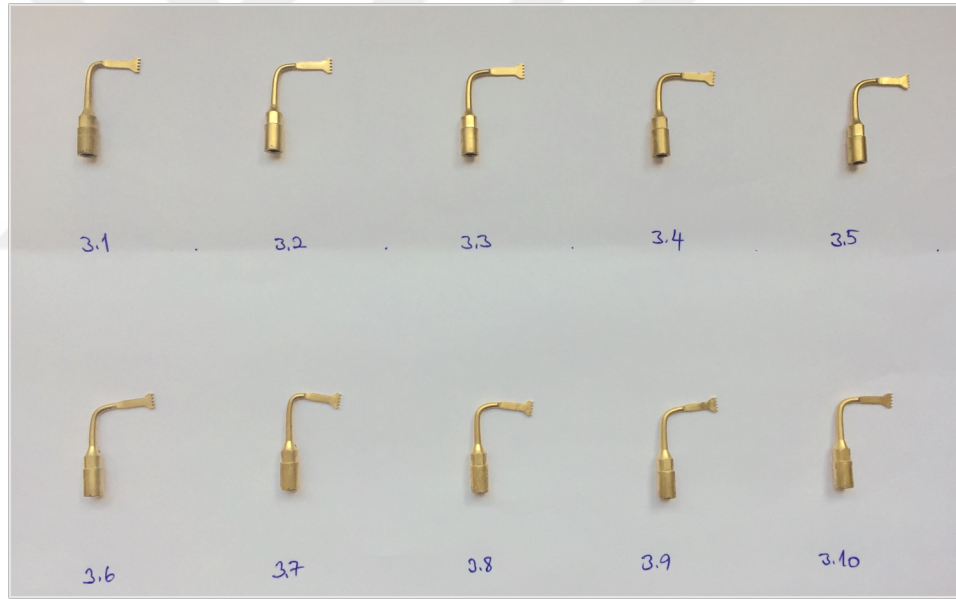
Standart bir şekilde tüm gruplardaki numunelere uygulanan cantilever eğme deneyi sonrası numune görüntüleri Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9’da yer almaktadır.



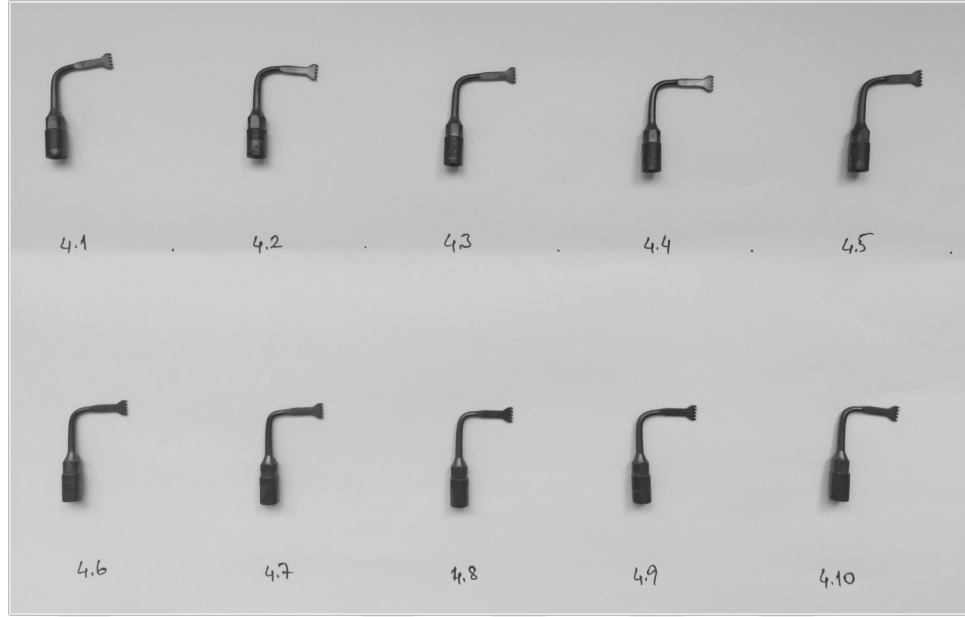
Şekil 4.5: 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.



Şekil 4.6: 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.



Şekil 4.7: TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.



Şekil 4.8: DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının deney sonrası görüntüleri.

4.2 İstatistiksel Bulgular

Veriler IBM SPSS statistics 22.0 programında analiz edilmiştir. Verilerin normal dağılımına Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testi ile bakılmıştır. Elastik limit ve Enerji parametreleri normal dağılım göstermediği için parametrik olmayan testler kullanıldı. Çalışmadaki değişkenler için tanımlayıcı istatistikler: ortalama, standart sapma, medyan, minimum, maksimum olarak ifade edilmiştir (Tablo 4.5).

Tablo 4.5: Grupların tanımlayıcı istatistik sonuçları.

Grup		ELASTİK LİMİT (N)	ENERJİ (J)
1-54 HRC PASLANMAZ ÇELİK	Mean	107,6721	0,3272
	SD	18,41630	0,07531
	Median	115,1990	0,3408
	Min	67,59	0,19
	Max	122,52	0,43
2-48 HRC PASLANMAZ ÇELİK	Mean	119,4288	0,3795
	SD	4,61255	0,06302
	Median	119,7370	0,3968
	Min	111,94	0,28
	Max	125,25	0,48
3-TiN KAPLAMALI 54 HRC PASLANMAZ ÇELİK	Mean	95,4780	0,2637
	SD	13,00008	0,12107
	Median	94,9594	0,2629
	Min	76,46	0,11
	Max	114,98	0,55
4-DLC KAPLAMALI 54 HRC PASLANMAZ ÇELİK	Mean	99,6551	0,2931
	SD	11,81902	0,07263
	Median	101,5749	0,2836
	Min	80,25	0,17
	Max	117,03	0,38
<i>p değeri</i>		0,000*	0,017*
Değerler ortalama, standart sapma (SD), medyan, minimum (min), maksimum (max) olarak verildi. *: Kruskal Wallis testi istatistiksel olarak anlamlı fark var. ($p<0,05$)			

Tüm gruplar arasında istatistiksel değerlendirme Kruskal-Wallis testi ile yapılmıştır. Post Hoc ikili karşılaştırmalarda ise Bonferroni düzeltilmeli Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p=0,05/6$ olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.6: Post Hoc İkili Grup Karşılaştırmaları.

KARŞILAŞTIRMA	ELASTİK LİMİT (N) (p)	ENERJİ (J) (p)
1 - 2	0,058	0,145
1 - 3	0,041	0,072
1 - 4	0,072	0,288
2 - 3	0,000*	0,009
2 - 4	0,001*	0,014
3 - 4	0,597	0,326
Mann-Whitney U testi *: Eğer $p < 0,008$ istatistiksel olarak anlamlı fark var.		

Tablo 4.6'ya göre 1. Grup kaplamasız 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları ile 2. Grup kaplamasız olarak 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları arasında elastik limit (grafikteki işaretli ilk nokta) ve enerji (elastik limit noktasına kadar grafik altında kalan alan) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir.

1. Grup kaplamasız 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları ile 3. Grup TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları arasında yapılan istatistiksel karşılaştırmada elastik limit ve enerji değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlara göre TiN kaplamanın kaplamasız numunelere üstünlüğü istatistiksel olarak gösterilememiştir.

1. Grup kaplamasız 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının 4. Grup DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları arasında elastik limit ve enerji değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu sonuçlara göre DLC kaplamanın kaplamasız numunelere üstünlüğü istatistiksel olarak gösterilememiştir.

2. Grup kaplamasız 48 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçlarının 3. Grup TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten üretilmiş piezocerrahi testere uçları ile arasında elastik limit değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı

bir fark bulunurken, Enerji değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

2. Grup kaplamasız 48 HRC paslanmaz çelikten oluşan piezocerrahi testere uçlarının 4. Grup DLC kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten oluşan piezocerrahi testere uçları ile arasında elastik limit değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunurken, Enerji değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

3. Grup TiN kaplamalı 54 HRC paslanmaz çelikten oluşan piezocerrahi testere uçları ile 4. Grup DLC kaplamalı piezocerrahi testere uçları arasında elastik limit ve enerji değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

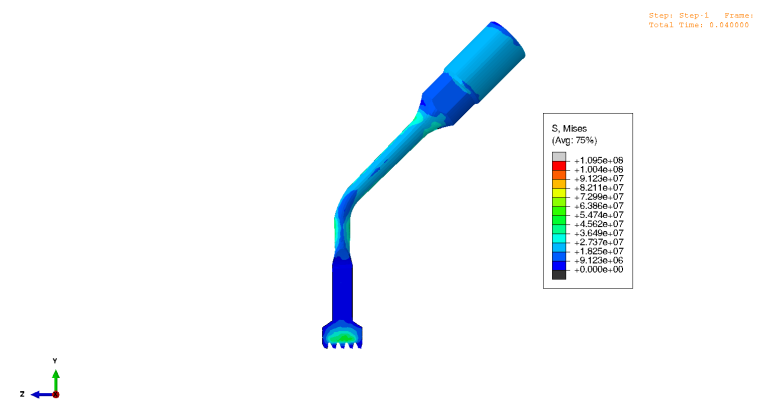
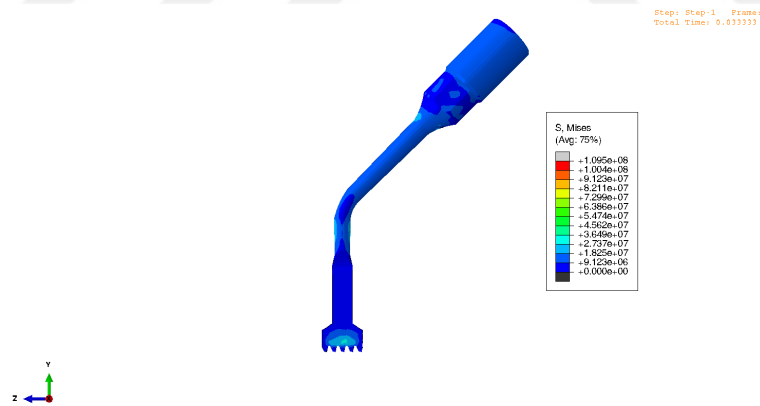
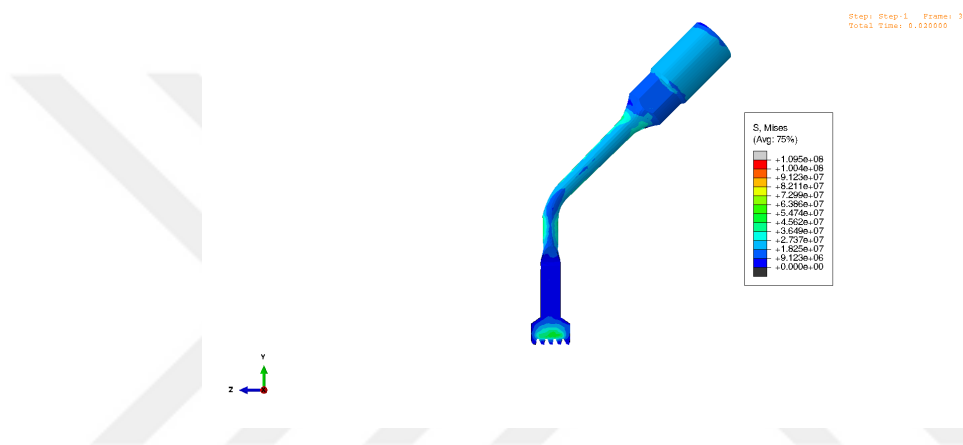
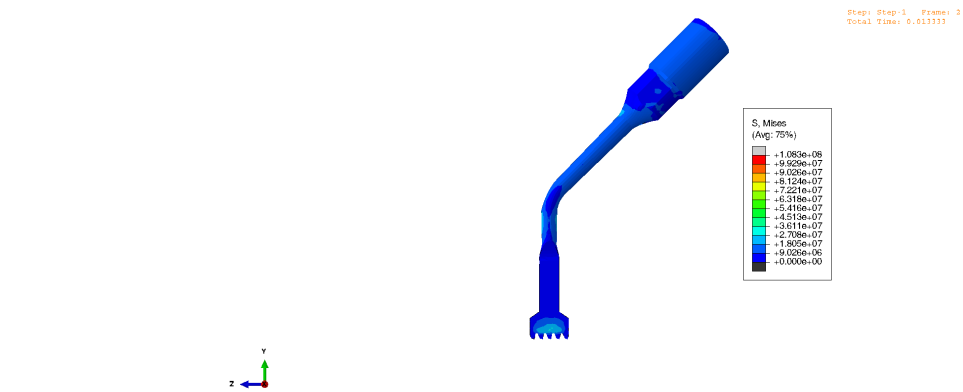
Biyomekanik test sonucu elde edilen grafik yorumlamalarına göre 2. Grubun hem elastik limit hem enerji değer ortalamaları diğer gruplara göre daha yüksek bulunmasına rağmen istatistik analiz sonuçlarına göre anlamlı fark sadece 2. Grubun 3. ve 4. Gruplar ile arasındaki elastik limit değerlerinde bulunmuştur. Değerlendirmelere alınan Elastik limit ve Enerji değerleri arasındaki korelasyona Spearman korelasyon testiyle bakılmış ve aralarında 0,746 katsayısıyla istatistiksel olarak yüksek düzeyde anlamlı bir ilişki bulunmuştur.

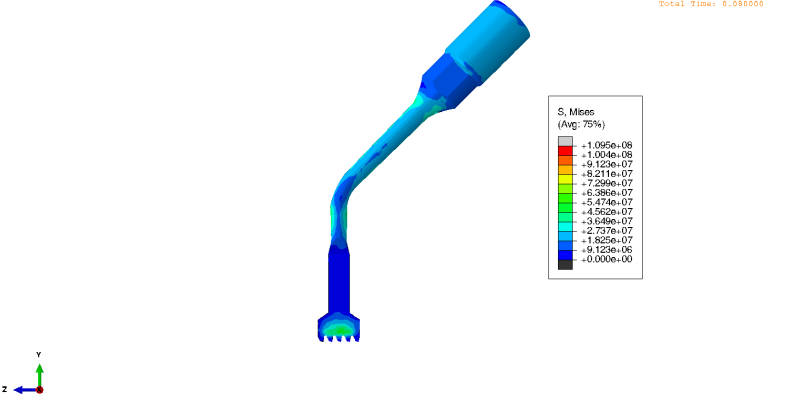
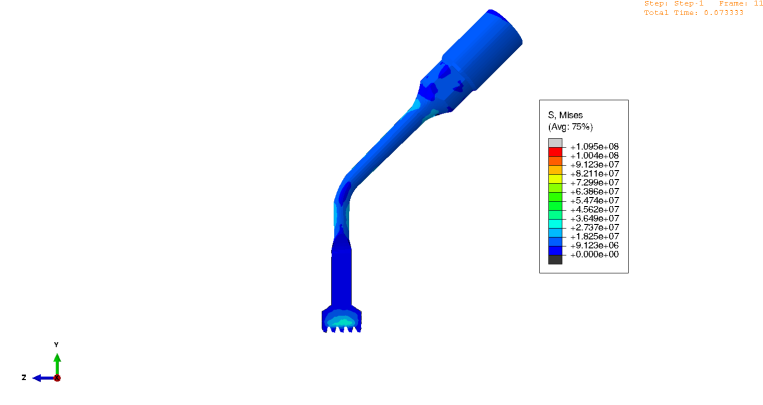
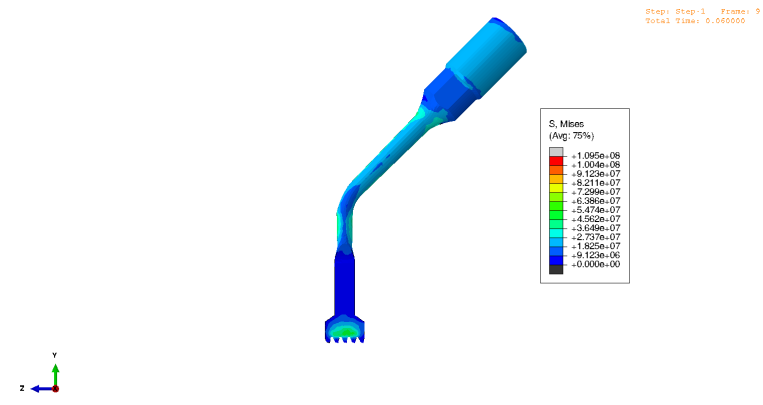
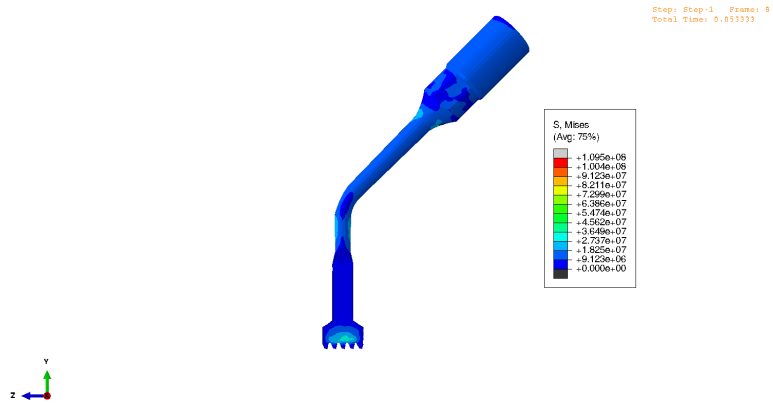
4.3 Sonlu Elemanlar Analiz Bulguları

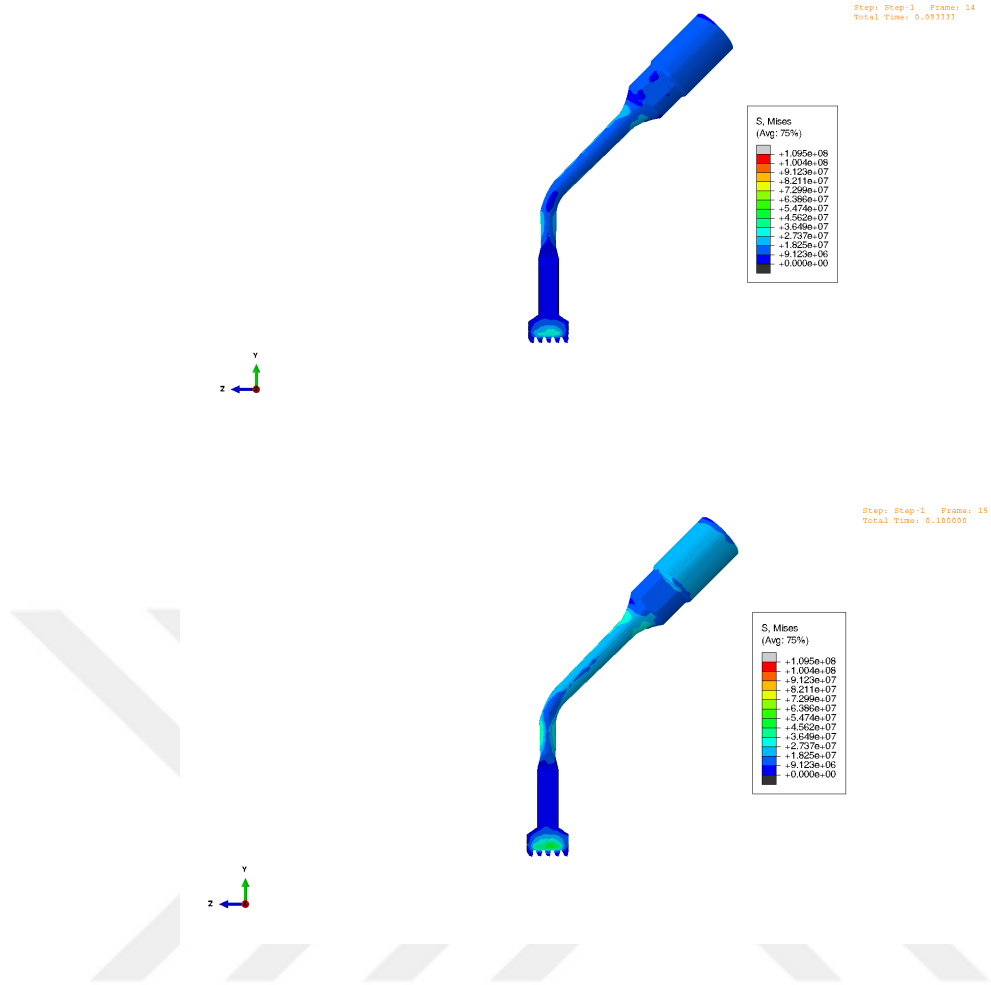
Sonlu elemanlar analiz sonuçları incelenirken malzemelerin mekanik özellikleri göz önüne alınmaktadır. Malzemelerin dayanımlarını belirlemede kullanılan Eş değer (Von Mises) gerilme değerleri kullanılır. Sayısal olarak elde edilen analiz sonuçlarına göre elde edilen sonuçlar Şekil 4.10'da yer almaktadır.

Bu analizde dinamik bir sistem için sonlu elemanlar analizi araştırılmış olup, kaplamasız olarak paslanmaz çelikten üretilen bir piezocerrahi testere ucun kemik üzerindeki 0.01 sn'lik aralıklarla 0.1 sn içerisindeki ileri-geri hareketi için model oluşturulmuştur. Böylelikle hareket halindeki bir piezocerrahi testere ucun üzerindeki eşdeğer gerilme dağılımları değerlendirilmiştir.

Modelde kemiğe piezocerrahi testere uç ile 100 gram kuvvet uygulanmış ve testere uç üzerinde oluşan büyük tesir eden eşdeğer gerilme dağılım bölgeleri testere ucunda yoğunlaşmıştır. Geometrik olarak süreksiz bölgelerde bu durumunun oluşması beklenilmektedir. Zamanın artması ile büyük gerilmelerin tesir ettiği alan genişlemektedir.







Şekil 4.9: Piezocerrahi testere ucunda görülen Von Mises gerilim dağılımı (sırasıyla yukarıdan aşağıya 0.01 sn, 0.02 sn, 0.03 sn, 0.04 sn, 0.05 sn, 0.06 sn, 0.07 sn, 0.08 sn, 0.09 sn, 0,1 sn).

Şekil 4.10, kemik üzerinde hareket halindeki piezocerrahi testere ucun Von Mises stres dağılımını göstermektedir. Maksimum değer 109.5 MPa'dır ve akma değeri 450 MPa olan piezocerrahi testere ucun akma geriliminden daha düşüktür. Öncelikli olarak kemiğe uygulanan basma yüküyle piezocerrahi testere ucun dişlerinin hemen üzerinde kalan bölgede gerilme değerinin yükseldiği görülmekte olup, hareket hali devam ettikçe testere uç gövdesinde kesit alanı değişimi olan bölgelerde de gerilmeler artmaya başlamaktadır. Böylelikle piezocerrahi testere uç üzerindeki en çok kırılma beklenen alan gövde kısmındaki büküm bölgesi olarak belirlenmiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Araştırmacılar, geleneksel osteotomi cihazların sınırlamalarının üstesinden gelmek için çevre dokularla uyum içinde çalışan, kemik üzerinde hassas ve seçici kesim yapan aynı zamanda ultrasonik mikrotitreşim ilkesini kullanan gelişmiş terapötik cihazlar geliştirmek istemişlerdir. Ultrasoniklerin bu özelliklerini birleştiren yeni yöntemlerden biri Piezocerrahi'dir. Piezocerrahi, diş hekimliği alanında tanıtılan kemikle ilgili prosedürler içinde nispeten yeni bir alternatiftir [25]. Son yıllarda da, minimal invaziv cerrahiye yönelik modern eğilime paralel olarak, oral ve maksillofasiyal cerrahide kemik kesmek için ultrasonik cihazların kullanımı tanıtılmıştır [8]. Bilinen şu ki piezocerrahi endikasyonlarının sayısı ağız ve çene cerrahisi ile birlikte kulak burun boğaz, beyin cerrahisi, oftalmoloji, travmatoloji ve ortopedi gibi diğer disiplinlerde de giderek artmaktadır [7].

Piezocerrahi çok güncel bir kullanım olmasıyla birlikte literatürde piezocerrahi ile ilgili yapılan çalışmalar yeni yeni artmaktadır. Piezocerrahi ile ilgili nispeten daha çok çalışma olmasına rağmen, piezocerrahi testere uçları ile ilgili çok az sayıda çalışma bulunmaktadır. Bizim bu çalışmadaki amacımız operasyon esnasında çok sık kırılan ve maliyeti fazla olan piezocerrahi testere uçlarının kullanım ömrünün artması, aynı zamanda piyasada sıkça kullanılan ve pahalı olan TiN kaplamaya kıyasla daha az maliyetle elde edilebilecek alternatif bir piezocerrahi testere uç geliştirmektir. Gonzalez-Garcia ve ark.na göre piezocerrahinin en büyük dezavantajlarından biri operasyon esnasında piezocerrahi uçların sıkça kırılması iken bir diğer dezavantajı ise oldukça yüksek olan maliyetidir. Ultrasonik osteotomi ekipmanlarının mekanik osteotom alet ve cihazlarından daha pahalı olduğu belirtilmiştir [6].

Literatürde piezocerrahi testere uçlarının farklı kaplamalarla karşılaştırılması sadece bir çalışmada yer alırken, biyomekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı ve sonlu elemanlar analizi ile piezocerrahi testere uçlarının değerlendirilmeye alındığı başka bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle yaptığımız çalışma, piezocerrahi testere uçları ile ilgili yapılmış özgün bir araştırma niteliğindedir.

Jones ve ark. çok kullanımlık cerrahi aletlerinin genellikle paslanmaz çelikten veya titanyum alaşımlarından yapıldığını ve bu sert, stabil malzemelerin imalatı maliyet yük taşıdığını bu yüzden de daha kolay imal edilebilen malzemelerin mevcut

olmasının avantajlı olacağından bahsetmiştir [100]. Mevcut kitap bilgileri ile yaptığımız literatür taraması bizi aşağıda anlatılan malzemeleri kullanmaya yönlendirmiştir.

Park ve ark.na göre paslanmaz çelikler, makul derecede iyi mekanik özelliklerinin yanı sıra iyi korozyon direnci nedeniyle tıbbi aletler için hala iyi bilinen malzemelerdir [83]. Dalibon ve ark. na göre ise AISI 420 paslanmaz çelikler, östenitik ve duplex sınıflara kıyasla orta düzeyde korozyon direnci sunsalar da, dental ve cerrahi aletler için yaygın olarak kullanılmaktadır. Kemik küretleri, diş frezleri, forsepsler, ekartörler, ortodontik pensler ve bisturiler gibi kesici kenarların, aşınma direncinin ve gücün gerekli olduğu uygulamalarda sık kullanılmaktadır. Korozyon direnci sürdürüldüğü ve yapışma kabul edilebilir olduğu sürece, bu aletlerin daha uzun ömürlü olması bir yüzey işleme ve kaplama ile elde edilebilir olduğu gösterilmiştir [103]. Nanoteknoloji ile de yüzey kaplama kavramı ortaya çıktığından beri oldukça ilgi görmüş ve mevcut malzeme yüzeylerinin geliştirilmesi ve iyileştirilmesi için pek çok araştırma başlatılmıştır. Sert ve dayanıklı malzemeler ile yüzey kaplama teknikleri bu alandaki en ilgi çekici konulardan birisi haline gelmiştir [141]. Gonzalez Garcia ve ark. ultrasonik bisturi ve osteotomların hareketleri çalışma parçasına iletilirken, titanyum veya paslanmaz çelik uçlu, elmas, titanyum nitrür kaplamalı veya da kaplamasız olarak amaçlanan göreve uygun şekilde farklı şekillerde çalışma parçaları kullanıldığından bahsetmiştir [6].

Bu bilgiler doğrultusunda bizim çalışmamızda da ham madde olarak AISI 420 paslanmaz çelik kullanılmış olup hem kaplamasız hem de farklı kaplamalar ile gruplar arası karşılaştırma yapılmıştır.

Roy ve Lee biyomedikal uygulamalarda DLC kaplamaların biyoyumluluğu, korozyon ve mekanik özelliklerini inceledikleri bir çalışmada hücrelerin herhangi bir sitotoksisite ve inflamasyon olmaksızın DLC kaplama üzerinde büyüdüklerini ve mekanik özelliklerinin umut verici olduğunu bildirmişlerdir [109]. DLC kaplamalar düşük sürtünme katsayısı, yüksek sertlik ve aşınma direnci gibi mükemmel tribolojik özellikleri ile biyoyumlu olmaları nedeniyle pek çok endüstriyel, otomotiv sanayi ve medikal uygulamalarda uygun olabileceğinden koruyucu yüzey kaplaması olarak oldukça ilgi çekici hale gelmiştir [142, 143]. Dearnaley ve ark.na göre de DLC kaplamaların biyoyumluluğuna ilişkin rapor edilen tüm testler başarılı bulunmuştur [144]. Bu sebeplerden dolayı gruplarımızdan birinde bu kadar iyi mekanik özellikleri

olan sert, biyouyumlu ve ince bir kaplama malzemesi olan DLC kaplama kullanılmıştır.

Gotman ve ark. titanyum nitrür (TiN) kaplamanın kesme, delme vb. işlemlerde yüzeylerin sertliğini, sürtünmesini ve korozyon direncini geliştirmek için yaygın olarak kullanıldığından bahsetmiş [145], Kuzu ve ark. ise ince film kaplamalardan olan TiN'in ortopedik protezlerde, kalp kapakçıklarında, dental protezlerde geniş uygulama alanına sahip olduğunu söylemiştir [79]. Paschoal ve ark. TiN kaplamanın, çelikleri aşınma ve korozyondan korumak için önemli bir kaplama malzemesi haline geldiğini [89] belirtmiş olsa da, yazarların bilgisine göre, piezocerrahi kesici uçlar üzerindeki TiN kaplamanın aşınması, bozulması, stabilitesi ve aşınmanın kesme hassasiyetiyle kalitesi üzerindeki etkisi hakkında çok az şey bilinmektedir [5]. Biz de piyasada halihazırda piezocerrahi uçlar üzerinde sıkça kullanılan TiN kaplamanın kırılma ve dayanıklılık gibi mekanik özellikleri üzerine araştırılmış bir çalışmanın olmaması nedeniyle gruplarımızdan birisine TiN kaplama uygulanmasına karar verdik. TiN kaplamanın üretiminin mali açıdan fazla yüke sahip olması çalışmadaki diğer gruplarla karşılaştırma yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. Sonuç olarak çalışmamızdaki bir gruba TiN, bir gruba DLC kaplama uygulanırken kalan diğer iki gruba da kaplama uygulaması yapılmamıştır. Kaplama uygulaması yapılmayan iki gruptaki fark hammaddenin sertliği değiştirilerek elde edilmiştir. Grupların birinde paslanmaz çeliğin sertliği azaltılarak diğer grupların (54 HRC) aksine 48 HRC paslanmaz çelik kullanılmıştır.

PVD yöntemi ile üretilmiş TiN kaplamalar piyasaya çıktıklarından beri malzeme yüzeylerinin korunması ve kesici aletlerin ömrünün uzatılması amacıyla başarıyla kullanılmıştır [141]. Prengel ve ark.na göre PVD yöntemi, metal ve kesici kenar içeren malzemelerin sert filmler ile kaplanmasında özellikle tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir [146]. Bu yüzden TiN kaplaması uygulanan numunelerimizde PVD yöntemi kullanılarak kaplama yapılması uygun görülmüştür.

Ohtake ve ark.na göre elmas kaplama yöntemleri arasında daha sık kullanılan yöntem plazma destekli kimyasal buhar biriktirme (PACVD) yöntemidir. Daha az maliyetli ekipman gerektirmeleri, daha kolay ölçeklendirilebilmeleri nedeniyle daha sık kullanım alanı bulmuştur [147]. Bizim çalışmamızda da DLC kaplamalar PACVD yöntemi kullanılarak kaplanmıştır.

De Santis ve ark. piezocerrahi testere uçları üzerine bir analiz yapmış ve kesici uçların özellikleri üzerinde kesme ve sterilizasyon işlemlerinin etkisini araştırmıştır. Çalışmadaki uçlara, tekrarlayan ve kontrollü bir şekilde ilerleyen 5 döngü halinde kesme ve sterilizasyon işlemleri uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre ucu kaplayan titanyum nitrür kaplamanın stabilitesinin kesici ucun kalitesine bağlı olduğu gösterilmiştir. Özellikle, kalitesiz bir kaplama, kesme işlemini olumsuz olarak etkilerken, belirgin bir titanyum nitrür aşınmasına da neden olduğu belirtilmiştir [5].

Godfrey ve ark. 4 farklı sivri ultrasonik ucun dentin kesme verimliliğini karşılaştırmıştır. Çalışmada taramalı elektron mikroskobu ile yeni ve kullanılmış ultrasonik uçların şeklinin ve yüzey topografisinin kalitatif bir analizi yapılmıştır. Bu 4 farklı ultrasonik ucun iki tanesinin yüzey kaplaması yokken, bir grup elmas kaplı diğer bir grup ise zirkonyum nitrür kaplamalıdır. Elmas kaplı olan uç, diğer üç gruba göre daha fazla dentin çıkarırken, uç şekli ve topografyası açısından da en az değişikliğe sahip grup olduğu ortaya çıkarılmıştır [22].

Tepedino ve ark. osseöz rezektif cerrahi sonrası ısı üretimi ve dril aşınmasını piezocerrahi ve konvansiyonel drili karşılaştırarak incelemiştir. Piezocerrahi uç TiN ile kaplanmış sert paslanmaz çelikten, konvansiyonel dril ise elmas kaplamayla üretilmiştir. Sonuç olarak da benzer bir uç tasarımı kullanıldığında piezocerrahi cihazının kaplama malzemesinde geleneksel elmas kaplı frezlere göre daha fazla aşınma gösterdiği bulunmuştur [90].

Literatürde piezocerrahi testere uçlarının farklı kaplamalarla karşılaştırıldığı tek çalışma Liao ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada asıl olarak ultrasonik osteotomide elmas benzeri karbon kaplı uçların kesme performansı araştırılmak istenmiştir. Üç farklı grubun kesme performansı değerlendirmeye alınmış ve bunu malzeme kaldırma oranı ölçümü ile sıcaklık artışı değerlerine bakılarak yapılmıştır. Gruplar kaplamasız uç, titanyum nitrür (TiN) kaplı uç ve elmas benzeri karbon (DLC) kaplı uçtur. Bütün gruplar paslanmaz çelikten üretilmiştir. Bu çalışmadaki gruplar bizim çalışmamızdaki gruplarla benzerdir. Liao ve ark.'nın yaptığı çalışmanın sonuçlarına göre DLC kaplı uç, incelenen üç tip uç arasında en yüksek malzeme kaldırma oranını ve en az sıcaklık artışını sağlayan uçtur [45]. Bizim çalışmamızda kaplamasız, TiN ve DLC gruplarının elastik limit, tokluk enerjisi, kırılma, dayanıklılık gibi biyomekanik özellikleri hakkında fikir sahibi olunmak istenmiş ve kaplamasız, TiN ve DLC grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmamıştır.

($p>0.008$), tek anlamlı fark kaplamasız ve sertliği diğerlerine (54 HRC) göre azaltılarak üretilmiş olan 48 HRC paslanmaz çelik uçların elastik limit değerlerinin TiN ve DLC kaplamalı uçlara göre istatistiksel olarak daha anlamlı bulunmasıdır ($p<0.008$). Beklendiği üzere 48 HRC paslanmaz çelik uçlar daha yüksek değerlerde plastik deformasyon göstermiş olsa da klinik kullanım açısından sertliği daha yüksek olan piezocerrahi testere uçlar gibi aynı etkide performans gösterip göstermeyeceği şu anki elimizde olan bilgilerle net değildir.

Deng ve ark. TiN, TiC, TiCxNy ve DLC kaplamaların farklı tribolojik davranışlarını araştırmış ve karşılaştırmıştır. Aynı zamanda kaplamaların mikrosertliği ve AISI 420 paslanmaz çeliğe yapışma miktarını da ölçmüşlerdir [84]. Bizim çalışmamızdaki piezocerrahi testere uçların hammaddesi AISI 420 paslanmaz çelik olup DLC ve TiN kaplama ile kaplanmıştır. Deng ve ark.na göre aşınma testleri tamamlandıktan sonra tüm kaplamalar alt tabakalara iyi yapışmaktadır ve genel olarak DLC'lerin ortalama sürtünme katsayıları, TiN, TiCxNy ve TiC kaplamalarinkinden nispeten daha düşük bulunmuştur. DLC-10%Ti kaplamanın, sertlik, yapışma ve aşınma verilerini birleştirerek en iyi özellikleri; yüksek mikro sertlik değerleri, mükemmel yapışma ve son derece uzun aşınma ömrü gösterdiğini belirtmiştir [84]. Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak DLC kaplamanın TiN kaplamaya kıyasla daha uzun aşınma ömrü bildirilmiş olup bizim çalışmamızda kullanım ömrü ve kırılmaya dayanım açısından aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Piezocerrahi testere ucun, cihazın çalışır haldeki hareketini deneye yansıtmak aynı zamanda bu hareketin devamını sağlayabilmek ve biyomekanik özelliklerini in vitro olarak taklit edebilmek oldukça zor ve karmaşıktır. Normal klinik şartlarda kemik üzerine uygulanan piezocerrahi testere ucun, biyomekanik özelliklerini araştırabilmek için kullandığımız deney yöntemi biraz daha sadeleştirilmiş bir deney yöntemidir. Uçların düzensiz ve homojen olmayan geometrisi göz önüne alındığında, daha az fizyolojik olmasına rağmen cantilever eğme testi kullanılması uygun bulunmuştur. Piezocerrahi testere uç çalışır vaziyetteyken karmaşık bir yükleme ortamına tabidir, bu çalışmada da cantilever eğme testi ile in vivo durumda maruz kalınan kuvvetlerin bir temsili elde edilmeye çalışılmıştır.

Amaritsakul ve ark. sayısal simülasyonlar ve mekanik testler kullanarak çeşitli geometrik tasarımlara sahip spinal pedikül vidalarının bükülme mukavemetinin biyomekanik değerlendirmesini yapmıştır. Bu değerlendirmeler için sonlu elemanlar

analizi ve cantilever eğme testi kullanmıştır. Cantilever eğme testi Instron test cihazında gerçekleştirilmiş olup, yük-uzama grafikleri elde edilmiştir. Her vida tipi için akma yükü % 0.2 ofset yöntemiyle hesaplanmıştır [148]. Bu çalışmanın gereç ve yöntemi bizim çalışmamıza benzer bulunmuştur. Biz de piezocerrahi testere uçlarını biyomekanik olarak değerlendirebilmek için cantilever eğme testi kullandık ve bu testi Amaritsakul ve ark.nın kullandığı Instron test cihazıyla aynı görevleri yerine getirebilen başka bir universal test cihazı olan Shimadzu test cihazında gerçekleştirdik. Bu çalışmada olduğu gibi deney sonucu verilerini kuvvet-uzama grafikleriyle değerlendirdik ve karşılaştırdık.

Chao ve ark. da Amaritsakul ve ark. gibi pedikül vidaları üzerinde bir çalışma yapmış. Çalışmasında eğilme ve çekme mukavemetlerini geliştirebilmek için hem biyomekanik test hem de sonlu elemanlar analizini kullanmıştır. Sonlu eleman analizlerinin, mekanik testlerin sonuçlarını güvenilir bir şekilde öngördüğü sonucuna ulaşılmıştır. Mekanik testler esnasında yield strength ve yarılanma ömrü değerleri dikkate alınmış, değerlendirmeler esnasında kuvvet-uzama grafiği kullanılmıştır. Yükleme, tüm vidaların plastik deformasyonunu sağlamak için 20 mm'ye ulaşana kadar da devam etmiştir [149]. Bizim çalışmamızda da 10 mm'ye kadar grafik çizimine izin verilmiş sonrası kayıt altına alınmamıştır, çünkü yapılan ön deneylerle belirlendiği üzere tüm numunelerin 10 mm'ye kadar plastik deformasyona uğradığı görülmüştür, Chao ve ark. yield strength değerlerini kaydetmiş ve akma mukavemeti olarak değerlendirilen bu değer aslında bizim de değerlendirmeye aldığımız değerlerden biri olan elastik limit noktasına tekabül etmektedir. Çalışmacıya malzemenin elastik deformasyonunun sona erip, plastik deformasyonunun başladığı nokta hakkında bilgi vermektedir.

Renfree ve ark.nın klavikula kemiğinin sabitlenmesi için kullanılan klavikula plaklarının ve pinlerinin biyomekanik davranışını incelendiği ve birbiriyle karşılaştırdığı çalışmada cantilever eğme testi uygulanmıştır. Test sonucu değerlendirmelerinde akma noktası %0.2 ofset yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır. Yük-uzama eğrisinin doğrusal bölgesine paralel bir çizgi çizildi ve numunenin toplam uzunluğunun %0,2'si kadar sağa kaydırılmıştır. Akma noktası, ofset çizgisinin, numunenin %0.2 plastik deformasyon yaşadığı nokta olan yük-yer değiştirme eğrisini geçtiği noktada belirlenmiştir. Cantilever eğme için, bu nokta kırılmadan önce gözle görülür bir plastik deformasyon olmadığı için nihai kırılma yükü ile çakışmıştır.

Cantilever eğme testinden elde edilen ve karşılaştırılan değerler sırasıyla sertlik (N/mm), maksimum yük (N), maksimum yer değiştirme (mm), yield load (N) yani akma yükü ve akma noktasındaki yer değiştirmedir (mm) [150]. Bizim çalışmamızda değerlendirmeye alınan parametreler bu çalışmadakine benzer olup grafikte akma yüküne karşılık gelen elastik deformasyonun bitip, plastik deformasyonun başladığı kuvvet yani “Elastik limit noktası (N)” ile bu değere karşılık gelen noktaya kadarki grafik altında kalan alan toplamı “Enerji (J)” değeri baz alınmıştır. Malzemenin grafikte kırıldığı bir nokta olması durumunda, grafikte bu noktaya kadar olan alan toplamı tokluk enerjisi yani malzemenin kırılması için gereken toplam enerjiyi belirtebilecekti, bizim çalışmamızda numuneler kırılmamış ön deneyler sonucu plastik deformasyon oluşacak limite kadar uzama miktarları belirlenmiştir. Grafik çizimleri sadece 10 mm ye kadar devam ettirilmiştir. Sonuç olarak çalışmamızda Elastik limit noktaları ve Enerji değerleri baz alınmış, Enerji değerleri bize malzemenin tokluk değerleri hakkında fikir vermiştir.

Bütün bunlara ek olarak yapılan literatür araştırmalarında görülmüştür ki hemimandibulaların distal uçları serbest bırakılarak molar dişler üzerinden okluzal kuvvet uygulaması ile farklı mini plak ve vida sistemlerinin karşılaştırıldığı çok sayıda çalışmada cantilever eğme testi kullanılmıştır [133, 151-153].

Doğru ve ark.nın hazırladığı ağız, diş ve çene cerrahisi uygulamalarında sonlu elemanlar analiz uygulamalarının yeniden derlemesinde, diş hekimliği biyomekaniği içinde geniş çapta araştırılması gereken içeriklerden birisi dental işlemler için kullanılan malzemelerin mekanik olarak değerlendirilmesidir [129]. Ying ve ark. deneysel yaklaşımın aksine, sonlu elemanlar yönteminin deneysel maliyet ve zamandan tasarruf sağladığından biyomekanik mühendisliğinde etkin bir şekilde kullanılabileceğini bildirmişlerdir [154].

Bu çalışmanın sonlu elemanlar analizi dinamik bir sistem için olup, kaplamasız olarak paslanmaz çelikten üretilen bir piezocerrahi testere ucun kemik üzerindeki 0.01 sn’lik aralıklarla 0.1 sn içerisindeki ileri-geri hareketi ile model oluşturulmuştur. Böylelikle hareket halindeki bir piezocerrahi testere ucun üzerindeki eşdeğer gerilme dağılımları değerlendirilmiştir. Farklı kaplama materyalleri mikron seviyesinde olduğundan dolayı gerilme ve şekil değiştirme gibi mekanik değişimlerin farkını belirleyebilmek şu anki kullanılan sonlu elemanlar analiz programının ekstra özelliklere sahip olmasını gerektirmektedir. İleriki dönemlerde yapılacak olan

Çalışmalarda da sonlu elemanlar analize bu kaplama materyalleri de dahil edilerek yeni bilgiler literatüre kazandırılabilir.

Santiuste ve ark.na göre sonlu elemanlar yöntemi gibi onaylanmış modelleme yöntemlerinin kullanımı, kemiklerdeki işleme operasyonlarının analizine ve tanımlanmasına yardımcı olabilmekte, bununla birlikte doğru simülasyonların elde edilmesindeki en önemli faktörlerden birisinin de kemik davranışını temsil eden uygun yapısal denklemlerin ifadesi olduğundan bahsetmiştir [155].

Alam ve ark. bir kemik kesme modeli kurmuş ve geometrik parametrelerin, kesme derinliğinin geleneksel kesim sırasında kesme kuvveti üzerindeki etkilerini araştırmıştır [156]. Wang ve ark. ile Li ve ark. ise kemiklerin düşük frekanslı titreşim destekli delinmesi sırasında sıcaklık artışı üzerindeki titreşim parametrelerinin etkilerini incelemek için bir sonlu eleman modeli geliştirmiştir [157, 158]. Santiuste ve ark. bir sonlu elemanlar modeli kullanarak kortikal kemiğin ortogonal kesimini analiz etmiştir. Onların modelleri, deneylere kıyasla iyi bir tahmin doğruluğu sağlamış ve ultrasonik titreşim destekli kesme, kemikte kesme kuvvetini ve sıcaklığı araştırmak için etkili bir yaklaşımı göstermiştir [155]. Bizim çalışmamızda ise kemik modellemesi yapılmış piezocerrahinin kemik üzerindeki kesim hareketi taklit edilmeye çalışılmıştır yukarıda bahsedilen çalışmalardan farklı olarak kemik model üzerindeki değil piezocerrahi testere uç üzerindeki gerilme ve deformasyonlar incelenmiştir.

Ying ve ark.nın yaptığı çalışmada ise ultrasonik titreşim destekli kesimde hem kesme kuvveti hem de sıcaklığı deneysel olarak araştırılmıştır. Sonlu elemanlar modeli 2 boyutlu olarak Abaqus/Explicit programı yardımıyla oluşturulmuştur [154]. Bizim çalışmamızda da Abaqus/Explicit programı kullanılarak 3 boyutlu kemik model üzerinden analizler yapılmıştır.

Yine Ying ve ark.na göre kemik kesme, yüksek sıcaklık, büyük deformasyon ve yüksek gerinim oranı olan bir işlemdir. Kesme işlemini doğru bir şekilde simüle etmek ve kesme işlemi sırasında malzemenin elastoplastik deformasyon özelliklerini tanımlamak için büyük bir deformasyon altında gerinim oranı ve sıcaklık değişiklikleri ile bir gerilim-gerinim ilişkisi seçilmelidir. Yapılan bu çalışmada, kesme işlemini simüle etmek için Johnson-Cook kurucu ilişki modeli ve denklemi kullanılmıştır [154].

Alam ve ark. ise sonlu elemanlar analizi uygulanmış bir kemik kesme modeli geliştirmiş ve deneysel sonuçlarla karşılaştırmıştır. Model, kemik ve kesici takım arasındaki etkileşimin incelenmesine izin vererek, kesme prosedürünün değerlendirilmesini ve optimizasyonunu sağlamıştır. Kemik dokusunun elastik olmayan bir davranışını tanımlamak için, lineer olmayan gerinim sertleşmesini ve gerinim hızı duyarlılığını açıklayan Johnson-Cook malzeme modeli kullanılmış ve bu modelde kemik, çift doğrusal gerinim sertleşmesine sahip elastik-plastik bir malzeme olarak kabul edilmiş, metal kesme simülasyonlarında yaygın olarak kullanılmıştır [156]. Bizim çalışmamızda da bu bahsedilen çalışmalara benzer olarak Johnson-Cook modeli ve denklemi kullanılmış olup, çalışmamızın gereç ve yöntem bölümünde denklem 1 olarak bahsedilmiştir.

Ying ve ark. ile Alam ve ark. kemik talaş oluşum davranışını taklit edebilmek için sürtünme katsayısını 0.35 almıştır [154, 156]. Bizim çalışmamızda da testere uç ve kemik arasındaki sürtünme penalty sürtünme formülasyonu ile modellenmiş ve sürtünme katsayısı 0.35 olarak değerlendirmeye alınmıştır.

Claire ve ark.'na göre piezocerrahi testere uç ile kemikte maksimum derinliğe ulaşabilmek için ideal yük 150 g iken [159], Parmar ve ark.'nın yaptığı ultrasonik cerrahi aletlerinin salınım şekli ve değişen yükler ile kemik yüzeylerine temas ettiklerindeki davranışlarının araştırıldığı deneyde 50, 100 ve 200 gram kuvvetler karşılaştırılmış olup, minimum uç hareketi ile maksimum kesme derinliği 100 g temas yükünde elde edilmiştir [48]. Bizim çalışmamızda da sonlu elemanlar analizi uygulanırken piezocerrahi testere ucun kemiğe uyguladığı kuvvet 100 g olarak belirlenmiştir, aynı zamanda bizim çalışmamızdaki testere uç örneği, Parmar ve ark.'nın deneylerinde kullandığı piezocerrahi testere uç örneği ile aynı uç örneğidir.

Deck ve ark. nın kafatası geometrisi ve beyin yapı yasalarının iyileştirilmesi için insan başının sonlu eleman modellemesini incelediği makalesinde bahsettiği sünek hasar başlatma kriteri [139], bizim çalışmamızda testere ucun kesim işlemi sırasında hasar miktarını belirlemek için kullanılmıştır.

Literatürde piezocerrahi uçların sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği sadece bir çalışmaya denk gelinmiştir, Cardoni ve ark.'nın yaptığı o çalışmada değerlendirmeye alınan uçlar bizim çalışmamızda kullandığımız testere uçları gibi değil implant yuvası hazırlığı için kullanılan uçlardır. Çalışma implantasyon sürecini iyileştirmek için geliştirilen iki yeni ultrasonik cihazın tasarım ve performans

özelliklerini araştırmıştır. Cihazların titreşim davranışı sonlu elemanlar modeli aracılığıyla incelenmiştir [160]. Bizim çalışmamızda ise genellikle yüksek etkili osteotomide kullanılan ince ve sınırları düzgün bir kesi hattı oluşturan piezocerrahi testere uç örneği kullanılmıştır. Uygulanan sonlu elemanlar analizi ile piezocerrahi testere uç üzerinde kırılmanın görülebileceği alanlar belirlenmiş olup, sonuç olarak stres birikiminin piezocerrahi testere uçların gövde kısmındaki büküm bölgelerinde yüksek olduğu gözlenmiştir.

Literatürde piezocerrahi testere uçlarının kırılma ve dayanıklılığını araştıran herhangi bir çalışmaya denk gelinmemiştir. Leclercq ve ark.na göre ultrasonik cihazlar diğer herhangi bir alete göre kalite kusurlarını daha kolay göstermektedir. Yüksek hassasiyete sahip çalışma prensibi ve uçların daha hızlı aşınması buna neden olmaktadır. Titanyum nitrür ve bazen elmas kaplamalarla bu aşınmaların önüne geçilmeye çalışılmış olsa da uçlar çok hızlı bir şekilde aşınmış ve kırılmışlardır [23]. Bu sebeple bu sistemi tüm kemik ameliyatları için genel kullanıma sokmak imkansız olmuştur, örneğin ağır ortopedik cerrahi için bu uçlar henüz tasarlanamamıştır. Medikal ve dental piezocerrahi testere uçlar birbirleriyle karşılaştırılmak istendiğinde medikal piezocerrahi aletlerin kullanıldığı güç seviyesi dental piezocerrahi aletlere göre daha yüksektir. Piezocerrahi ekipman üreticilerinin katalogları incelendiğinde medikal piezocerrahi uçların her zaman keskin ve etkili kullanılabilmesi için tek kullanımlık olması tavsiye edilmiş, dental piezocerrahi uçlar için herhangi bir sınırlamadan bahsedilmemiştir. Bu sebeple kullanılan güç arttıkça uçlardaki kırılma insidansının da arttığı düşünülmüştür. Aynı zamanda piezocerrahi aletini kullanan hekim geleneksel kemik kesme aletlerine göre daha az kuvvet uygulamalıdır, yüksek kuvvet uçların kırılmasına, alette ve dokuda sıcaklık artışına sebep olmaktadır. Hekimin bu konuda hassasiyet kazanması, doğru bir kullanım için belli bir tecrübe seviyesine ulaşması gerekmektedir.

Zhang ve ark.na göre piezocerrahinin sert kemik dokusunu kesme problemlerini çözüp çözemeyeceği bilinmemektedir. Uçlar kolaylıkla kırılabilmekte bu nedenle uçların yapısı ve şeklinin daha da iyileştirilmesi gerekmektedir [161]. Bizim çalışmamızdaki sonlu elemanlar analiz uygulamasına göre piezocerrahi testere uç üzerindeki en çok kırılma beklenen alan gövde kısmındaki büküm bölgesi olarak belirlenmiştir. Bu sayede uçlardaki kırılma insidansını azaltabilmek için bu büküm bölgesinin daha kalın yapılması da üreticiye fikir olarak sunulabilir.

Stacchi ve ark. yaptığı çalışmada kemik cerrahisinde farklı ultrasonik cihazları in vitro olarak analiz etmiş ve hiçbirinin hız, hassasiyet ve mikromorfolojik koşulun en iyi özelliklerini birleştirmede sonucuna varmıştır [44]. Karşılaştırma yaptığı uçlar farklı markalara ait farklı kaplama özelliklerine sahip uçlardır, sonuç olarak aslında görülmüştür ki kaplamasız paslanmaz çelik uçların, kaplama materyalleri ile arasında anlamlı bir fark olmamıştır. Bizim çalışmamızda da kırılma ve dayanıklılık açısından kaplama materyalinin kaplamasız uçlara üstünlüğü gösterilememiştir.

Sonuç olarak;

1. Gruplara uygulanan biyomekanik test sonuçlarına göre istatistiksel olarak tek anlamlı fark daha az sertlikte (48 HRC) kaplamasız olarak oluşturulan piezocerrahi testere uçlarının TiN ve DLC kaplı daha sert (54 HRC) paslanmaz çelik piezocerrahi testere uçlara göre daha yüksek değerlerde plastik deformasyon oluşturmamasıdır.
2. 48 HRC paslanmaz çelik uçların daha yüksek değerlerde plastik deformasyon göstermiş olması beklenen bir sonuç olmasına rağmen, klinik kullanım açısından sertliği daha yüksek olan piezocerrahi testere uçlar gibi aynı etkiye performans gösterip göstermeyeceği şu anki elimizde olan bilgilerle net değildir.
3. Sertlik düzeyinde gerek kaplama gerekse materyal içeriğinde değişiklik yapılması klinik uygulama kuvvet aralığı dikkate alındığında önemli bir fark oluşturmamıştır.
4. Sonuçların gelecekte kliniği daha çok taklit edebilen deney düzenekleri ile yapılacak olan in vitro çalışmalarla desteklenmesi gerektiği düşüncesindeyiz.
5. Uygulanması planlanan in vitro testte sadece yorulma testi ile kombine sürekli kuvvet modelinin uygulanması daha gerçekçi sonuçlara ulaşılmasını sağlayabilir.
6. Kaplamasız paslanmaz çelik bir piezocerrahi testere ucun kemik üzerinde dinamik bir sistemi taklit eden sonlu elemanlar analiz sonucuna göre testere uç üzerinde en fazla gerilimin biriktiği bölgenin piezocerrahi testere ucun gövdesinde yer alan büküm bölgesi olduğu görülmüştür.

7. Sonlu elemanlar analiz bulgularına göre piezocerrahi testere uç üretiminde büküm bölgesine yönelik yapılacak bir dizayn değişikliği ile kırılma sıklığının önüne geçilebileceği düşünülmüştür.



6. KAYNAKLAR

1. Schaller, B.J., et al., *Piezoelectric bone surgery: a revolutionary technique for minimally invasive surgery in cranial base and spinal surgery? Technical note.* Operative Neurosurgery, 2005. **57**(suppl_4): p. ONS-E410-ONS-E410.
2. Vercellotti, T., et al., *Osseous response following resective therapy with piezosurgery.* International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2005. **25**(6).
3. Robiony, M., et al., *Piezoelectric bone cutting in multipiece maxillary osteotomies.* Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2004. **62**(6): p. 759-761.
4. Sohn, D.-S., et al., *Piezoelectric osteotomy for intraoral harvesting of bone blocks.* International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2007. **27**(2).
5. De Santis, R., et al., *An analysis on the inserts for piezoelectric bone surgery: The effect of cutting and sterilization processes.* Int J Eng Innov Technol, 2015. **4**: p. 174-180.
6. González-García, A., et al., *Ultrasonic osteotomy in oral surgery and implantology.* Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2009. **108**(3): p. 360-367.
7. Pavlíková, G., et al., *Piezosurgery in oral and maxillofacial surgery.* International journal of oral and maxillofacial surgery, 2011. **40**(5): p. 451-457.
8. Robiony, M., et al., *Ultrasonic bone cutting for surgically assisted rapid maxillary expansion (SARME) under local anaesthesia.* International journal of oral and maxillofacial surgery, 2007. **36**(3): p. 267-269.
9. Thomas, M., et al., *Piezosurgery: A boon for modern periodontics.* Journal of international Society of preventive & community Dentistry, 2017. **7**(1): p. 1.
10. Bottom, V.E. *A history of the quartz crystal industry in the USA.* in *Thirty Fifth Annual Frequency Control Symposium.* 1981. IEEE.
11. Catuna, M., *Sonic surgery.* Ann Dent, 1953. **12**: p. 100.
12. Richman, M.J., *The use of ultrasonics in root canal therapy and root resection.* J Dent Med, 1957. **12**: p. 12-18.
13. Mazorow, H., *Bone repair after experimentally produced defects.* J Oral Surg, Anesth & Hosp D Serv, 1960. **18**: p. 107-115.
14. Ta, M., Y. GM, and B. GW, *Comparison of the cutting effect on bone of an ultrasonic cutting device and rotary burs.* Journal of oral surgery, anesthesia, and hospital dental service, 1961. **19**: p. 200-209.
15. Horton, J.E., T.M. Tarpley Jr, and L.D. Wood, *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): p. 536-546.
16. Stübinger, S., et al., *Intraoral piezosurgery: preliminary results of a new technique.* J Oral Maxillofac Surg, 2005. **63**(9): p. 1283-7.
17. Walsh, L.J., *Piezosurgery: an increasing role in dental hard tissue surgery.* Australasian Dental Practice, 2007. **18**(5): p. 52-56.

18. Torrella, F., et al., *Ultrasonic osteotomy for the surgical approach of the maxillary sinus: a technical note*. International Journal of oral & maxillofacial implants, 1998. **13**(5).
19. Pereira, C.C.S., et al., *Piezosurgery applied to implant dentistry: clinical and biological aspects*. Journal of Oral Implantology, 2014. **40**(S1): p. 401-408.
20. Thomas, J., *Piezoelectric ultrasonic bone surgery: Benefits for the interdisciplinary team and patients*. MICROSURGERY, 2008. **2**(5).
21. Gruber, R., et al., *Ultrasonic surgery—an alternative way in orthognathic surgery of the mandible: A pilot study*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2005. **34**(6): p. 590-593.
22. Godfrey, M.P., J.C. Kulild, and M.P. Walker, *A comparison of the dentin cutting efficiency of 4 pointed ultrasonic tips*. Journal of endodontics, 2013. **39**(7): p. 897-900.
23. Leclercq, P., et al., *Ultrasonic bone cut part 1: State-of-the-art technologies and common applications*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2008. **66**(1): p. 177-182.
24. Rezaei, M., et al., *Design, Analysis and Manufacturing of a Bone Cutting Ultrasonic Horn-Tool and Verification with Experimental Tests*. Journal of Applied and Computational Mechanics, 2020.
25. Agarwal, E., S.S. Masamatti, and A. Kumar, *Escalating role of piezosurgery in dental therapeutics*. Journal of clinical and diagnostic research: JCDR, 2014. **8**(10): p. ZE08.
26. Yaman, Z. and B. Suer, *Piezoelectric surgery in oral and maxillofacial surgery*. Ann Oral Maxillofac Surg, 2013. **1**(1): p. 5.
27. Labanca, M., et al., *Piezoelectric surgery: twenty years of use*. Br J Oral Maxillofac Surg, 2008. **46**(4): p. 265-9.
28. Walmsley, A., W. Laird, and A. Williams, *Dental plaque removal by cavitation activity during ultrasonic scaling*. Journal of clinical periodontology, 1988. **15**(9): p. 539-543.
29. Berengo, M., et al., *Histomorphometric evaluation of bone grafts harvested by different methods*. Minerva stomatologica, 2006. **55**(4): p. 189.
30. Chiriac, G., et al., *Autogenous bone chips: influence of a new piezoelectric device (Piezosurgery®) on chip morphology, cell viability and differentiation*. Journal of clinical periodontology, 2005. **32**(9): p. 994-999.
31. Stübinger, S., et al., *Piezoelectric harvesting of an autogenous bone graft from the zygomaticomaxillary region: case report*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2006. **26**(5).
32. Horton, J.E., T.M. Tarpley Jr, and J.R. Jacoway, *Clinical applications of ultrasonic instrumentation in the surgical removal of bone*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1981. **51**(3): p. 236-242.
33. Vercellotti, T., et al., *The piezoelectric osteotomy in orthopedics: clinical and histological evaluations (pilot study in animals)*. Mediterr J Surg Med, 2001. **9**: p. 89-96.
34. Kotrikova, B., et al., *Piezosurgery—a new safe technique in cranial osteoplasty?* International journal of oral and maxillofacial surgery, 2006. **35**(5): p. 461-465.
35. Hoigne, D.J., et al., *Piezoelectric osteotomy in hand surgery: first experiences with a new technique*. BMC Musculoskeletal disorders, 2006. **7**(1): p. 1-4.
36. Christophel, J.J. and S.S. Park, *Complications in rhinoplasty*. Facial plastic surgery clinics of North America, 2009. **17**(1): p. 145-156.

37. Koc, B., E.A.O. Koc, and S. Erbek, *Comparison of clinical outcomes using a Piezosurgery device vs. a conventional osteotome for lateral osteotomy in rhinoplasty*. Ear, Nose & Throat Journal, 2017. **96**(8): p. 318-326.
38. Tirelli, G., et al., *External osteotomy in rhinoplasty: Piezosurgery vs osteotome*. American journal of otolaryngology, 2015. **36**(5): p. 666-671.
39. Eggers, G., et al., *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): p. 451-453.
40. Thereza-Bussolaro, C., et al., *Maxillary osteotomy complications in piezoelectric surgery compared to conventional surgical techniques: a systematic review*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2019. **48**(6): p. 720-731.
41. Aro, H., et al., *Ultrasonic device in bone cutting: A histological and scanning electron microscopical study*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1981. **52**(1): p. 5-10.
42. Vercellotti, T., S. De Paoli, and M. Nevins, *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): p. 561-568.
43. Noetzel, N., et al., *Osteotomy speed, heat development, and bone structure influence by various piezoelectric systems—an in vitro study*. Clinical oral investigations, 2019. **23**(11): p. 4029-4041.
44. Stacchi, C., et al., *Micromorphometric analysis of bone blocks harvested with eight different ultrasonic and sonic devices for osseous surgery*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2016. **44**(9): p. 1143-1151.
45. Liao, Y.-S., et al., *Cutting performance of diamond-like carbon coated tips in ultrasonic osteotomy*. Journal of Dental sciences, 2014. **9**(1): p. 63-68.
46. Vercellotti, T., *Technological characteristics and clinical indications of piezoelectric bone surgery*. Minerva stomatologica, 2004. **53**(5): p. 207-214.
47. *Mectron Piezosurgery Inserts Catalogue*.
48. Parmar, D., et al., *Cutting characteristics of ultrasonic surgical instruments*. Clinical oral implants research, 2011. **22**(12): p. 1385-1390.
49. Wallace, S. and J. Stuart, *Forum, Schneiderian. Membrane Perforation Rate During Sinus Elevation Using Piezosurgery; Clinical Results of 100 Consecutive Cases*. Int J Perio Resto Dent, 2007. **27**: p. 413-19.
50. Chopra, P. and P. Chopra, *Piezosurgery and its applications in Periodontology and Implantology*. International Journal of Contemporary Dentistry, 2011. **2**(4).
51. Acharya, A.N. and G.P. Rajan, *Piezosurgery for the repair of middle cranial fossa meningoencephaloceles*. Otology & Neurotology, 2015. **36**(3): p. 444-447.
52. Grauvogel, J., et al., *Piezosurgery—A Safe Technique to Perform Lateral Suboccipital Craniotomy?* Operative Neurosurgery, 2018. **15**(6): p. 664-671.
53. Grauvogel, J., C. Scheiwe, and J. Kaminsky, *Use of Piezosurgery for removal of retrovertebral body osteophytes in anterior cervical discectomy*. The Spine Journal, 2014. **14**(4): p. 628-636.
54. Salami, A., et al., *Piezosurgery in otologic surgery: four years of experience*. Otolaryngology—Head and Neck Surgery, 2009. **140**(3): p. 412-418.

55. Steiert, C., et al., *Piezosurgery for safe and efficient petrous bone cutting in cerebellopontine angle and petroclival meningioma surgery*. Journal of Clinical Neuroscience, 2021. **89**: p. 319-328.
56. Salami, A., et al., *A new method for osteotomies in oncologic nasal surgery: Piezosurgery*. American journal of otolaryngology, 2010. **31**(3): p. 150-153.
57. Anesi, A., et al., *Structural and ultrastructural analyses of bone regeneration in rabbit cranial osteotomy: Piezosurgery versus traditional osteotomes*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2018. **46**(1): p. 107-118.
58. Salami, A., et al., *Piezoelectric bone surgery in otologic surgery*. Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2007. **136**(3): p. 484-485.
59. Russo, A., et al., *Piezosurgery in Hallux Valgus Correction: Distal Linear Osteotomy Operative Technique Using Piezoelectric Tools*. Joints, 2019. **7**(01): p. 025-030.
60. Budd, J., D. Gekelman, and J. White, *Temperature rise of the post and on the root surface during ultrasonic post removal*. International endodontic journal, 2005. **38**(10): p. 705-711.
61. Mosca, M., et al., *Piezoelectric tools versus traditional oscillating saw for distal linear osteotomy in hallux valgus correction: Triple-blinded, randomized controlled study*. Foot and Ankle Surgery, 2021.
62. Robiony, M., et al., *Ultrasound piezoelectric vibrations to perform osteotomies in rhinoplasty*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2007. **65**(5): p. 1035-1038.
63. Filo, K., et al., *The inferior alveolar nerve's loop at the mental foramen and its implications for surgery*. The Journal of the American Dental Association, 2014. **145**(3): p. 260-269.
64. Pagotto, L.E.C., et al., *Piezoelectric versus conventional techniques for orthognathic surgery: Systematic review and meta-analysis*. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 2017. **45**(10): p. 1607-1613.
65. Schaeren, S., et al., *Assessment of nerve damage using a novel ultrasonic device for bone cutting*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2008. **66**(3): p. 593-596.
66. Yaman, Z., et al. *Piezosurgical excision of a large maxillary odontoma*. in *XVII Congresso Nazionale della Societa Italiana Chirurgica Maxillo-Facciale (SICMF). Medimond International Proceedings*. 2011.
67. Cases, C., *Rate During Sinus Elevation Using Piezosurgery: Clinical Results of 100*. Dent. **200727413**: p. 419.
68. Miron, R.J., et al., *Impact of bone harvesting techniques on cell viability and the release of growth factors of autografts*. Clinical implant dentistry and related research, 2013. **15**(4): p. 481-489.
69. 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).
70. Landes, C.A., et al., *Bone harvesting at the anterior iliac crest using piezoosteotomy versus conventional open harvesting: a pilot study*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2008. **105**(3): p. e19-e28.
71. Bovi, M., *Mobilization of the inferior alveolar nerve with simultaneous implant insertion: a new technique. Case report*. International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2005. **25**(4).

72. Stübinger, S., et al., *Ultrasonic bone cutting in oral surgery: a review of 60 cases*. Ultraschall in der Medizin (Stuttgart, Germany: 1980), 2008. **29**(1): p. 66-71.
73. Leclercq, P., C. Zenati, and D.M. Dohan, *Ultrasonic bone cut part 2: state-of-the-art specific clinical applications*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2008. **66**(1): p. 183-188.
74. Sakkas, N., et al., *Transposition of the mental nerve by piezosurgery followed by postoperative neurosensory control: a case report*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2008. **46**(4): p. 270-271.
75. Silva, L., et al., *Comparison between piezoelectric surgery and conventional saw in sagittal split osteotomies: a systematic review*. International journal of oral and maxillofacial surgery, 2017. **46**(8): p. 1000-1006.
76. Landes, C.A., et al., *Critical evaluation of piezoelectric osteotomy in orthognathic surgery: operative technique, blood loss, time requirement, nerve and vessel integrity*. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2008. **66**(4): p. 657-674.
77. Geha, H.J., et al., *Sensitivity of the inferior lip and chin following mandibular bilateral sagittal split osteotomy using Piezosurgery*. Plastic and reconstructive surgery, 2006. **118**(7): p. 1598-1607.
78. Giraud, J.-Y., et al., *Bone cutting*. Clinical Physics and Physiological Measurement, 1991. **12**(1): p. 1.
79. KUZU, Y.R. and B. KESİM, *PVD Yöntemi ile kaplanan akrilik rezine Candida albicans tutulumunun değerlendirilmesi*. Sağlık Bilimleri Dergisi, 2012. **21**(2): p. 95-102.
80. Bülbül, F., *Sert ve Yumuşak Kaplamalar*. Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 2014. **4**(2): p. 32-41.
81. Bunshah, R.F., *Handbook of hard coatings*, editor Noyes Publication. 2001, William Andrew Publishing, LLC Norwich, New York, USA.
82. Donnet, C. and A. Erdemir, *Solid lubricant coatings: recent developments and future trends*. Tribology Letters, 2004. **17**(3): p. 389-397.
83. Park, J., et al., *Improvement of the biocompatibility and mechanical properties of surgical tools with TiN coating by PACVD*. Thin Solid Films, 2003. **435**(1-2): p. 102-107.
84. Deng, J., M. Braun, and Y. Wei, *Reactive sputtered titanium carbide/nitride and diamondlike carbon coatings*. Journal of Vacuum Science & Technology A: Vacuum, Surfaces, and Films, 1998. **16**(4): p. 2073-2077.
85. Mezger, P. and N. Creugers, *Titanium nitride coatings in clinical dentistry*. Journal of dentistry, 1992. **20**(6): p. 342-344.
86. Hai, K., et al., *Corrosion resistance of a magnetic stainless steel ion-plated with titanium nitride*. Journal of oral rehabilitation, 2000. **27**(4): p. 361-366.
87. Datta, S., et al., *Mechanical, wear, corrosion and biological properties of arc deposited titanium nitride coatings*. Surface and Coatings Technology, 2018. **344**: p. 214-222.
88. van Hove, R.P., et al., *Titanium-nitride coating of orthopaedic implants: a review of the literature*. BioMed research international, 2015. **2015**.
89. Paschoal, A.L., et al., *Metallic biomaterials TiN-coated: Corrosion analysis and biocompatibility*. Artificial organs, 2003. **27**(5): p. 461-464.
90. Tepedino, M., et al., *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).
91. Xuereb, M., J. Camilleri, and N.J. Attard, *Systematic review of current dental implant coating materials and novel coating techniques*. International Journal of Prosthodontics, 2015. **28**(1).
 92. Mansoor, N.S., et al., *Electrochemical behavior of TiN, CrN and TiN/CrN nanostructured coatings on the nickel-chromium alloy used in dental fixed prosthesis*. Journal of Asian Ceramic Societies, 2020. **8**(3): p. 694-710.
 93. Huang, H.-H., et al., *Corrosion and cell adhesion behavior of TiN-coated and ion-nitrided titanium for dental applications*. Applied surface science, 2005. **244**(1-4): p. 252-256.
 94. Shi, X., et al., *Hydrothermal treatment for TiN as abrasion resistant dental implant coating and its fibroblast response*. Materials Science and Engineering: C, 2015. **49**: p. 1-6.
 95. Sugisawa, H., et al., *Corrosion resistance and mechanical properties of titanium nitride plating on orthodontic wires*. Dental materials journal, 2018. **37**(2): p. 286-292.
 96. Al Jabbari, Y.S., et al., *Surface and cross-sectional characterization of titanium-nitride coated nickel–titanium endodontic files*. Journal of Dental Sciences, 2016. **11**(1): p. 48-53.
 97. Koo, K.-T., et al., *Effects of implant drill wear, irrigation, and drill materials on heat generation in osteotomy sites*. Journal of Oral Implantology, 2015. **41**(2): p. e19-e23.
 98. Bhushan, B., *Modern tribology handbook, two volume set*. 2000: CRC press.
 99. Fukui, H., et al., *Cutting performance of DLC coated tools in dry machining aluminum alloys*. Surface and Coatings Technology, 2004. **187**(1): p. 70-76.
 100. Jones, B., et al., *Diamond-like carbon coating of alternative metal alloys for medical and surgical applications*. Diamond and Related Materials, 2010. **19**(7-9): p. 685-689.
 101. Akaike, S., et al., *Reduction in static friction by deposition of a homogeneous diamond-like carbon (DLC) coating on orthodontic brackets*. Dental materials journal, 2015. **34**(6): p. 888-895.
 102. Wang, J., et al., *Interface architecture for superthick carbon-based films toward low internal stress and ultrahigh load-bearing capacity*. ACS applied materials & interfaces, 2013. **5**(11): p. 5015-5024.
 103. Dalibon, E.L., et al., *Evaluation of the mechanical behaviour of a DLC film on plasma nitrided AISI 420 with different surface finishing*. Surface and Coatings Technology, 2013. **235**: p. 735-740.
 104. Kim, S., et al., *An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant*. Journal of oral rehabilitation, 2005. **32**(5): p. 346-350.
 105. Cardoso, M., et al., *Abutment Coating With Diamond-Like Carbon Films to Reduce Implant–Abutment Bacterial Leakage*. Journal of periodontology, 2016. **87**(2): p. 168-174.
 106. Er, N., et al., *Improved dental implant drill durability and performance using heat and wear resistant protective coatings*. Journal of Oral Implantology, 2018. **44**(3): p. 168-175.
 107. Bernabeu-Mira, J.C., et al., *In vitro study on bone heating during drilling of the implant site: Material, design and wear of the surgical drill*. Materials, 2020. **13**(8): p. 1921.

108. De Maeztu, M.A., et al., *Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs*. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2007. **22**(2).
109. Roy, R.K. and K.R. Lee, *Biomedical applications of diamond-like carbon coatings: A review*. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials, 2007. **83**(1): p. 72-84.
110. Kobayashi, S., et al., *Dissolution effect and cytotoxicity of diamond-like carbon coatings on orthodontic archwires*. Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 2007. **18**(12): p. 2263-2268.
111. Bentahar, Z., et al., *Tribological performance of DLC-coated stainless steel, TMA and Cu-NiTi*. Int Orthod, 2008. **6**(4): p. 335-342.
112. Muguruma, T., et al., *Effects of a diamond-like carbon coating on the frictional properties of orthodontic wires*. The Angle Orthodontist, 2011. **81**(1): p. 141-148.
113. de Moura Silva, A., et al., *Diamond-like carbon films over reconstructive TMJ prosthetic materials: Effects in the cytotoxicity, chemical and mechanical properties*. Journal of oral biology and craniofacial research, 2019. **9**(3): p. 201-207.
114. Bunshah, R.F., *Handbook of deposition technologies for films and coatings: science, technology, and applications*. 1994: William Andrew.
115. Bunshah, R., *Materials coating techniques*. AGARD LS106, 1980.
116. Bunshah, R., *Higt rate PVD processes*. AGARD Lecture Series, 1980(106).
117. Coburn, J. and M. Chen, *Optical emission spectroscopy of reactive plasmas: A method for correlating emission intensities to reactive particle density*. Journal of applied physics, 1980. **51**(6): p. 3134-3136.
118. Bachmann, P., G. Gärtner, and H. Lydtin, *Plasma-assisted chemical vapor deposition processes*. MRS Bulletin, 1988. **13**(12): p. 52-59.
119. Misch, C.E., *Dental implant prosthetics-E-book*. 2004: Elsevier Health Sciences.
120. Nordin, M. and V.H. Frankel, *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 2001: Lippincott Williams & Wilkins.
121. SEVİL-KİLİMCİ, F. and M.E. KARA, *Kemiklerin Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Temel Biyomekanik Kavramlar*. Animal Health Production and Hygiene, 2013. **2**(2): p. 235-239.
122. Ceyhan, T. and N. Köse, *Ortopedide biyomalzeme kullanımı: Genel bilgiler ve tanımlar*.
123. Elie Tawil, P., *Structures and Properties of Metals*. 1993.
124. KÜÇÜKKURT, S., *SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. **29**(4): p. 701-710.
125. Sakaguchi, R.L. and J.M. Powers, *Craig's restorative dental materials-e-book*. 2012: Elsevier Health Sciences.
126. William, F.S., *Principles of Materials Science and Engineering*. 1990, New York: McGraw-Hill Publishing Company.
127. Delphenich, D., *Continuum-mechanical Models for Quantum Mechanics*. 2017, Neo-classical Press, Spring Valley, OH.

128. Kaya, D.Ö., *Architecture of tendon and ligament and their adaptation to pathological conditions*, in *Comparative Kinesiology of the Human Body*. 2020, Elsevier. p. 115-147.
129. Dogru, S.C., E. Cansiz, and Y.Z. Arslan, *A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics*. Journal of mechanics in medicine and biology, 2018. **18**(02): p. 1830002.
130. GÜMRÜKÇÜ, Z. and K. Sevdâ, *SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİNİN İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANIMI*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. **29**(3): p. 534-541.
131. Chakraborty, B.C. and D. Ratna, *Polymers for Vibration Damping Applications*. 2020: Elsevier.
132. Yıldızlı, K., *Çekme/Eğme deney föyü*. Basılmamış kitap taslağı, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü, Samsun, 2011.
133. Gomes, P.P., R. Guimarães Filho, and R. Mazzonetto, *Evaluation of the bending strength of rigid internal fixation with absorbable and metallic screws in mandibular ramus sagittal split osteotomy: in vitro study*. Pesquisa Odontológica Brasileira, 2003. **17**(3): p. 267-272.
134. Brantley, W.A., T. Eliades, and A.S. Litsky, *Mechanics and mechanical testing of orthodontic materials*. Orthodontic materials: scientific and clinical aspects. Thieme, Stuttgart, 2001: p. 27-49.
135. Ramoğlu, S. and O. Ozan, *Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi*. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2014. **24**(3).
136. Sun, X., et al., *3-D finite element simulation for ultrasonic propagation in tooth*. Journal of dentistry, 2008. **36**(7): p. 546-553.
137. Trivedi, S., *Finite element analysis: A boon to dentistry*. Journal of oral biology and craniofacial research, 2014. **4**(3): p. 200-203.
138. Mohammed, S. and H. Desai, *Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview*. Journal of Oral Hygiene & Health, 2014: p. 1-5.
139. Deck, C., S. Nicolle, and R.m. Willinger. *Human head FE modelling: improvement of skull geometry and brain constitutive laws*. in *Proceedings of the 2004 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*. 2004.
140. Bahrami, B., et al., *Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis*. Dental Materials, 2014. **30**(4): p. e89-e97.
141. Colligon, J.S., *Physical vapor deposition*, in *Pergamon Materials Series*. 1999, Elsevier. p. 225-253.
142. Platon, F., P. Fournier, and S. Rouxel, *Tribological behaviour of DLC coatings compared to different materials used in hip joint prostheses*. Wear, 2001. **250**(1-12): p. 227-236.
143. Voevodin, A., J. O'Neill, and J. Zabinski, *Nanocomposite tribological coatings for aerospace applications*. Surface and Coatings Technology, 1999. **116**: p. 36-45.
144. Dearnaley, G. and J.H. Arps, *Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review*. Surface and Coatings Technology, 2005. **200**(7): p. 2518-2524.
145. Gotman, I. and E. Gutmanas, *Titanium nitride-based coatings on implantable medical devices*. Advanced Biomaterials and Devices in Medicine, 2014. **1**(1).

146. Prengel, H., W. Pfouts, and A. Santhanam, *State of the art in hard coatings for carbide cutting tools*. Surface and Coatings Technology, 1998. **102**(3): p. 183-190.
147. Ohtake, N. and M. Yoshikawa, *Diamond film preparation by arc discharge plasma jet chemical vapor deposition in the methane atmosphere*. Journal of the Electrochemical Society, 1990. **137**(2): p. 717.
148. Amaritsakul, Y., C.-K. Chao, and J. Lin, *Biomechanical evaluation of bending strength of spinal pedicle screws, including cylindrical, conical, dual core and double dual core designs using numerical simulations and mechanical tests*. Medical engineering & physics, 2014. **36**(9): p. 1218-1223.
149. Chao, C.-K., et al., *Increasing bending strength and pullout strength in conical pedicle screws: biomechanical tests and finite element analyses*. Clinical Spine Surgery, 2008. **21**(2): p. 130-138.
150. Renfree, T., B. Conrad, and T. Wright, *Biomechanical comparison of contemporary clavicle fixation devices*. The Journal of hand surgery, 2010. **35**(4): p. 639-644.
151. Brasileiro, B.F., et al., *An in vitro evaluation of rigid internal fixation techniques for sagittal split ramus osteotomies: advancement surgery*. Journal of oral and maxillofacial surgery, 2009. **67**(4): p. 809-817.
152. Uckan, S., et al., *Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2001. **39**(4): p. 266-268.
153. Oguz, Y., et al., *Comparison of stability of 2.0 mm standard and 2.0 mm locking miniplate/screws for the fixation of sagittal split ramus osteotomy on sheep mandibles*. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2011. **49**(2): p. 135-137.
154. Ying, Z., L. Shu, and N. Sugita, *Experimental and finite element analysis of force and temperature in ultrasonic vibration assisted bone cutting*. Annals of biomedical engineering, 2020: p. 1-10.
155. Santiuste, C., et al., *The influence of anisotropy in numerical modeling of orthogonal cutting of cortical bone*. Composite Structures, 2014. **116**: p. 423-431.
156. Alam, K., A. Mitrofanov, and V.V. Silberschmidt, *Finite element analysis of forces of plane cutting of cortical bone*. Computational Materials Science, 2009. **46**(3): p. 738-743.
157. Wang, Y., et al., *Experimental investigations and finite element simulation of cutting heat in vibrational and conventional drilling of cortical bone*. Medical Engineering & Physics, 2014. **36**(11): p. 1408-1415.
158. Li, X., et al., *Optimization of bone drilling process based on finite element analysis*. Applied Thermal Engineering, 2016. **108**: p. 211-220.
159. Claire, S., S.C. Lea, and A.D. Walmsley, *Characterisation of bone following ultrasonic cutting*. Clinical oral investigations, 2013. **17**(3): p. 905-912.
160. Cardoni, A., *Enhancing oral implantology with power ultrasonics*. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 2010. **57**(9): p. 1936-1942.
161. Zhang, Y., et al., *A comparison review on orthopedic surgery using piezosurgery and conventional tools*. Procedia Cirp, 2017. **65**: p. 99-104.

7. EKLER

EK A: ETİK KURULU KARAR FORMU

Evrak Tarih ve Sayısı: 25/10/2019-17230



T.C.
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 54022451-050.05.04-
Konu : Etik Kurul Kararı

Sayın Prof.Dr. Alper ALKAN

22.10.2019 tarihinde yapılan Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu toplantısında "Farklı Yüzey Özelliklerine Sahip Piezo Cerrahi Testere Uçlarının Biyomekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması" başlıklı başvurunuz değerlendirilmiş olup karar yazısı ektedir. Bilgilerinize.

e-imzalıdır
Prof.Dr. İsmail MERAL
Başkan

25/10/2019 Sek. V.

Bilgihan BAŞTUĞ

Adres: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Adnan Menderes Bulvarı (Vatan Caddesi) Fatih / İstanbul
Telefon: 0 (212) 523 22 88 Faks: 0 (212) 533 23 26
e-Posta: info@bezmialem.edu.tr Elektronik Ağ: www.bezmialem.edu.tr

Bilgi için: Bilgihan BAŞTUĞ (Elif Gamze
POLAT Vekaletiyile)
Unvanı: Sekreter