

**T.C.
BURDUR MEHMET AKİF ERSOY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FARKLI KAPLAMA ÖZELLİKLERİNE SAHİP AISI
630 PASLANMAZ ÇELİK DENTAL TAKIMLARIN
AŞINMA VE TRIBOLOJİK ÖZELLİKLERİN
DENEYSEL İNCELENMESİ**

Ayşe İŞCİ

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Lokman YÜNLÜ

II. Danışman: Doç. Dr. Ahmet Ali SÜZEN

BURDUR, 2023

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca **Yüksek Lisans** Tezi olarak sunduğum “**Farklı Kaplama Özelliklerine sahip AISI 630 Paslanmaz Çelik Dental Takımların Aşınma ve Tribolojik Özelliklerin Deneysel İncelenmesi**” başlıklı bu tezin;

- Kendi çalışmam olduğunu,
- Sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi,
- Bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi,
- Kullandığım verilerde değişiklik yapmadığımı,
- Tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını,
- Bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı,
- Bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı,

bildirir, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

02/08/2023

Ayşe İŞCİ

ÖNSÖZ

Bu araştırma için beni yönlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan değerli Danışman Hocam Dr. Öğr. Üyesi Lokman Yünlü'ye teşekkürlerimi sunarım. Deneylerimizi yapmamız konusunda bizlere desteklerini esirgemeyen Gentek ve Çizgi Tıp şirketleri CEO'su sayın Göksel Eryılmaz'a, deneyler sırasında tecrübesinden yararlandığımız Diş Hekimi Prof. Dr. Ahmet Ersan Ersoy hocamıza, SST Kesici takım şirketine, Oerlikon Balzers Kaplama Sanayi şirketine, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinden Öğr. Gör. Dr. Polat Narin hocamıza vermiş oldukları desteklerden dolayı teşekkür ederiz. Deneylerimi yapmam için laboratuvarlarını bana açan ve araştırmalarımnda hiçbir yardımı esirgemeyen değerli hocalarıma teşekkür ederim.

Eğitim hayatımın her aşamasında beni her anlamda destekleyen aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Ağustos, 2023

Ayşe İŞÇİ

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	i
İÇİNDEKİLER	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihçesi	3
2.2. Kemik Yapısı.....	4
2.2.1. Kemikte Isıl Nekroz	6
2.3. Kemiklerin Delinmesi	7
2.4. Talaş Kaldırma.....	9
2.5. Delme İşlemi	9
2.5.1. Matkaplar.....	10
2.5.2. Matkap Uç Geometrisi.....	11
2.6. Dental Takımlar	12
2.7. Takımların Kaplanması.....	13
2.8. Kaplama Türleri	13
2.8.1. Titanyum Nitrür (TiN).....	13
2.8.2. Titanyum Alüminyum Nitrür (TiAlN)	14
2.8.3. Elmas Benzeri Karbon (DLC)	14
2.8.4. Bor Nitrür Kaplama.....	14
2.8.5. Zirkonyum Kaplama	14
2.9. Dental Takımlarda Aşınma.....	15
2.10. Kaynak Özetleri	17
3. MATERYAL VE YÖNTEM	20
3.1. Materyal	20
3.2. Aletler ve Cihazlar.....	21
3.2.1. Deneylerde Kullanılan Kesici Takımlar.....	21
3.2.2. Deneylerde Kullanılan Mikro Motor Cihazı.....	25
3.2.3. Deneylerde Kullanılan Görüntüleme Cihazları.....	26
3.3. Yöntem	28
3.3.1. Deneylerin Yapılışı	28
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	30
4.1. Dental Takımların Mikroskopik Görüntüsü	30
4.2. Dental Takımların SEM Görüntüleri.....	33
4.3. AISI 630 Paslanmaz Çeliğin Aşınması	34
4.4. TiAlN Kaplamanın Aşınması.....	34
4.5. ZR Kaplamanın Aşınma	35
4.6. Dental Takımların Aşınma Alanları	35
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	38
KAYNAKLAR	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Kabuksu ve süngerimsi.....	4
Şekil 2.2. Sert kemiğin bileşenleri	5
Şekil 2.3. Kemikte delme sırasında oluşan nekroz	6
Şekil 2.4. Ağız içi delme şekli	7
Şekil 2.5. Dental takım çapları.....	8
Şekil 2.6. Dental takımlar	8
Şekil 2.7. Talaş kaldırma İşlemi	9
Şekil 2.8. Kesici ucu etkileyen kuvvetler.....	10
Şekil 2.9. Helisel matkap geometrisi	11
Şekil 2.10. Matkap ucu geometrisi.	11
Şekil 2.11. Dental takım	11
Şekil 2.12. Tribolojik sistemin elemanları.....	15
Şekil 2.13. Dental takımına ait aşınma mekanizması	16
Şekil 3.1. İnek tibia kemiği.....	20
Şekil 3.2. Kayın ağacı.....	21
Şekil 3.3. Kompozit malzeme.....	21
Şekil 3.4. ZR kaplama.....	22
Şekil 3.5. 630 paslanmaz çelik görüntüsü.....	23
Şekil 3.6. TiAlN kaplama.....	23
Şekil 3.7. AISI 630 paslanmaz çelik.....	24
Şekil 3.8. TiAlN kaplama.....	24
Şekil 3.9. ZR kaplama.....	25
Şekil 3.10. Deneylerde kullanılan AISI 630 paslanmaz çeliğin teknik resmi	25
Şekil 3.11. Fizyotech mikromotor	26
Şekil 3.12. OLYMPUS mikroskobu	27
Şekil 3.13. Elektron mikroskobu	28
Şekil 3.14. Kayın ağacında delme işlemi.....	28
Şekil 4.1. Deneylerde çıkan kemik tozu görünümü.....	30
Şekil 4.2. ZR dental takımın aşınan alanlar	32
Şekil 4.3. TiAlN dental takımın aşınan alanlar	32
Şekil 4.4. AISI 630 paslanmaz çelik aşınması.....	34

Şekil 4.5. TiAlN kaplamanın aşınması	34
Şekil 4.6. Zr kaplama aşınma.....	35
Şekil 4.7. Kaplama türlerin yan yüzey aşınma uzunluğu	36
Şekil 4.8. Kaplama türlerin krater aşınma	36
Şekil 4.9. İşleme süresine göre yan yüzey aşınması	37
Şekil 4.10. İşleme süresine göre krater aşınma.....	37



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1. İnsan ve sığır kemiğine ait mekanik özelliklerin karşılaştırılması	6
Çizelge 2.2. Kesici takımların genel geometrik parametreleri	12
Çizelge 3.1. Fizyotech mikro motorun özellikleri	26
Çizelge 3.2. Kesme parametreleri	29
Çizelge 4.1. 630 paslanmaz çelik, TiAIN kaplama ve ZR kaplamaların mikroskopik görüntüsü	31
Çizelge 4.2. 630 paslanmaz çelik, TiAIN kaplama ve ZR kaplamaların SEM görüntüleri	33

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

DLC	: Elmas Benzeri Karbon(Diamond Like Carbon)
dev/dak	: Devir/dakika
F	: Kuvvet
f_z	: Devir başına ilerleme
rpm	: Devir
Ti	: Titanyum Nitrür
TiAlN	: Titanyum Alüminyum Nitrür
V_c	: Kesme hızı
V_f	: İlerleme hızı
Zr	: Zirkonyum

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

**Farklı Kaplama Özelliklerine Sahip AISI 630 Paslanmaz Çelik Dental Takımların
Aşınma ve Tribolojik Özelliklerin Deneysel Olarak İncelenmesi**

Ayşe İsci

**Burdur Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Lokman YÜNLÜ
II. Danışman: Doç. Dr. Ahmet Ali SÜZEN**

Ağustos, 2023

Bu çalışmanın amacı, farklı kaplama özelliklerine sahip AISI 630 paslanmaz çelik dental takımların aşınması, takım ömrünün uzun takımların olup olmayacağını araştırmaktır. Aşınma zamanında fark edilmezse çok pahalı sonuçlar olabilmektedir. Bu yüzden son zamanlarda aşınmayı önlemek için yüzey kaplamaları geliştirilmiştir.

AISI 630 paslanmaz çelik ağız ve diş sağlığı sektöründe sık kullanılan bir malzeme türüdür. AISI 630 paslanmaz çelik korozyon direncine ve çok iyi mekanik değerlere sahiptir.

Cerrahi operasyonlar esnasında kemik delmede sıcaklık oluşabilir. Doku aşırı ısınma sonucunda kritik sıcaklık dediğimiz 47°C geçtiği zaman kemikte nekroz gerçekleşmektedir

Çalışmada TiAIN, ZR ve 630 paslanmaz çelik olmak üzere 3 farklı dental takımlar üzerinde çalışılmıştır. Dental takımlar inek tibia kemiği, kayın ağacı ve kompozit malzemenin üzerinde denenmiştir. Denemeleri yapılan dental takımların SEM görüntüsü alınmıştır. Çalışmanın sonucunda TiAIN kaplamanın diğer kaplama türlerine göre daha çok aşınma meydana gelmiştir. En az aşınmayı ZR kaplamada oluşmuştur.

Anahtar Kelimeler: AISI 630, kaplamalar, dental takımlar, aşınma

ABSTRACT

M.Sc Thesis

Experimental Investigation of Wear Tribological Properties of 630 Stainless Steel Dental Sets with Different Coating Properties

Ayşe İsci

**Burdur Mehmet Akif Ersoy University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering**

**Supervisor: Asst. Prof. Lokman YÜNLÜ
Co- Supervisor: Prof. Dr. Ahmet Ali SÜZEN**

August,2023

The aim of this study is to investigate whether the wear of AISI 630 stainless steel dental tools with different coating properties, the tool life will be long. If wear is not noticed in time, it can have very expensive consequences. That's why surface coatings have recently been developed to prevent wear.

AISI 630 stainless steel is a type of material frequently used in the oral and dental health sector. AISI 630 stainless steel has corrosion resistance and very good mechanical values.

During surgical operations, heat may occur during bone drilling. As a result of tissue overheating, bone necrosis occurs when the critical temperature exceeds 47°C.

In the study, 3 different dental tools, TIALN, ZR and 630 stainless steel, were studied. Dental sets were tested on cow tibia bone, beech wood and composite material. SEM images of the dental sets were taken. As a result of the study, more wear occurred in TiAlN coating than other coating types. The least wear occurred in the ZR coating.

Keywords: AISI 630, coatings, dental drill, wear

1. GİRİŞ

Ağız ve diş sağlığı sektörü gelişmekte olmasına rağmen insanların çoğunlukla diş çürümesi, dişetlerinde meydana gelen hastalık nedeniyle diş kaybına sebep olmaktadır. Eksik dişlerin tedavisinde kullanılan ve titanyumdan yapılmış olan vidalara dental implant denir. Farklı bir şekilde anlatılmak istenirse dental implant, takma diş veya köprü gibi protezleri desteklemek amacıyla ağzın içine yapay olarak yerleştirilen bir diş köküdür.

İmplant cerrahisi, dikkat gerektiren ve komplikasyonun yaşandığı bir evredir. İmplant cerrahisinde en büyük problemlerden biri delme esnasında oluşan sürtünmeden dolayı dental takımlarda ve kemikte ısı açığa çıkmasıdır. Bu ısı kritik sıcaklığı geldiğinde kemikte nekroz gerçekleşir. Araştırmacıların yaptığı kemik üzerinde yapılan delme işlemlerinde 1 dk 47°C'yi geçmesi halinde en yakınındaki kemikte diş dokusunu ve yağ hücrelerinde bozulmalar olduğu görülmüştür (Eriksson, 1986).

Dental implantta delme işlemi, implant cerrahisinin en önemli adımıdır. Delme işlemi çoğunlukla metal esaslı silindirik ya da helisel şeklinde dental takımların mikromotor makinelere bağlanması işlemidir. Delme işlemi etkileyen faktörler; dental takımın tasarımı, hızı, delme esnasında uygulanan kuvvet dental takımın ucunun keskinliği ve kemiğin kalitesidir (Akbörk, 2019).

Yapılan çalışmalara göre, osseointegrasyonun (uyum) başarısızlıkla sonuçlanabilecek iki sebep vardır. Bunlardan biri doku travması ve mekanik olarak aşırı yüklemidir (Yıldız, 2022).

Ağız ve diş sağlığı sektöründe kullanılan dental takımlarda uzun süre tekrarlayan kullanımlarından sonra dental takımların uçlarında aşınma meydana gelmektedir ve matkap uçlarında kırılmalar vardır. Araştırmacıların triboloji üzerine yapılan bir çalışmasında aşınma ve sürtünme %15-20 oranında bir düşüşü bile ekonomik alanda maliyetinin önemli ölçüde azaltılabileceğini ortaya koymuşlardır (Yalçın, 2021). Temel olarak aşınma sürtünmeyi artırmakta ve sürtünmenin artmasıyla ısınma meydana gelmektedir.

Endüstride günümüzde kesici takımların artan ihtiyaçlarına yönelik çalışmada düşük sürtünme, yüksek sıcaklarda sertliklerini koruyabilen, dayanıklı malzemeler yapılmaya başlanmıştır. Kesici takımların ömürleri, işleme verilerin artırılması, düşük sürtünme, kırılmaya karşı mukavemeti artırmak, iyi bir aşınım için istenilen yüzey

özelliklerini iyileştirmek için farklı yöntemlerle malzemeler kaplanmaktadır (Tuğçu ve Kaçal, 2018).

Sağlık sektöründe ise aşınmayla ilgili konuda çalışma sayısı azdır. Kaplamalar üzerinde yapılan çalışmalar bulunmakta ama bu çalışmalar çok fazla sonuç vermemektedir.

Bu çalışma yukarıda bahsedilenlerden yola çıkarak ağız ve diş sağlığı sektöründe kullanılan 630 paslanmaz çelik dental takımların malzemenin yüzey kaplamaları uygulayarak aşınmasını ve tribolojik olayları incelemeyi hedef almaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantın Tanımı ve Tarihçesi

Eski zamanlarda tahtadan yama vidalarla diş formu haline getirilerek dişsiz boşluğu yerleştirmişlerdir (Altan, 2010). Daha sonraki zamanlarda ise hayvan dişlerin insan çenesine implantasyonu ve insandan insan diş aktarımı gerçekleşmiştir (Geçkili vd., 2010). Zaman geçtikçe implantların temeli atılmıştır.

Dental implant ameliyatı tipik olarak, yeni diş için yapay kök görevi görece bir titanyum post yerleştirmek için çene kemiğine bir delik açılmasını içerir. Dental implantı, bir fonksiyon elde etmek için çene kemiğine cerrahi olarak yerleştirilen küçük, titanyum vida benzeri gibi bir malzemedir. Post, cerrahi olarak çene kemiğine implante edilir ve ardından birkaç aylık bir süre boyunca kemikle kaynaşmasına izin verilir.

Süreç, diş implantlarının hastanın özel ihtiyaçları için doğru seçim olup olmadığını belirlemek için bir diş hekimi ile kapsamlı bir muayene ve konsültasyon ile başlar. Ameliyata karar verildikten sonra hastaya implantın yerleştirileceği bölgeyi uyuşturmak için lokal anestezi verilir.

Diş hekimi daha sonra kemiği ortaya çıkarmak için diş eti dokusunda bir kesi yapmakta ve özel bir diş matkabı ile kemikte küçük bir delik açmaktadır. İmplant daha sonra deliğe yerleştirilir ve bir vida ile yerine sabitlenir.

İmplant yerleştirildikten sonra, hastaya implant kemikle kaynaşırken giymesi için tipik olarak geçici bir taç veya köprü verilir. Osseointegrasyon adı verilen bu süreç birkaç ay sürebilir ve ardından implanta kalıcı bir kuron veya köprü takılabilir.

Genel olarak, dental implant cerrahisi, yüksek başarı oranı ve hasta memnuniyeti ile oldukça başarılı bir prosedürdür. Ancak, uygun iyileşmeyi sağlamak ve komplikasyonları önlemek için tüm ameliyat sonrası talimatları dikkatlice takip etmek önemlidir.

İmplantın tarihi arkeolojik çalışmaların sonucunda eski Mısır ve Güney Amerika uygarlıklarına kadar uzanmaktadır. Arkeolojik çalışmalarda Mısır'da M.Ö. 2500'e ait olduğu varsayılan dental protez bulunmuştur ve bu protezin üzerine bir diş yerleştirilmiş ve yan dişlere tellerle sabitlenmiştir (Dağ vd., 2015).

İmplantla ilgili en eski kanıtlardan bazıları 1981 yılında İzmir'in çevresindeki Kalabak mezarlığı ortaya çıkarılmıştır. Bulunanların M.Ö. 550'e ait olduğu düşünülmektedir. Mezarda bulunanlar kemiklerin yanında diş şeklinde malzemeler bulunmuş. Bulunanların ilk zamanlar mücevher olduğu düşünülmüş daha sonradan

bulunan objelerin dişe benzediğini ve benzer sertlikte olduğu anlaşılmıştır. Aynı zamanda dişlerin yan dişlere sabitlemek için altın tel bulunmuştur. Bu yüzden bulunan objeler en eski implantın keşfini açıklamıştır (Tuğay, 2021).

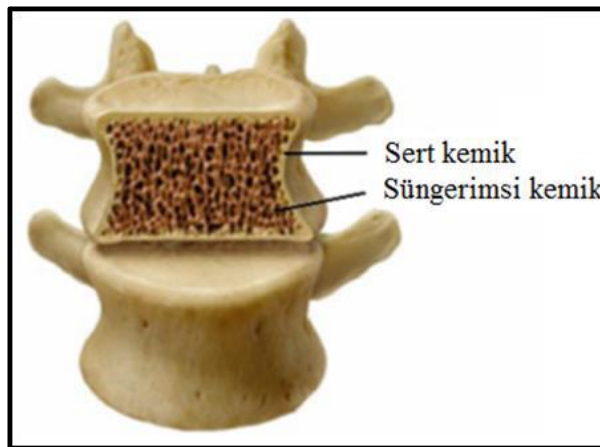
1950 ve 1960 tarihleri arasında dental implant tasarımların gelişmesinde deneme yanılma yöntemi kullanılmıştır. Bu dönemde çalışmalarıyla gelişme gösteren Dr. Leonard Linkow'dur. Linkow, vida tipi ve delikli implantlara benzeterek kendi "vent plant" implantını bulmuştur (Suna,2020).

1965 tarihlerinde İsveçli bilim insanları çalışmaları insan üzerinde uygulamaya karar vermişlerdir. İlk çalışmalarını 34 yaşındaki çene ve yüzünde şekil bozukluğu olan bir erkek hastaya uygulamaya karar vermişlerdir. Branemark tarafından bu erkek hastaya 4 tane dental implant yerleştirilmiştir ve bu şekilde günümüzdeki diş implantların ilk adımını atmış olmuştur (Sullivan, 2001).

2.2. Kemik Yapısı

Kemikte kalsiyum oranı fazla olduğu için en sert dokulardan biridir. Kemiğin içerisindeki kalsiyum miktarı kemiğin yoğunluğunu ve sertliğini etkilemektedir. Kemik mineral yoğunluğu fazla olan kemiklerde delme işleminde oluşan ısı daha fazladır. Dental implant uygulamasındaki başarıyı etkileyen faktörlerden bazıları kemiğin kalitesi ve yoğunluğuna bağlıdır.

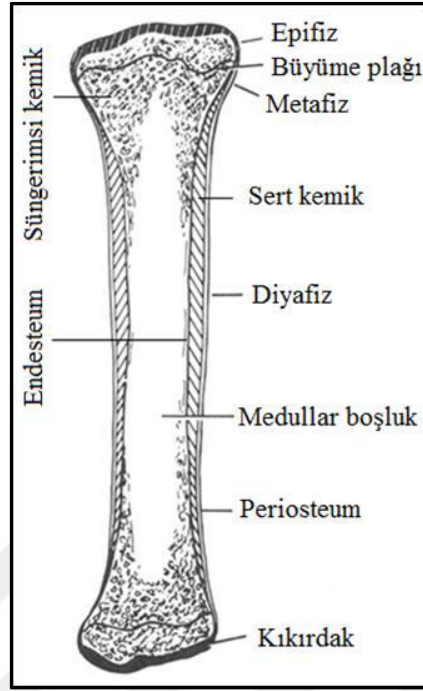
Şekil 2.1'de verilen en dıştaki sert kemik ile süngerimsi olarak adlandırılan içteki süngerimsi yada yumuşak kemikten oluşmaktadır.



Şekil 2.1. Kabuksu ve süngerimsi (Gök, 2014)

Şekil 2.2'de sert kemiğin bileşenleri verilmiştir. Kemik en dıştaki kemik zarı dediğimiz bağlayıcı doku tarafından korunur. İç kısmı genellikle boştur. Bu boşlukların

içerisinde kemik iliği bulunmaktadır. Kemik yapısının en önemli işlevlerinden biri de kan hücrelerin oluşumunda, büyüme faktörleri gibi görevler üstlenmesidir.



Şekil 2.2. Sert kemiğin bileşenleri (Gök, 2014)

Kemikte mekanik testlerin yapılması oldukça zordur. Zor olmasının en büyük sebeplerinden biri kemiğin canlı yapıda olmasıdır. Yapılan çalışmalarda kemiğin test edilmesi gereken en iyi durum ıslak halidir. Bunun sebebi kurumaya başladıktan sonra özellikleri değişmektedir (Yıldız, 2022).

Kemiğin mekanik özellikleri, kemiğin fonksiyonu ve yapısını yansıtan temel parametreler olarak kabul edilir. Kemiğin özelliklerini ölçmek için mekanik test prosedürleri denenmiştir. Mekanik testlerden, mekanik etkilerin açıklanmasında kullanılan gerilme-gerinim ilişkisini ortaya koymak için en çok tercih edilen deformasyon test yöntemidir. Deformasyon, cisim üzerine uygulanan kuvvetin geri dönüşümlü yada dönüşümsüz değişimlerdir. Elastik ve Young modülü, akma dayanımı gibi mekanik parametreler bu şekilde tanımlanabilir (Yıldız, 2022).

Herhangi bir kemiğe basma, çekme ve burma testleri uygulandığında ilk olarak kemiğin geometrisinde farklılık gösterebilir.

Çizelge 2.1’de insan ve sığır kemiğine ait mekanik özelliklerin karşılaştırılması verilmiştir.

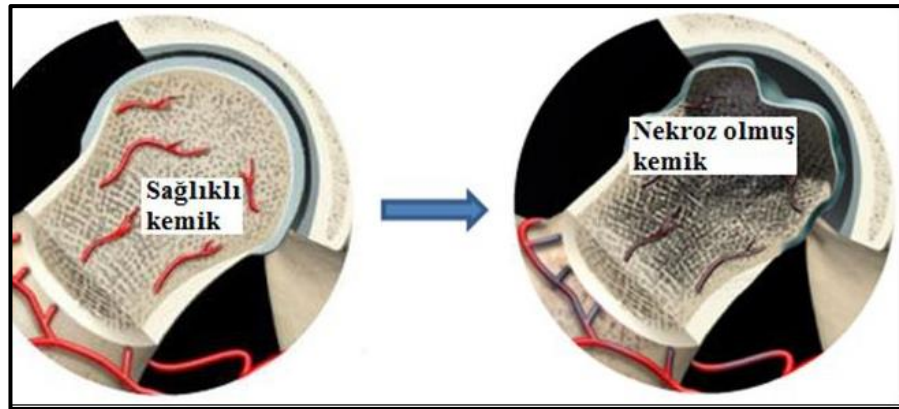
Çizelge 2.1. İnsan ve Sığır kemiğine ait mekanik özelliklerin

karşılaştırılması

Mekanik Özellikler	İnsan Kemiği	Sığır Kemiği	Dental Takımlarda Delme
Yoğunluk	2.10×10^3	2.10×10^3	7.99×10^3
Young Modülü	1.70×10^{10}	2.20×10^{10}	1.93×10^{10}
Kesme Modülü	3.00×10^6	3.00×10^6	9.70×10^8
Çekme Mukavemeti	2.10×10^8	2.50×10^8	5.79×10^8
Akma Dayanımı	1.10×10^8	-	6.08×10^8
Isı İletkenliği	3.80×10^{-1}	3.00×10^{-1}	1.70×10
Özgül Isı	1.26×10^3	1.30×10^3	5.00×10^2

2.2.1. Kemikte Isıl Nekroz

Kemikte delme işlemi esnasında sürtünmeden dolayı matkapta ve iş malzemesinde aşırı ısınma meydana gelir. Bu kemikte oluşan sıcaklık 47°C değeri geçtiğinde kemikte geri dönüşü olmaya hasarlar meydana gelmektedir. Bu hasara kemikte nekroz olayı denilmektedir. Kesici takımında oluşan ısı, sürtünmeden dolayı oluşan sıcaklık meydana gelebilecek hasarların azaltılması açısından önemlidir (Gök, 2014). Bu sıcaklıkla ilgili literatürde çok fazla çalışma bulunmaktadır. Şekil 2.3’de sağlıklı kemiğin delme sonrasında nekroz olmuş kemiğin şekli verilmiştir.



Şekil 2.3. Kemikte delme sırasında oluşan nekroz (Gök, 2014)

2.3. Kemiklerin Delinmesi

Çene cerrahisinde hazırlık sürecinde hastanın genel sağlık durumunu sorgulama, hastanın kullandığı ilaçlar, klinik muayene, doğru anestezi seçimi gibi prosedürleri kapsamaktadır.

Dental İmplant takımların ilk kullanımları 300 yıl önceye dayanmaktadır. İlk öncelikli olarak Pilot dental takımlar aletlerle ağız içi kemiğin giriş noktası ve ideal açıda olmalıdır. Doğru noktada yerleştirilen implant doğru protezi de beraberinde getirecektir. Matkapların kullanım esnasında 500-1000 dev/dak hızlarda dönmesi önerilmektedir. Dental takımların delme işlemi bol miktarda steril serum soğutmayla birlikte gerçekleştirilmelidir.

Matkapla delme sırasında yanıl basınç uygulanmamalıdır ve delme esnasında çok hafif bir şekilde dik bir şekilde basınç uygulamalıdır.

Diğer en önemli noktalarından biri de doğru çap ve boydaki implant tercih edilmelidir. Çünkü implant ve kortikal kemik arasındaki mekanik bağlantının seçimi buna bağlı olacaktır (Mercan, 2016).

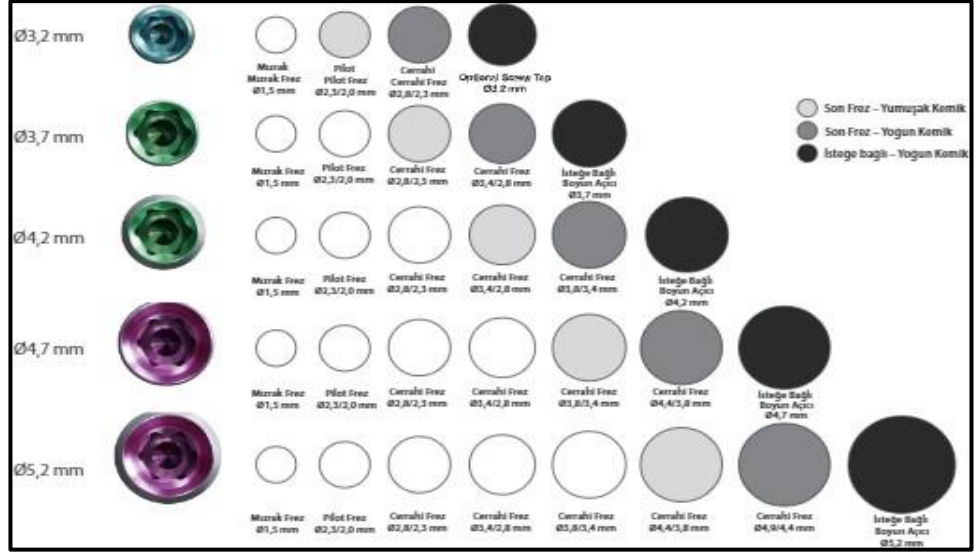
Delme işlemlerinde steril serum soğutması eşliğinde kemiğe fazla basınç uygulanmadan delinmelidir. Şekil 2.4’de ağız içi delme şekli gösterilmiştir.



Şekil 2.4. Ağız içi delme şekli (Dr-gais, 2023)

Çene kemiğin kalınlığına bağlı olarak dental takımlar seçilmelidir. Uygun derinlik verene kadar önde delik açılmalıdır (Evosimplant, 2023).

Bir veya birden fazla dental takımın kullanılması implantın çapına ve kemiğin yoğunluğuna bağlıdır (Evosimplant, 2023). Şekil 2.5’de dental takımın çapları uygun sırayla kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Dental takım çapları (Evosimplant, 2023)

Şekil 2.6’da işlemin en sonundaki kullanılacak delice dental takımın çapı ve boyu implantın çapına göre seçilmektedir veya kemiğin kalınlığı ve yoğunluğuna göre de seçilmektedir. Kontrollü basınç uygulanarak, dental takım inceden kalına doğru sıralı bir şekilde delinmelidir (Evosimplant, 2023). Bu işlemler yapıldıktan sonra implant yerleştirilir.



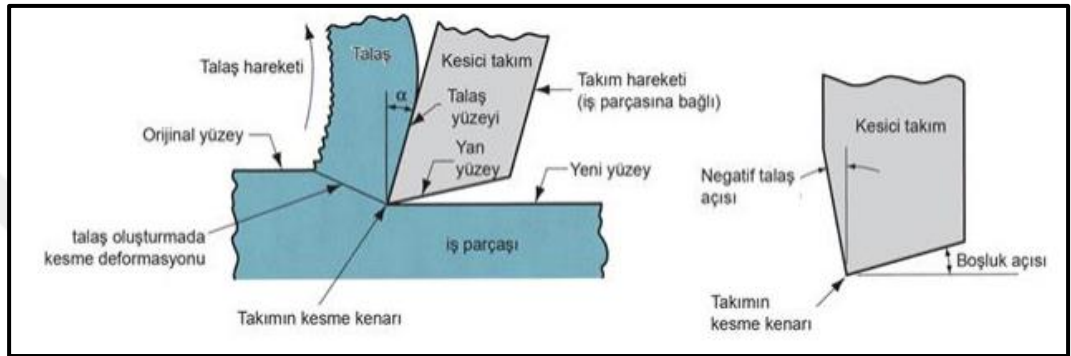
Şekil 2.6. Dental takımlar (Evosimplant, 2023)

Dikkat edilmesi gereken önemli konulardan biri dental takımlarda kesme esnasında oluşan ısıdır. İmplantın yuvası hazırlığında kemiğin hasarın minimum düzeyi indirerek, implant yüzeyine yakın kemiğin canlılığı korumuştur. Kritik ısı değeri 47°C olduğu bilinmektedir (Erikson, 1986). Bu ısının oluşmasının hazır edilen kemik miktarı matkabın keskinliği ve tasarımı hazırlanma süresi matkaba uygulanan basınç matkabın hızı, kortikal kemik alınlığına bağlıdır (Sharawy, 2002).

2.4. Talaş Kaldırma

Talaş kaldırma işlemi ucu keskin bir ağızla parça üzerinden alınma işlemidir. Bu şekilde kaldırılan parçaya talaş denir. Talaşlı imalat, tornalama, planyalama, delme, frezeleme, borlama, raybalama, taşlama gibi yöntemleri ile işleme yöntemidir.

Talaşlı imalat, kesici takımlar kullanılarak iş parçasının üzerinden kayma deformasyonu ile talaş şeklindeki malzeme kaldırılarak yeni yüzeyler ortaya çıkar (Hitit Üniversitesi, 2023). Her parçanın son aşaması talaşlı imalattır. Bunun sebebi de iyi bir yüzey kalitesi sağladığı içindir. Talaş kaldırma işlemi Şekil 2.7’de verilmiştir.



Şekil 2.7. Talaş Kaldırma İşlemi (Hitit Üniversitesi, 2023)

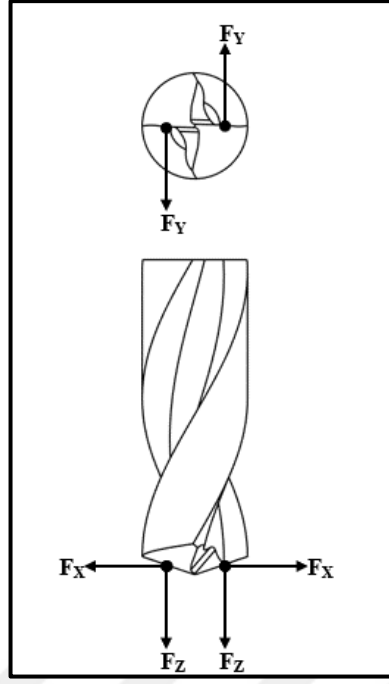
2.5. Delme İşlemi

Delme işlemi, kesici bir takım ile işlenen malzeme üzerinde silindirik boşluk oluşturma uygulamalarının genel adıdır. Delik delme işlemi, talaşlı kaldırma işlemlerinden biridir (Gök, 2014).

Matkapla delme işleminde önemli olan kesici takımın dönmesidir. Delme işleminde hareketin kaynağı tezgahdaki fener milinin kendi ekseninde dönmesidir. Bu hareketin kaynağı tezgahdaki fener milinin ekseninde dakikadaki dönüş sayısı n devir sayısı olarak adlandırılır. Kesme hızı V_C olarak adlandırılır. Kesici takımın çapı d ile gösterildiğinde, her dönüşün çevresi $\pi \cdot d$ olarak hesaplanır.

Kesme kuvveti, bir malzemenin işlenebilirliğini gösterir. Kesme kuvvetleri, takımın ömrünü etkilediği gibi işlenmiş yüzeyin kalitesini de etkilemektedir. Bunun yanı sıra titreşim, yüzey hataları ve takım aşınması gibi faktörlerini de etkilemektedir.

Şekil 2.8’de verilen kesici matkabın ağızını dikkate alırsak ilerleme kuvvetini (F_{vz}), radyal kuvvet (F_{rz}) ve kesme kuvveti (F_{sz}) verilmiştir (Turgut, 2023).



Şekil 2.8. Kesici ucu etkileyen kuvvetler (Turgut, 2023)

Delğin istenen ölçüde delinmesi için öncelikle matkabın ilerleyebileceği uzunluk öncelikle belirlenmelidir. İlerleme uzunluğu, delik derinliği ile matkap ucu yüksekliğinin toplamına eşittir. İlerleme uzunluğunun (mm) ilerleme hızına (mm/s) bölünmesi ile delik delme süresi hesaplanabilir (Reis, 2020).

$$\text{Delik Delme Süresi} = \frac{\text{İlerleme Uzunluğu}}{vf} \quad (2.1)$$

İlerleme hızı birim zamanda alınan yol olarak tanımlanır. Yüksek ilerleme hızı, kesme işlemi sırasında takım üzerindeki kuvveti artırır. Takım üzerine gelen kuvveti artırdığı için takımın daha fazla aşınmasına neden olur (Reis, 2020).

$$Vf = f \times n \quad (2.1)$$

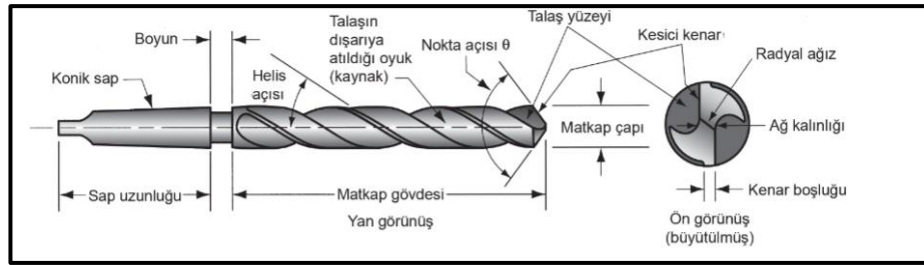
Burada,

f= devir başına ilerleme (mm/dev),

n= devir sayısıdır

2.5.1. Matkaplar

Delik delmede işleminde kullanılan kesici takım matkapların, dönel yapıda kesici ağızları ve talaş alma işleminde düz ya da helisel kanalları vardır. Sanayide en çok tercih edilen helisel şeklindeki matkaplardır (Yıldız, 2022).

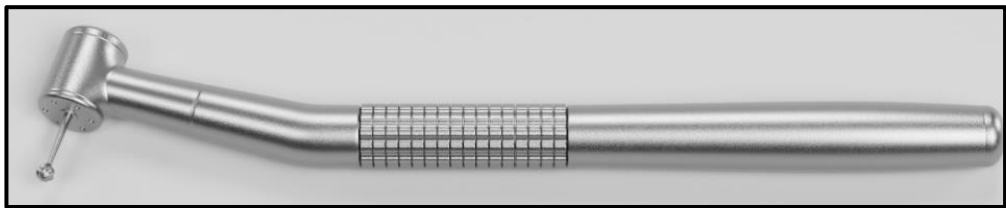


Çizelge 2.2. Kesici takımların genel geometrik parametreleri

Geometrik Parametre	Açıklama
Helis Açısı	Matkap kanallarının matkap eksenine ile yaptığı açıdır
Serbest Açısı	Kesme kenarının arka yüzüyle iş parçası arasında kalan açıdır.
Uç açısı	Matkap ucunun uç kısmında bulunan kesici kenarlar arasında kalan açıdır.
Radyal ağız açısı	Matkap ucunun radyal ağız ile kesici kenarı arasında kalan açıdır
Öz kalınlığı	Takımın üzerindeki kesici kenarları birbirine bağlayan özdür.

2.6. Dental Takımlar

Ağız ve diş sağlığı sektöründe birden fazla cihaz, mikro motorlar ve sarf malzeme kullanılır. Bir diş matkabı, çürüğün giderilmesi, dolguların parlatılması, kozmetik diş hekimliği yapılması ve protezlerin değiştirilmesi dahil olmak üzere çeşitli yaygın diş prosedürlerini gerçekleştirmek için kullanılan, elle tutulan, mekanik bir alettir. El aletinin kendisi, bir dönme kuvveti başlatan ve kesici alete, genellikle bir diş güç sağlayan dahili mekanik bileşenlerden oluşur. Klinik olarak kullanılan aparat tipi, diş prosedürünün gerektirdiği gerekli işleve bağlı olarak değişecektir. Bir ışık kaynağı ve soğutma suyu püskürtme sistemi için yaygındır. Belirli el aletlerine de dahil edilecek; bu, prosedürün görünürlüğünü, doğruluğunu ve genel başarısını artırır. Dental takımlar genellikle tungsten karbür veya elmasan yapılır (Metcodental, 2023). Şekil 2.11’de dental takım verilmiştir.



Şekil 2.11. Dental Takım (Turbosquid, 2023)

2.7. Takımların Kaplanması

Yüzey kaplaması denilince akla ilk gelen bir malzemenin diğer başka bir malzeme üzerinde uyguladığı yüzeyin mekanik, fiziksel ve kimyasal özelliklerin geliştirilmesidir (İnçal, 2007). Kesici takım malzemesinin sahip olduğu bir mukavemet değeri vardır. Bu yüzden kesici takımlarda belirli tekrarlayan kullanımdan sonra aşınma ve kırılma gibi olaylar meydana gelmektedir. Takımlarda yüzey kaplaması fiziksel ve kimyasal özellikleri geliştirerek ömürleri daha uzun süre hale getirilebilir. Dezavantajı ise; yüzey kaplaması yapılan kesici takımın maliyetinin yüksek olmasıdır.

Yapılan çalışmalarda kesici takımlar tekrarlayan kullanımdan sonra takımlarda aşınmadan dolayı malzeme kayıplarına maruz kaldığını ve kaplamalı takımların %10-30 takım işleme maliyetini düşürdüğünü gözlemlenmiştir.

Kaplamalar, yöntemlerine göre üç temel grupta incelenmektedir. Bunlar, termal püskürtme, buhar fazında ve kimyasal kaplamalardır. Bu kaplamalar uygun bir çözelti içerisinde yapılan kimyasal kaplama işlemini anorganik polimer reaksiyonları yada elektrik akımı ile gerçekleştirilir. Farklı kaynaklar vasıtasıyla buhar fazına getirilmesi ve taban malzemenin üzerinde büyütülmesi ise buhar fazında kaplama çeşididir.

Kaplama malzemesinin, taban malzemeden uzak bir noktada eritilip ince partiküller halinde püskürtülmesine ve kaplama yüzeyine düşen partiküllerin katılaşması termal püskürtme işlemidir (Kapan, 2012).

2.8. Kaplama Türleri

2.8.1. Titanyum Nitrür (TiN)

Titanyum nitrür kaplama mükemmel aşınma direncine sahiptir. Titanyum nitrür sert seramik kaplama malzemesi olarak da bilinmektedir. Günümüzde endüstri alanında TiN tercih edilmesinin sebebi yüksek sertlik, düşük sürtünme katsayısına sahip olmasıdır. Ayrıca mükemmel yapışma özelliğinden dolayı kaplamada dökülme meydana gelmez, paslanmayı önler ve düşük ısıl geçirgenliğinden dolayı talaşın kesici takımına ısı transferi engeller. TiN'in sanayide tercih edilmesinin başlıca nedenleri bunlardır (Türküz, 2006).

Tıp ve ilaç sektöründe tercih edilmesinin sebebi ise, düşük korozyon direnci özelliği, biyolojik uyumu ve kimyasal kararlılığıdır. Ortopedik protezler, biyolojik iskelet alanlarında tercih edilmektedir (Paschoal vd., 2003). Ayrıca TiN kaplaması antibakteriyel kaplamadır ve aşınmaya dirençli yüzey uygulanması araştırılmıştır (Jeyachandran vd., 2007).

2.8.2. Titanyum Alüminyum Nitrür (TiAlN)

TiAlN kaplamaların aşınma direnci, içerisindeki bulunan alüminyum miktarının artışına bağlıdır. TiAlN tercih edilmesinin sebepleri iyi korozyon direncine sahiptirler. Yüksek alüminyum içerdiklerinden iyi sertlik ve yeterli süneklik değerleri vardır. Kesme ve delme işlemlerinde takım malzemesinin takım ömrünü 2,5 kat daha fazla oranda artırmaktadır. Kesme işlemlerinde düşük ısı iletkenliği sayesinde kesme bölgesindeki ısıyı kesici takıma aktarmaz (Kocacı vd., 2020).

2.8.3. Elmas Benzeri Karbon (DLC)

DLC kaplama endüstride en çok tercih edilen kaplama çeşididir. Elmas, düşük basınç altında ince film tabakası halinde sentezlenebilir. İnce film tabakasında halinde sentezlendikleri için yüksek sertlik, termal iletkenlik, kimyasal uyum, tribolojik özellikler ve biyouyumluluk gibi birçok özelliği bulunmaktadır (Özkömür, 2008).

DLC kaplamaları sağlık sektöründe başlıca; yüzey koruyuculuğu iyi olduğu için cerrahi implantlarda, ortopedik implantlarda ise aşınma direncin artırılması amacıyla üst düzey fiziksel özellikleri nedeniyle medikal aletlerde, ağız içi akrilik protezlerde aşınma direncin artırılmasıyla kullanılmaktadır. Ayrıca düşük yüzey pürüzlülüğü nedeniyle bakteri ve partikül adezyonunun minimum olmasına bağlı olarak kalp damar cerrahisinde damar içi stentlerde kullanılmaktadır (Grill, 2003).

2.8.4. Bor Nitrür Kaplama

Türkiye'nin dünyada bor rezervlerinden %70'ine sahip olduğu düşünülmektedir. Bor, rezerv ve cevher kalitelerini yüksek olmasına rağmen; yurt içi ve yurt dışında pazarda istenen düzeyi hala yakalayamamıştır.

Bor nitrür (BN), karbona benzer kristal yapılarına ve taşıdığı yüksek ısı şok direnci, ısı iletkenlik, elektriksel yalıtkanlık, kimyasal kararlılık, yağlayıcılık gibi özellikleri nedeniyle endüstride geniş kullanım alanı bulmaya aday inorganik bir malzemedir (Er, 2012).

2.8.5. Zirkonyum Kaplama

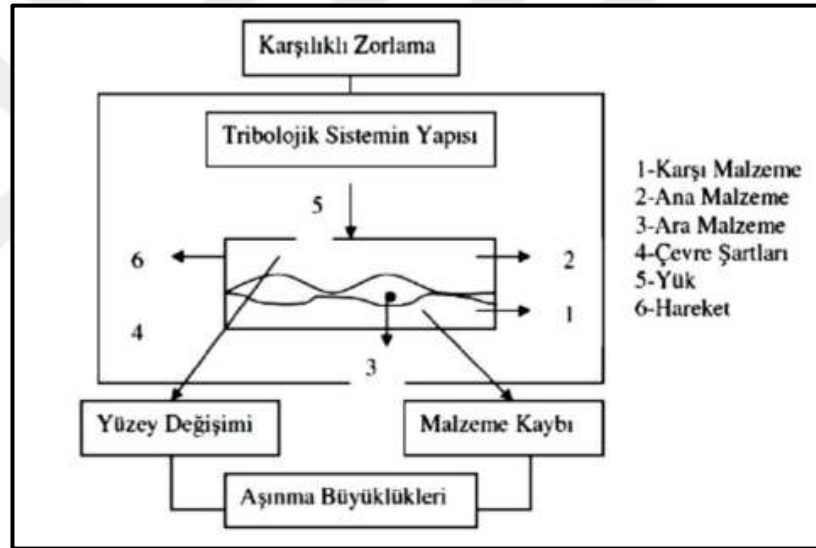
Zirkonyum sert, parlak, beyaz-gri bir metaldir. Zirkonyum mükemmel korozyon direncine sahiptir. Alkalilere karşı yüksek korozyon direncine sahip olduğundan dolayı kimya sanayisinde korozyon ortamlarında çok yaygındır.

Zirkonyum yüksek ısıl şok direnci ve refrakter (ateşe dayanıklı malzemeler) özelliklerden dolayı metalurjik fırın astarlarında ve cam endüstrisinde kullanılmaktadır.

Dünyada üretilen zirkonyumun %90'ından daha fazlası nükleer reaktörlerde kullanılmaktadır. Nükleer reaktörlerde kullanım sebebi zirkonyumun düşük nötron absorplamasındadır (Türküz, 2006).

2.9. Dental Takımlarda Aşınma

Triboloji; sürtünme, aşınma, yapışma ve yağlamanın içine alan 1966 yılında ortaya çıkmış bir bilim dalıdır. Aşınma genel olarak; triboloji, yağlama ve sürtünme terimleriyle kullanılmaktadır. Mukavemeti ve aşınma özelliği, çekme veya sertlik mukavemeti bir sistem özelliğidir (Hitit Üniversitesi, 2023). Şekil 3.1'de tribolojik bir sistemin elemanları görülmektedir.



Şekil 2.12. Tribolojik Sistemin Elemanları (Akkurt, 2017)

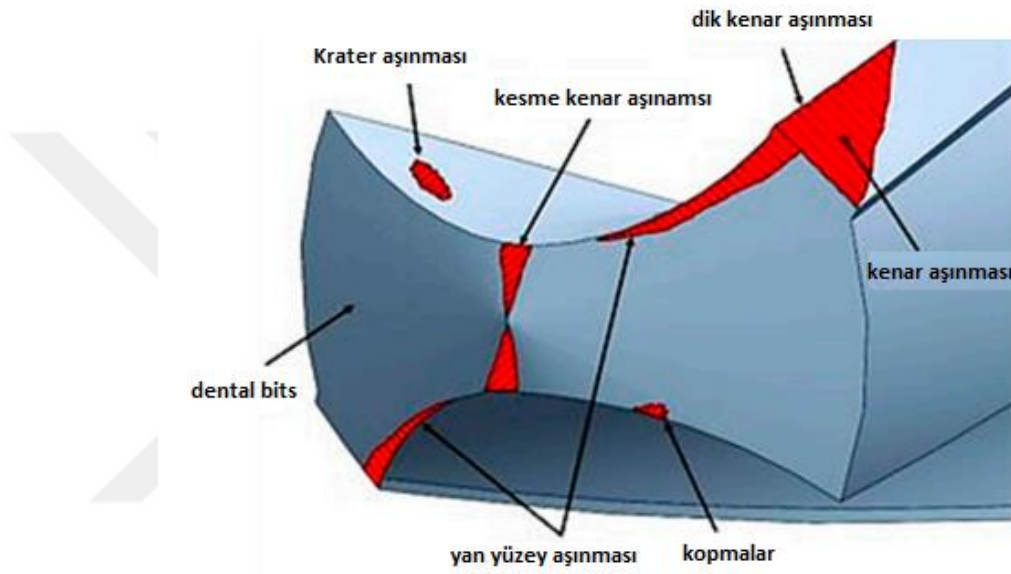
Aşınma bir yüzeyden diğer yüzeye transfer ve aşınma parçaların oluşumu neticesinde ortaya çıkan malzeme kaybı olarak tanımlanabilir.

Aşınma oluşturan ana elemanlardan katı cisim metal, mineral, plastik, kauçuk aşınma karakteristiği veren katı cisimdir. Karşı cisim ise sıvı, katı veya gaz olabilir. İki eleman arasındaki ara malzemenin az veya çok yük altında kaldıklarında aşınma başlar. Ara malzeme ise sıvı, katı veya gaz olabilir veya bunların karışımı şeklinde de olabilir. Aşınmayı sebep olan hareket ise; kayma yuvarlana, darbeli şeklinde olabilir. Yük ise gerilmenin az veya çok olmasının yanı sıra sabit, değişken veya darbelide olabilir (Ulusoy vd., 2006).

Kesici takımların ve kalıp parçaların kullanıldığı uygulamalarda farklı hasar mekanizmaları vardır. Bunlar:

- Aşınma (abrazif ve adhesif aşınma)
- Ağızda mikro kırılmalar
- Plastik deformasyon
- Kütlesel kırılma
- Yığıntı hasar

Şekil 2.13’de kesici takımlarda oluşan aşınmaları gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Dental takımına ait aşınma mekanizması (Franz vd., 2022)

Gelişmiş toplumlarda makinelerin, kesici takımların veya sistemlerin ömrünü uzatmak için ya da daha verimli hale getirmek için gibi çeşitli sebeplerden sürtünme ve aşınmayı azaltmak için artan bir ihtiyaç vardır. Aşınan kesici takımın yenisi ile değiştirmek pratik bir çözüm olabilir ama ekonomik alanda büyük bir kayıp olabilir.

Aşınma zamanında müdahale edilmezse çok pahalıya mal olabilecek sonuçlar görülebilir. Bu yüzden aşınmanın önlenmesi için öncelikli olarak aşınmaya neden olan faktörler bulunmalıdır. Son zamanlarda ise aşınmayı azaltmak için yüzey işleme ve kaplamalar uygulaması üzerinde büyük oranda artış vardır. Bu artışın en büyük sebepleri; birçok hasar, aşınma ya da korozyon sonucunda oluşan yüzeydeki gelişmelerdir.

Aşınma sorunlarını çözmek için endüstride yüzey kaplama son yıllarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Yüzey kaplama sayesinde daha önce elde denenmemiş özellikleri sağlayan, yeni kaplama özellikleri geliştirilmesiyle, kaplamalar geçmiş yıllara

göre daha çok tercih edilmektedir. Kaplama tekniği ve yüzey işlemlerinde kaplama tekniğinin belirlenmesinde malzemenin iç yapısı oldukça önemlidir.

2.10. Kaynak Özetleri

Literatürde dental implant takımların delme işleminden sonra aşınmayı değerlendirmek nedeniyle çalışmamıza en yakın sadece bir çalışmaya rastlanılmıştır (Er, 2012). Yapılan bu çalışmada piyasada bulunan farklı markalardaki dental takımlar kullanılmış yeni bir yüzey kaplaması dental takımlar kullanılmamıştır. Dental takımların tekrarlayan kullanım sonrasında aşınma miktarı SEM kullanılarak ölçülmüştür. Isı sensörü ile delme esnasında kemikte oluşan ısı ölçülmüştür. Dental takımlar bir grup TiN, 6 grup ise piyasada hazır bulunan değişik markalarda paslanmaz çelik dental takımlardır. Bu çalışmada dış soğutma kullanılmış ancak soğutmasız bir ortamda aşınma incelenmemiştir. Çalışmanın sonucunda piyasada kullanılan dental takımlar arasında istatistiksel olarak çok fazla aşınma farkı gözlenmemiş ve ısı farkına rastlanılmamıştır.

Ercoli ve arkadaşları yaptıkları çalışmada 100 delmeden sonra 47°C'yi sıcaklığı geçmeyecek şekilde dış soğutmayla birlikte dental takımlar güvenli bir şekilde kullanabileceklerini söylemişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda paslanmaz çelik dental takımların tekrarlayan kullanım ve sterilizasyonu sonrası 50'nci delmenin sonunda kemikte kritik sıcaklığa ulaşıldığı gözlemlenmiştir. Bu sebeple paslanmaz çelik dental takımların su soğutması olmasına rağmen 50 kullanımdan sonrasında güvenli bir şekilde kullanılabileceğini düşünülmemektedir.

Dental bitsler üzerinde yapılan çalışmalara bakarsak implant matkapları SS, zirkonya ve seramik gibi farklı malzemelerden yapılır. Çoğunun ideal kesme verimliliği ve aşınma direnci yoktur (Oliveira vd., 2012). Son zamanlarda, kesme verimliliğini iyileştirmek, aşınma direncini ve matkap sertliğini artırmak için matkap kaplaması olarak elmas benzeri karbon (DLC) eklenmiştir (Mendes vd., 2014). DLC, elmaslara benzer özelliklere sahip amorf karbon veya kristal olmayan bir yapıdır. DLC ile yüzey kaplaması, elmasın kaplanmış malzeme yüzeyinde avantajlı özelliklerini verir (Subramanian, 2010). Bununla birlikte, özellikle DLC kaplı matkaplar için matkap aşınmasını ve delme süresini karşılaştıran kesin çalışmalar rapor edilmemiştir. Bu çalışmanın amacı, implant hazırlığı sırasında DLC kaplı implant matkaplarının delme süresini ve aşınmasını SS matkaplarla karşılaştırmaktır.

Yapılan çalışmada yirmi yapay kemik kullanılmış ve farklı üreticilerden toplanan paslanmaz çelik ve DLC kaplamalı dental bitsler kullanılmıştır. Matkap hızı ve torkunu üreticiler belirlemiştir.

Dental bitslerin aşınması incelemek için SEM görüntüleri alınmıştır. Delme süresindeki sonuçlarda, Elmas benzeri karbon ve paslanmaz çelik matkaplar arasında ilk dört grupta delme sürelerinde önemli farklılıklar tespit edilmiştir. İlk dört grup, hızda bir ilk artış ve ardından zamanda kademeli ve istikrarlı bir azalma ile benzer modeller göstermiştir.

SEM analizinde ilk dört grubun tüm implant matkapları, 20 kullanımdan sonra aşınma belirtileri göstermiştir. Matkap yüzeylerinin değerlendirilmesi 5, 10, 15 kullanım ve 20 kullanımdan sonra yapılmıştır.

Tekrarlanan kullanımdan sonra test edilen tüm dental bitslerin tiplerinde aşınma belirtileri gözlemlenmiştir. Bir çalışmada, SS, zirkonya ve DLC matkapların her birinin 40 kullanımından sonra değişken matkap aşınması olduğu belirtilmiştir. Bu çalışmada, SS matkaplarda düzensiz bir yüzey tespit edilirken DLC kaplama delaminasyonu gözlemlenmiş, SS matkaplar da bu da daha fazla aşınmayı meydana gelmiştir. Oliveria ayrıca zirkonya bitslerin kıyasla paslanmaz çelik burgulu matkaplar için 50 kullanımdan sonra artan matkap aşınması olduğu belirtilmiştir. Dos Santos ise matkap deformasyonunun ve pürüzlülüğün bitslerin kullanım sayısı ile doğru orantılı olduğunu göstermiştir.

Bu çalışmada, tekrarlı kullanımdan sonra DLC kaplı ve SS matkaplar arasında aşınma direnci ve kesme verimliliği açısından bir fark bulunmamıştır. Test edilen matkapların çoğu, 15 kez kullanımdan sonra tutarlı olduğu görülmüştür. Ancak SS ve DLC kaplı matkaplar 20 kez kullanıldıktan sonra aşınma belirtileri göstermiştir. Paslanmaz çelik matkaplarda hasar, düzensiz kesme yüzeyi ve daha yüksek uç aşınması tespit edilmiştir ve 20 delmeden sonra fark edilmiştir.

Sharawy M. ve diğerleri, çene kemiğinde yapılan delme işlemlerinde oluşan ısıya mikromotorun devir sayısını artırarak çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda devir sayısı bir neden olmamakla birlikte delme işlemin süresi sıcaklığı artırdığını sonucunu varmışlardır.

Fraunhofer J. A. ve Siegel S. C. çalışmalarında soğutucunun kesici takımın ömrünü artırdığını ve ısı hasarını düşürdüğünü saptamak amacıyla hastanın dişini delme sırasında kemikte oluşan sıcaklığı düşürmek için alkol bazlı kimyasallar kullanmışlardır. Hastanın dişinin delinmesi esnasında ortamda oluşan sıcaklığı azaltmak için soğutucu

alkol ve gliserol bazlı kimyasallar kullanılmasını araştırmışlar. Yapılan çalışmanın sonucunda ise soğutucular ısı hasarı düşürmüşlerdir.

Eriksson ve Albrektsson çalışmasında tavşan kemiği kullanmışlardır. Yapılan deneysel çalışmanın sonucunda kritik sıcaklığa geldiğinde kemikte nekroz olayı gerçekleşmiştir. Bu çalışmanın sonucunda ise sürtünme ısı kritik değeri aştığında implantlar kaybedilmektedir.

İmplantın başarısının etkileyen faktörler 1983 yılında Albrektsson ve ark. tarafından

Aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

- İmplant materyali
- İmplant tasarımı
- İmplant yüzeyi özellikleri
- İmplant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin kalite ve kantitesi
- Uygulanacak cerrahi prosedür
- İmplantın yükleme zamanı

Yapılan literatür taramalarında dental takımların genellikle kemiğin ısınması üzerine çalışmalar olduğu görülmektedir. Takım aşınması ile ilgili araştırmalar oldukça azdır. Bu tez çalışmasında dental takımların aşınması üzerine deneysel araştırma yapılmıştır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Materyal

Dental bits takımlarımızı delme işlemlerinde insan çene kemiğine yakın olan inek tibia kemiği, kayın ağacı ve kompozit malzeme üzerinde delme işlemi gerçekleştirilmiştir.

İnek tibia kemiği, diğer adıyla kaval kemiği omurgalarının bacakların diz kapağın alt kısmındaki iki kemikten daha iri olan ve daha dayanıklı olandır. Şekil olarak da diz eklemin olduğu kısım geniş, sonraki kısım daralan ve ayak bileğin eklemine doğru genişleyen bir yapısı vardır. Şekil 3.1’de deneyde kullanılan inek tibia kemiği verilmiştir.



Şekil 3.1. İnek tibia kemiği

Deneyde kullanılan Kayın ağacı, Kuzey Amerika, Asya ve Avrupa gibi bölgelerde yaygındır. Kayın ağaçları, yıllık olarak yeniden büyüyen ve yaprakları döken bir ağaçtır. Genellikle büyük, dik gövdeli ve yayvan bir tepeliği olandır. Odunu ise değerli bir kereste malzemesi olarak tanımlanır. Kayın ağacın odunu, güçlü, sert ve dayanıklıdır. Genellikle mobilya, kapı ve pencere çerçevelerinde gibi farklı amaç için kullanılmaktadır. Kayın odunu müzik aletlerinde mutfak eşyalarında gibi birçok alanda tercih edilmektedir. Şekil 3.2’de deneyde kullanılan kayın ağacı verilmiştir.



Şekil 3.2. Kayın Ağacı

Diğer kullanılan malzeme kompozit malzemedir. Elde edilen malzemeye en az iki farklı malzemenin birbiri içerisinde fiziksel olarak karıştırılmasıyla kompozit malzeme denir. Tek bir malzeme ile elde edilemeyen mekanik (dayanım, tokluk vb.) özellikler veya fiziksel (elektrik iletkenliği, termal iletkenlik vb.) özellikler ile istenen özellikler elde edilir. Şekil 3.3'te deneyde kullanılan kompozit malzeme verilmiştir.



Şekil 3.3. Kompozit Malzeme

3.2. Aletler ve Cihazlar

3.2.1. Deneylerde Kullanılan Kesici Takımlar

Tez çalışmasında kullanılan dental takımlar TİAIN, ZR ve AISI 630 paslanmaz çelik dental takımlardır. TİAIN, ZR ve saf haliyle 630 paslanmaz çelik dental takımların özellikleri belirtilmiştir.

ZR kaplama düşük sürtünme katsayısına sahiptir. Plastik enjeksiyon kalıplarında başarılı sonuçlar vermektedir. Soğutma sıvısının kullanıldığı zaman dişli çakılarında başarıyla uygulanmaktadır. Şekil 3.4’de deneyde kullanılan ZR kaplama verilmiştir.



Şekil 3.4. ZR kaplama

AISI 630 Paslanmaz çelik, yüksek mukavemet ve korozyon direnci özellikleri nedeniyle genellikle endüstriyel alanda tercih edilmektedir. Yüksek sıcaklık dayanımı, yorulma ömrü ve aşınma direnci gibi özellikleri vardır. Yüksek mukavemeti nedeniyle ve kolay işlenebilirliğinden dolayı tercih edilmektedir. Deneylerde kullanılan AISI 630 paslanmaz çelik Şekil 3.5’de yan şeklindeki görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.5. 630 paslanmaz çelik görüntüsü

TİAIN kaplama darbe dayanımı, mukavemet gibi mekanik özellikleri vardır. Birçok avantajı olmasına rağmen yüksek sıcaklıklarda zayıf oksidasyon direnci gösterirler. Şekil 3.6'da deneyde kullanılan TİAIN kaplama verilmiştir.



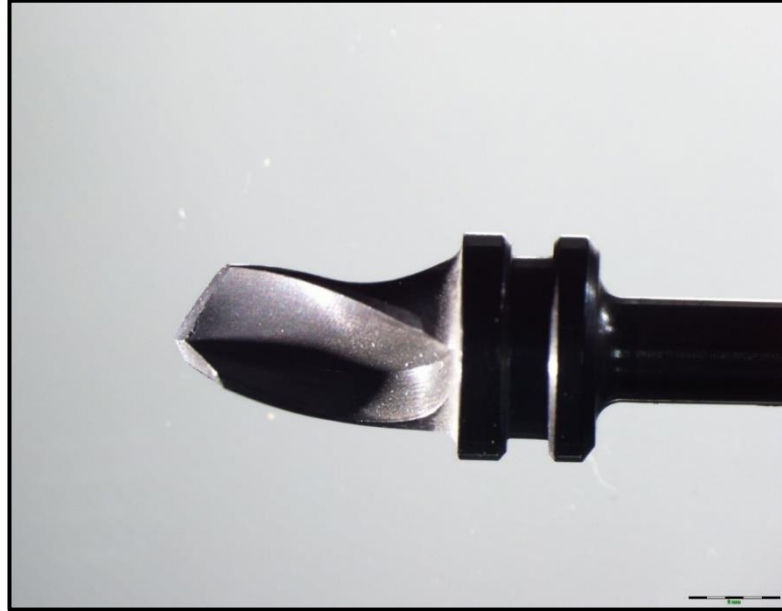
Şekil 3.6. TİALN kaplama

Şekil 3.7’de AISI 630 paslanmaz çelik dental takımın yan şeklindeki görüntüsü verilmiştir.



Şekil 3.7. AISI 630 paslanmaz çelik

Şekil 3.8’de TiAlN kaplamanın yan şeklindeki görüntüsü verilmiştir.



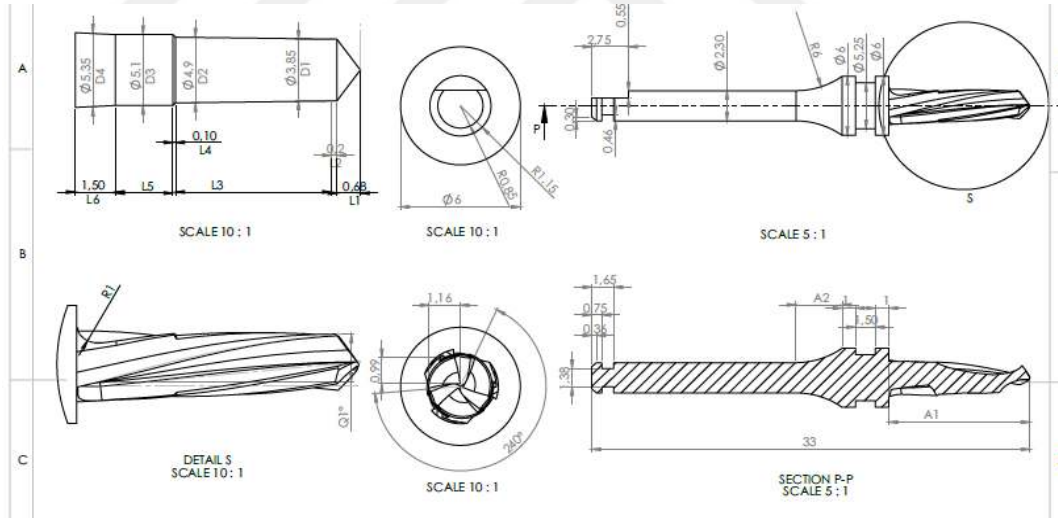
Şekil 3.8. TiAlN kaplama

Şekil 3.9’da Zr kaplamanın yan şeklindeki görüntüleri verilmiştir.



Şekil 3.9. ZR kaplama

Aşağıdaki Şekil 3.10’da deneylerde kullanılan AISI 630 paslanmaz çelik dental frezenin teknik resmi verilmiştir.



Şekil 3.10. Deneylerde Kullanılan AISI 630 Paslanmaz Çeliğin Teknik Resmi (Çizgi tıp, 2023)

3.2.2. Deneylerde Kullanılan Mikro Motor Cihazı

Mikro motorlar piyasada elektrikli ve havalı olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Mikro motorların dişleri parlatmak, kesme ve delme işlemleri için tercih edilen dental cihazlardan biridir. Çizelgede 3.1’de Fizyotech marka mikro motorun özellikleri verilmiştir. Şekil 3.11’de ise deneyde kullanılan mikro motorun resmi verilmiştir.

Çizelge 3.1. Fizyotech mikro motorun özellikleri

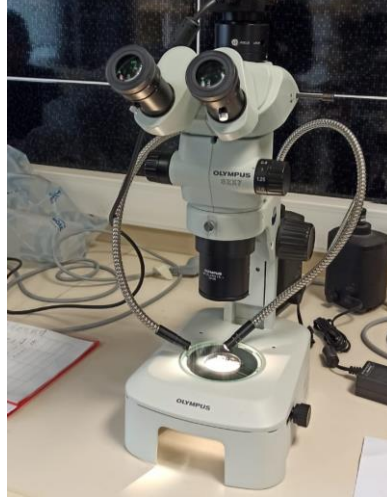
Fizyodispenser cihazı %100 Türk üretimidir	20 ile 35.000 devir arası motor devir oranı.
100 N (Newton) tork üretme özelliği	İleri geri pedaldan kontrol.
Hız kontrol özelliği	İleri geri özelliği.



Şekil 3.11. Fizyotech mikromotor

3.2.3. Deneylerde Kullanılan Görüntülüme Cihazları

İşlemler sonrasında takımlarımızda meydana gelen aşınmalar, krater aşınmaları, sıvama kopmaları OLYMPUS SZX7 marka mikroskop altında incelenmiştir. Şekil 3.12’de deneyde kullanılan mikroskobun görüntüleri verilmiştir.



Şekil 3.12. OLYMPUS mikroskobu

Taramalı elektron mikroskobu (SEM; Scanning Electron Microscope), odaklanmış bir elektron demeti ile numune yüzeyini tarayarak görüntü elde eden bir elektron mikroskobu türüdür (Ulusoy, 2018).

SEM cihazıyla kesici takımların kesme kenarların incelenmesi ve kesme kenarın aşınmasında analizi etmek için kullandığımız bir tekniktir. En çok faydalarından biri de taranan yüzey bölgesinin oluşan renk skalasındaki farklılıklardır. Renk skalasındaki farklılıklar yüzeydeki kaplamanın malzeme kaybını göstermektedir.

SEM'in kullanım alanları, sağlıklı ve sağlıklı kan ve doku örneklerinde, hastalığa sebep olan etkenlerin belirlenmesinde bilimsel araştırmalarda biyologların bitki ve hayvan dokularına bakması için tercih edilmektedir.

Adli tıpta ise metal parçaları, boya ve mürekkep gibi maddeleri karşılaştırmada veya iplik gibi maddeleri inceleyerek polis laboratuvarında delilleri incelemede kullanılabilir (Kapakın, 2006).

Deneylerde kullanılan SEM cihazı Şekil 3.13'de verilmiştir.

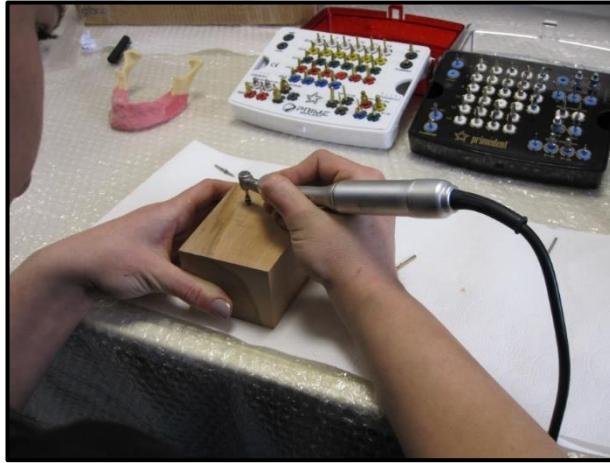


Şekil 3.13. Elektron Mikroskobu (Fe-Sem) (Chern, 2007)

3.3. Yöntem

3.3.1. Deneylerin Yapılışı

Yapılan deney çalışmamızda İnek tibia kemiği, kayın ağacı ve kompozit malzemenin üzerine mikro motorla kademeli olarak delme işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.14'te kayın ağacının üzerinden delme işlemi verilmiştir.



Şekil 3.14. Kayın ağacında delme işlemi

Dental takımlar iki kanallıdır. Bir takımın toplam kanal sayısı, gövde çapı ve takımın genel dayanıklılığı arasında bir ilişki vardır. Kanal sayısının fazla olması dayanıklılığı artıracaktır. Delme işlemi dental takımın malzemenin üzerinde dik bir şekilde yük uygulayarak kademeli olarak delinmesidir. Bu işlemler 3 farklı kaplama malzeme için uygulanmıştır. Sabit 30 N yük altında ve yaklaşık 850 RPM devirli 3 aşamada yaklaşık 10'ar mm derinliklerde 60 sn aralıklarla delme işlemleri

gerçekleştirilmiştir. Deneylerde yapılan 3 farklı takımın kesme parametreleri Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. Kesme parametreleri

Takım/Kaplamalar	Vc [m/dk]	f [mm/dvr]	Rpm [dev/dk]	F [N]	Delme süresi [T; Sn]	Delme derinliği [a;mm]	Test Malzemesi
AISI 630	10m/dk	0.125	850	30	60x3=180	10	Kompozit-Kayın-Kemik
TiALN	10m/dk	0.125	850	30	60x3=180	10	Kompozit-Kayın-Kemik
Zr	10m/dk	0.125	850	30	60x3=180	10	Kompozit-Kayın-Kemik

Delme işlemleri bittikten sonra implantı malzemenin üzerine yerleştirildi.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Farklı kaplama özelliklerine sahip dental implant takımların İnek tibia kemiğinin, kayın ağacının ve kompozit malzemelerin delinmesindeki aşınma deneysel olarak incelenmiştir.

Kemik delme esnasında kemikten çıkan talaş, büyük parçalar şeklinde değil toz şeklindedir. Kemik cerrahisinde kemik tozu denir (Yıldız, 2022).

Yapılan deneylerde kemik tozların görüntüsü Şekil 4.1’de verilmiştir.



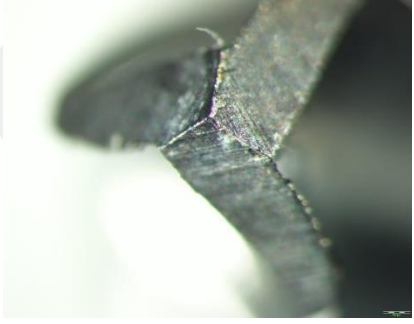
Şekil 4.1. Deneylerde çıkan kemik tozu görünümü

Delme esnasında kemik tozların olması dental takımların aşınmasını artırmaktadır. Yapılan çalışmalarda elde edilen veriler aşağıdaki gibi sunulmuştur.

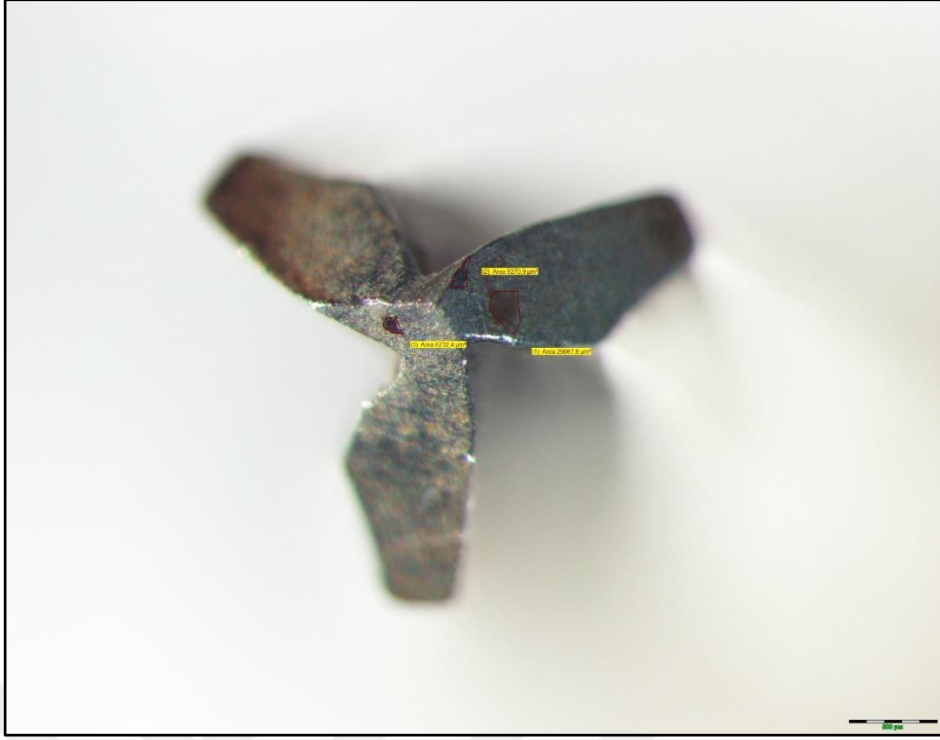
4.1. Dental Takımların Mikroskopik Görüntüsü

Dental takımlar kayın ağacı, inek tibia kemiklerinin ve kompozit malzemeleri üzerinde dental implant için kademeli delinmesinden sonra mikroskop altında incelenmiştir. Dental takımlar 1 dk aralıklarla 30 N yük uygulanarak şeklinde delinmiştir. Dental takımların mikroskopik görüntüleri ara ara alınmamıştır. Dental takımların mikroskopik görüntüleri Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. 630 Paslanmaz Çelik, TİALN kaplama ve ZR kaplamaların mikroskobik görüntüsü

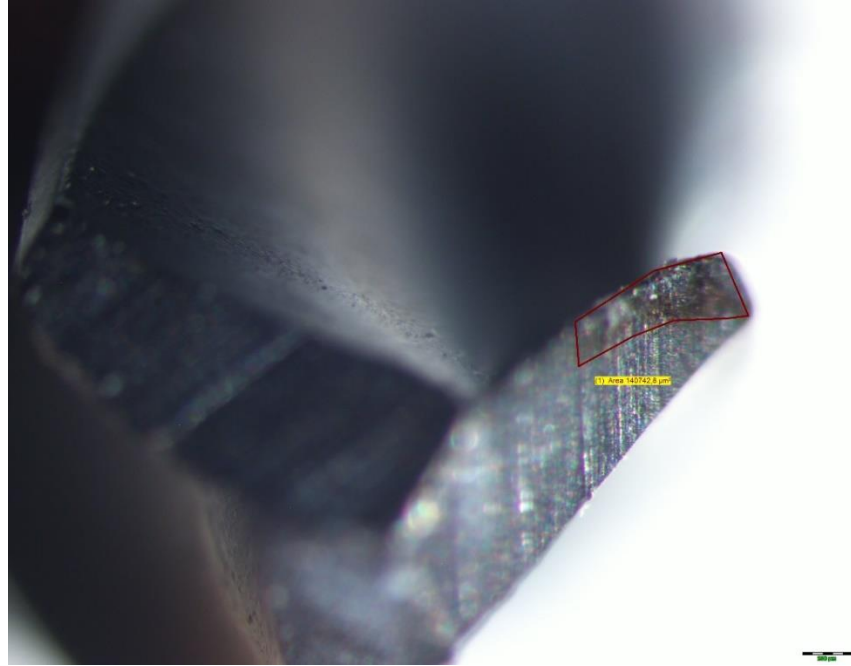
MALZEME	YAN MİKROSKOBİK GÖRÜNTÜSÜ	ÜSTTEN MİKROSKOBİK GÖRÜNTÜSÜ
630 Paslanmaz Çelik		
TİALN Kaplama		
ZR Kaplama		

Görüntüler incelendiğinde 630 paslanmaz çelik üzerine yapılmış ZR kaplamada uç kısımlarında aşınmalar meydana gelmiştir Şekil 4.2’de Zr kaplamanın aşınan yerleri alan hesabı şeklinde verilmiştir. 630 paslanmaz saf haliyle mikroskop görüntüleri incelediğinde aşınma olmamıştır. TİALN kaplama uç kısımlarında aşınmalar olmuştur.



Şekil 4.2. ZR dental takımın aşınan alanlar

TİALN Kaplama ısınmaya karşı dirençli bir yapıya sahiptir. Yapılan araştırma ve analizlerde TİALN kaplanmış takımlarda talaş kaldırma işlemlerinde daha iyi takım ömrü gözlenmiştir (Akbörk, 2019).



Şekil 4.3. TİAIN dental takımın aşınan alanlar

4.2. Dental Takımların SEM Görüntüleri

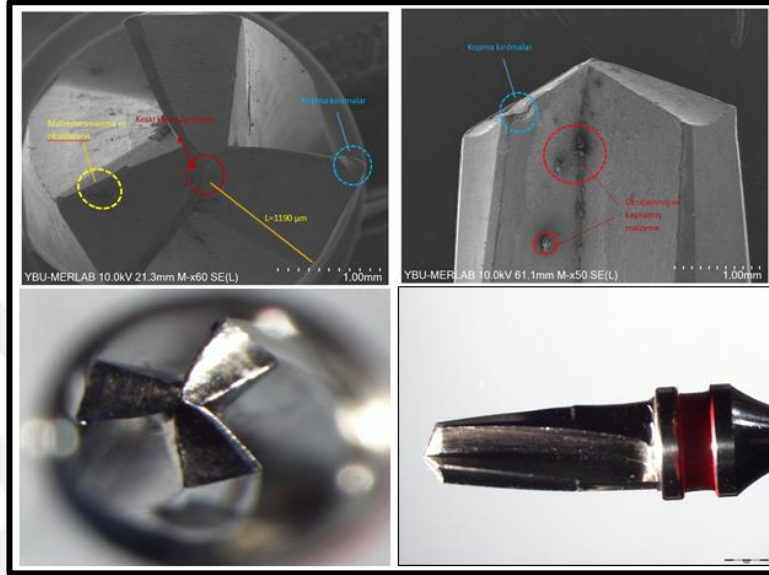
Dental takımların dental implant delme işleminden sonra Sem görüntüleri alınmıştır. Delme işlemleri 3 ker kez 1 dk'lardan sonra ZR kaplamanın daha fazla aşındığı görülmüştür. Sem görüntüleri kompozit malzeme, kayın ağacı ve tibia kemiği delindikten sonraki görüntüleridir. Dental takımların SEM görüntüleri Çizelgede 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. 630 Paslanmaz Çelik, TİALN kaplama ve ZR kaplamaların SEM görüntüleri

630 Paslanmaz Çelik		
TİALN Kaplama		
ZR Kaplama		

4.3. AISI 630 Paslanmaz Çeliğin Aşınması

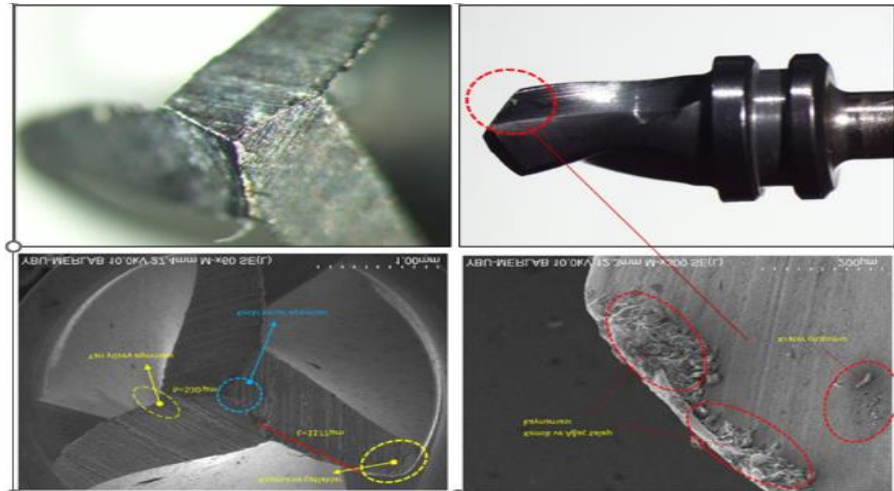
AISI 630 paslanmaz çelik mikroskopik ve SEM görüntüleri incelediğimizde üstten görünümünde malzemede sıvama ve oksidasyon mevcuttur. Uç kısımlarda kırılmalar ve orta kısmında kesici kenar aşınması meydana gelmiştir. Şekil 4.4'te AISI 630 paslanmaz çelik aşınması gösterilmektedir.



Şekil 4.4. AISI 630 Paslanmaz çelik aşınması

4.4. TiAlN Kaplamanın Aşınması

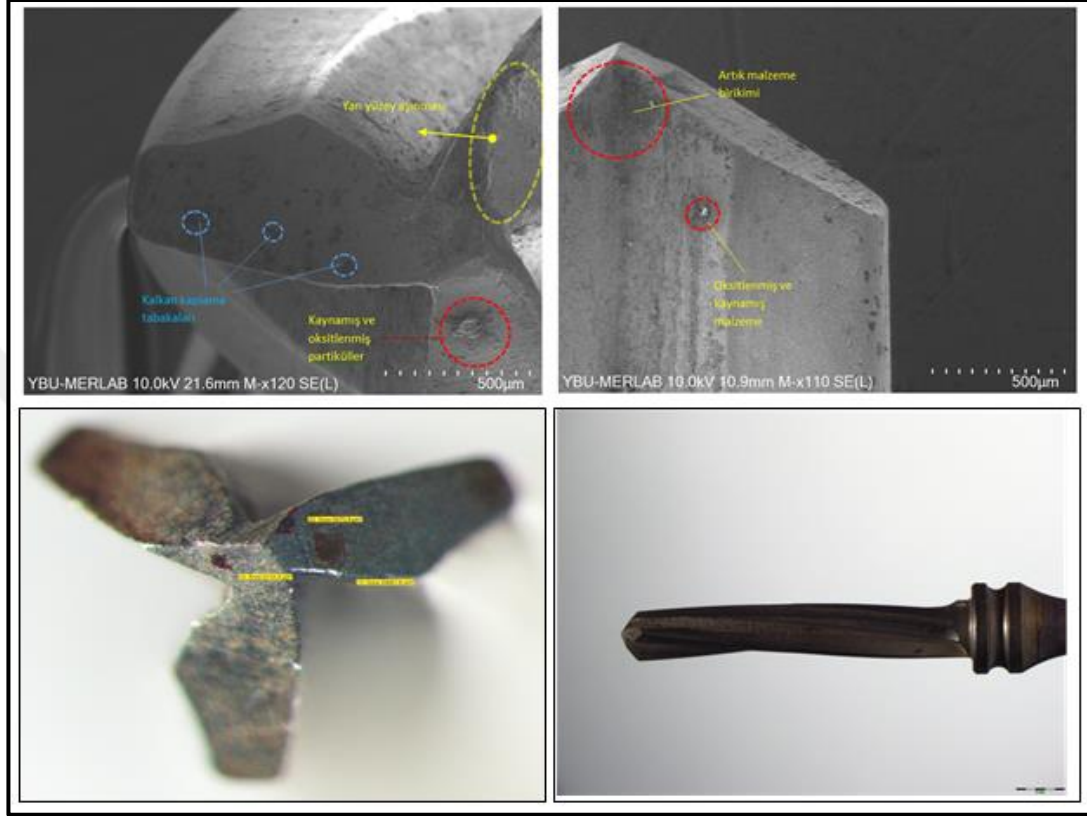
TiAlN kaplama keski kenar aşınması, kopma ve çatlaklar meydana gelmiştir. Uç kenarlarda kemik ve ağaç talaşı kaynaması meydana gelmiştir. Yan yüzey aşınmasının alanı Şekil 4.5'de verilmiştir.



Şekil 4.5. TiAlN kaplamanın aşınması

4.5. Zr Kaplamanın Aşınma

Zr kaplamada SEM ve mikroskopik görüntülerinde yan yüzeylerde aşınma, artık malzeme birikimi ve oksitlenme meydana gelmiştir. Şekil 4.6'da Zr kaplamanın mikroskopik görüntüleri verilmiştir.



Şekil 4.6. Zr kaplamanın aşınması

4.6. Dental Takımların Aşınma Alanları

Yan yüzey aşınma uzunluğu kemikte aşınan alanların en fazladan en aşağıya doğru AISI 630>TiAlN>Zr şeklinde sıralanabilir.

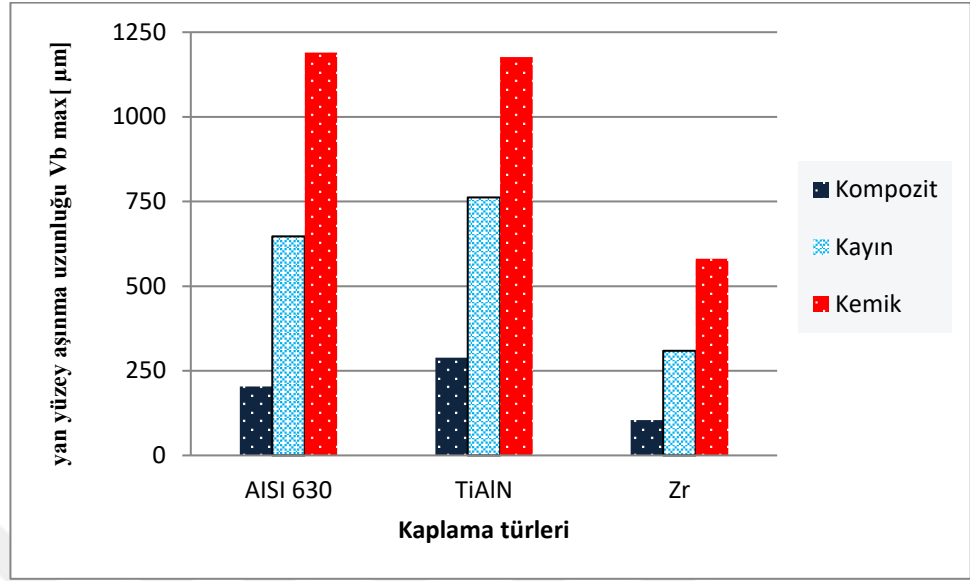
Kayında yan yüzey aşınma uzunluğu en büyükten en küçüğe doğru TiAlN > AISI 630>Zr şeklinde sıralanabilir.

Kompozit malzemede ise yan yüzey aşınma uzunluğu en büyükten en küçüğe doğru TiAlN > AISI 630>Zr şeklinde sıralanabilir.

Kompozit malzemenin en düşük değerde olması kompozit malzemenin kolay işlenebilirliğinden dolayıdır.

Tabloya bakarsak AISI 630 Paslanmaz çeliğin yan yüzey aşınma uzunluğu kemikte 1000-1200 μm değerleri arasındadır. Kayında ise 500-750 μm değerleri arasındadır. Kompozit malzemede ise en düşük değerde olup 0-250 μm arasındadır.

Şekil 4.7’de kaplamaların yan yüzey aşınma uzunluğu aşağıdaki grafikte verilmiştir.



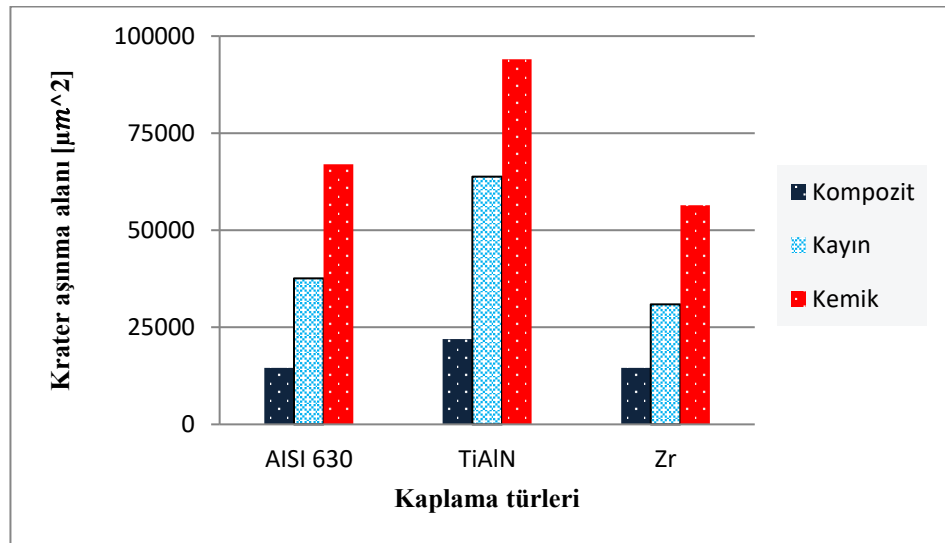
Şekil 4.7. Kaplama türlerin yan yüzey aşınma uzunluğu

Krater aşınma alanları kemikte aşınan alanların en fazladan en aşağıya doğru TiAlN>AISI 630 >Zr şeklinde sıralanabilir.

Kayında aşınan alanların en büyükten en küçüğe doğru TiAlN >AISI 630>Zr şeklinde sıralanabilir.

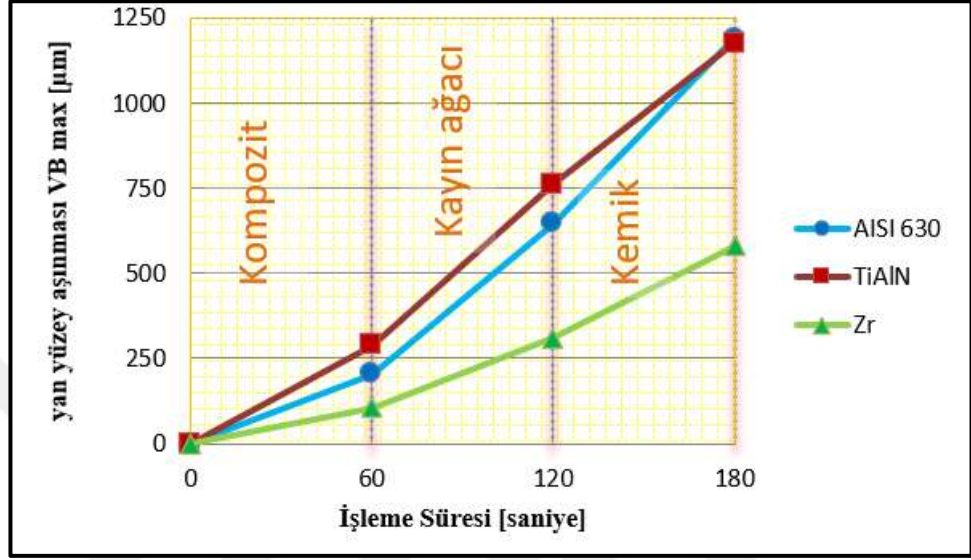
Kompozit malzemede ise aşınan alanların en büyükten en küçüğe doğru TiAlN> >Zr >AISI 630 şeklinde sıralanabilir.

Krater aşınma alanları Şekil 4.8’de verilmiştir.



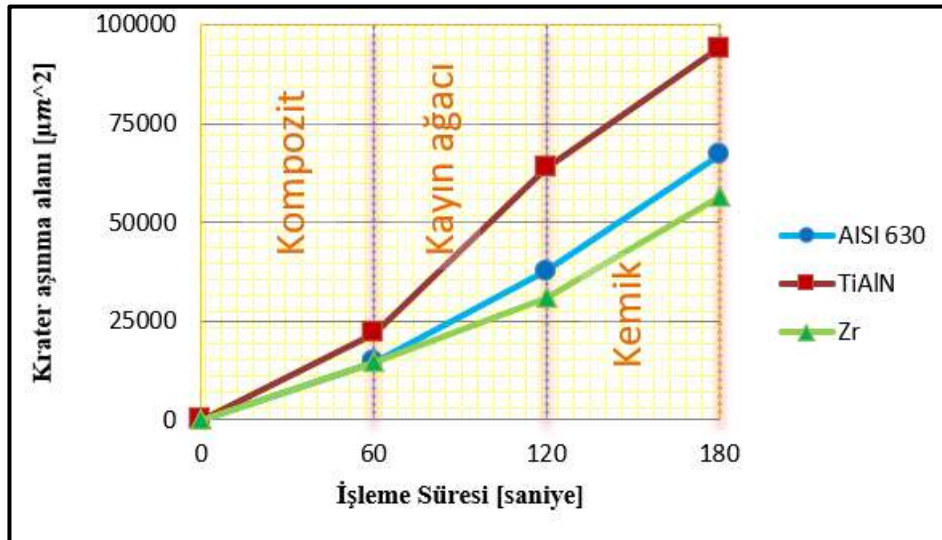
Şekil 4.8. Kaplama türlerin krater aşınma

Yan yüzey aşınmasına işleme sürelerine göre bakarsak 180 sn sonunda en fazla yan yüzey aşınması TiAlN ve AISI 630'dur. Zr 180 sn sonunda 500-750 μm değer arasındadır. 60 sn sonunda üç kaplamada yaklaşık aynı değerdedir. 60 saniyeden itibaren dental takımların ısınmasından dolayı değer artmaktadır. Yan yüzey aşınma alanları Şekil 4.9'da verilmiştir.



Şekil 4.9. İşleme süresine göre yan yüzey aşınması

Krater aşınma alanları işleme süresine göre en fazla aşınmadan en düşük aşınmaya TiAlN> AISI 630>ZR göre sıralanabilir. Zr kaplamanın en az aşınma alanı sahiptir.



Şekil 4.10. İşleme süresine göre krater aşınma

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Nanoteknoloji ve yüzey kaplamaları ortaya çıktığından beri mevcut malzemenin üzerinde özelliklerin geliştirilmesi ve iyileştirilmesi için birçok deney yapılmıştır. İlk yüzey kaplamaları 1980'lerde FBB ile üretilmiş TiN Kaplamalar olduğu iddia edilmektedir.

Bu tez çalışmasında, dental implant uygulamasında kullanılan dental takımların delmeden sonra takımların oluşturdıkları aşınma incelenmiştir. Dental takımlar kuru şartlar altında ve farklı kaplamalar kullanılarak yapılmıştır. Dental implant uygulamasında en önemli nokta delme işlemidir. Delme işlemi bittikten sonra farklı kaplama özelliklerine sahip dental takımların laboratuvar ortamında deneysel olarak sıgır kemiği, kayın ağacı ve kompozit malzeme üzerinde kullanılarak test edilmiştir. Test sisteminde farklı kaplama özelliklerine sahip dental takımların aşınmasını görebilmek için mikroskopla ve SEM görüntüleri alınmıştır. Dental takımların tekrar kullanımlarından sonra aşınmayı azaltmak için farklı kaplama özelliklerine sahip dental takımlar kullanılmıştır. Deneylerde 3 farklı dental takım kullanılmıştır.

Yapılan çalışmada kayın, kemik, kompozit malzemenin üzerinde delme işlemlerin sonucunda Zr kaplama krater ve yan yüzey aşınmanın en az olduğu kaplamadır. TiAlN ve AISI 630 Paslanmaz çeliğin yan yüzey aşınmasında ve krater aşınmalarında birbirlerine yakındır.

Dental takımların aşınmasına etki eden faktörlerden biri de kemik delme sırasında oluşan sıcaklıktır. Yapılan çalışmalarda implant bölgesinde delmede kemikte oluşan sıcaklık 1 dakikada 47°C geçmesi durumunda kemikte nekroz gerçekleşir. Kemikte oluşan sıcaklığın ana sebeplerinden biri de sürtünmeden dolayı oluşan ısıdır. Delme sürecinde sıcaklık açısından soğutma olması en iyi parametrelerinden biridir. Dental implant cerrahide delme sisteminde cerrahi operasyonlar için ortamın temiz olması gerekir. Dışarıdan soğutma sıvısı kullanımında kirli ortamın oluşturulduğu kemik veya çevre komşularda enfeksiyon riski de önlenmektedir.

Delme işlemine etki eden bir faktör matkabın uç geometrisidir. Matkap uç geometrisinde boşluk açısı düzgün olmazsa düzgün delme işlemi yapılamamaktadır. Büyük boşluk olması takım ömrünü artırmaktadır. Boşluk açısı matkap çapına, kesici ağız boyuna ve iş parçası malzemesine bağlıdır. Matkap çapı arttıkça serbest açı azalır. Yapılan deneylerde kullanılan matkap takımlar helisel şeklindeki matkaplardır.

Yapılan çalışmada ZR kaplamanın daha fazla aşındığı görülmektedir. Bunun nedenlerinden biri de ZR kaplamanın çok iyi yapışmamasından dolayıdır.

Soğutma sıvısının önemi delme esnasında oluşan sürtünmeyi azaltarak, sürtünme sonucunda açığa çıkan ısıyı azaltmasıdır. Bu şekilde takımla işlenen yüzey arasında etki ederek sürtünme azalır. Sürtünme azaldığında takımın aşınması önlenmektedir. Deneylerde dental takımların delinmesi kuru şartlar ortamında denenmiştir. Kuru şartlar ortamında delinmesi dental takımların aşınmasını artırmaktadır. Yapılacak olan diğer çalışmalarda soğutma sıvısı kullanılmalıdır.

Delme işlemlerinde kullanılan dental takımın çapının artması kemik malzemesi ve cerrahi matkap ucu arasındaki temas yüzeyi de artmaktadır. Bundan dolayı sürtünme artmaktadır ve sıcaklık artışı söz konusudur. Bu sıcaklık artışı da dental takımda aşınma meydana getirecektir. Yapılacak olan diğer çalışmalarda farklı matkap çaplarında tribolojik özellikler araştırılabilir.

Yapılan deneyde 3 adet kaplama denenmiştir. DLC, Bor kaplama gibi farklı kaplamalar denenebilir.

KAYNAKLAR

- Akbörk, H. (2019). *Aynı Ticari Marka İmplant Frezleri ile Yapılan Osteotomilerde Aynı Frez Kullanılarak “Farklı Hız, Kuvvet ve Kullanım Sayısı” Değişkenlerinin Kemikte Meydana Gelen Sıcaklık Değişimleri Üzerine Etkilerinin İn-Vitro Olarak İncelenmesi*. (Doktora Tezi). Gaziantep Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Gaziantep.
- Akkurt, M. (2017). *Makine Elemanları İ.T.Ü: Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi*.
- Altan, M. (2010). Reducing shrinkage in injection moldings via the Taguchi, anova and neural network methods, *Mater Design*, 31, 599-604.
- Boynueğri, D. (2019). *Pvd Yöntemi ile İnce Kaplanmış Kesici Takımların Mikro Ölçekli Aşınma Testi ile Aşınma Dayanımının Belirlenmesi*. (Yüksek Lisans Tezi). Bartın Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bartın.
- Chern G. L., ve Liang, J. M. (2007). Study on boring and drilling with vibration cutting, *Int. J. Mach. Tool Manu.*, 47, 133-140.
- Çizgi Tıp. (2023). 630 Paslanmaz Çeliğin Teknik Resmi. Erişim Adresi: <https://www.cizgitip.com/hizmetlerimiz/dental-implant>
- Dağ, M., ve Karaçaylı, Ü. (2015). Dental İmplantlarda Yapısal ve Yüzey Özellikleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Dergisi*, 25, 119-127.
- DR-gais. (2023). *Dental implant*. Erişim Adresi: <https://dr-gais.com/aesthetic-dental-medicine/dental-implantology/> (dr-gais.com)
- Er, N. (2012). *Farklı Yüzey Özelliklerine Sahip Dental İmplant Drillerinin Kemikte Oluşturdukları Isınma Etkilerinin Değerlendirilmesi*. (Doktora Tezi). Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.
- Eriksson R.A., ve Adell, R. (1986). Temperatures during drilling for the placement of implants using the osseointegration technique. *J Oral Maxillofac Surg*, 44, 4-7.
- Evosimplant. (2023). *Dental İmplant Cerrahi Protokolü*. Erişim Adresi: <https://www.evossimplant.com/uploads/page-files/1592916920implant-cerrahi-protokol%C3%BC2.pdf>.
- Franz, G., Vantomme, P., ve Hafız, M. (2022). A Review On Drilling Of Multilayer Fiber-Reinforced Polymer Composites And Aluminum Stacks: Optimization Of Strategies For Improving The Drilling Performance Of Aerospace Assemblies. *Fibers*. 10(9), 78.
- Jeyachandran Y.L., Venkatachalam, S., ve Karunagaran, B. (2007). Bacterial adhesion studies on titanium, titanium nitride and modified hydroxyapatite thin films. *Mat Sci Eng*, 27(1), 35-41.

- Geçkili, O., Mumcu, Bural., Bilhan, H., ve Bilgin, T. (2010). Dental İmplant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi için Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Dergisi*, 34(3-4), 60-69.
- Grill, A. (2003). Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials- an overview. *Diam Rel Mater Diamond And Related Materials*, 12(2), 166-170.
- Gök, K. (2014). *Kemik Delme İşleminde Isıl Hasarın Önlenmesi İçin Matkap Tasarımı ve Prototip İmalatı*. (Doktora Tezi). Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.
- Hitit Üniversitesi. (2023). *Talaşlı İmalat*. Erişim adresi: <http://web.hitit.edu.tr/dosyalar/materyaller/eminerdin@hititedutr110520185B2N4W5Y.pdf>
- İnçal, E. (2007). *Pvd yöntemiyle kaplanan HSS takım çeliklerin karakterizasyonu ve ısınma dayanımının incelenmesi*. (Yüksek Lisans Tezi). Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Kaplan, S. (2012). *AISI 1045 Malzemesinin Matkap Ucu ile Delinmesinde Kaplamanın Takım Performansına Etkisi*. (Yüksek Lisans Tezi). Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon.
- Kocabıçak, A. C., ve Yalçınkaya, S. (2020). *Hss, Tın ve Tialn Kaplamalı Matkap Takımları Kullanılarak AISI D2 Çeliği Üzerine Delik Delme İşlemleri Uygulaması*. İstanbul: Güven Plus Grup A.Ş. Yayınları.
- Mendes, G. C., Padovan L.E., ve Claudino M., (2014). Influence of implant drill materials on wear, deformation, and roughness after repeated drilling and sterilization. *Implant Dentistry*, 23(2), 188-94.
- Mercan, Ç. (2016). *Dental İmplantlarda Kullanılan Farklı Dayanak Sistemlerinin Dayanak-İmplant Bağlantısının Deneysel Olarak İncelenmesi: İn Vitro Çalışma*. (Doktora Tezi). İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Metcodental. (2023). *Matkaplar*. Erişim Adresi: <https://metcodental.com/blog/genel/>
- Oliveira, N., Algarra, F., Mareque-Bueno, J., ve Hernandez-Alfaro, F. (2012). Thermal changes and drill wear in bovine bone during implant site preparation. A comparative in vitro study: twisted stainless steel and ceramic drills. *Clinical Oral Implants Research*, 23(8), 63-9.
- Paschoal, AL., Vanâncio, EC., ve Canale LCF. (2003). Metallic biomaterials TiN coated: corrosion analysis and biocompatibility. *Artif Organ*, 27(5), 461-464.
- Reis, A. (2020). *Kemik Delme İşlemlerinde Farklı Kesme Koşullarının ve Kesme Parametrelerinin Kesme Sıcaklığı Üzerindeki Etkisinin Araştırılması*. (Yüksek Lisans Tezi). Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon.

- Sharawy, M., Misch, CE., Weller, N., ve Tehemar S. (2002). Heat generation during implant drilling: the significance of motor speed. *J Oral Maxillofac Surg*, 60(10), 1160-9.
- Subramanian, B., Ananthakumar, R., ve Jayachandran, M. (2010). Microstructural, mechanical and electro chemical corrosion properties of sputtered titanium-aluminum nitride films for bio-implants. *Vacuum*, 85(5), 601-609.
- Suna, A. (2020). *Protetik Tedavide Standart ve Kısa İmplantların Karşılaştırılması*. (Bitirme Tezi). İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Sullivan, R.M. (2001). Implant dentistry and the concept of osseointegration a historical perspective. *J Calif Dent Assoc*, 9(11), 737-45.
- Terim Kapakin, K.A. (2006). Scanning- Elektron Mikroskobu. *YYÜ Vet Fak Dergisi*. 17 (1-2), 55-5.
- Tuğcu, A., ve Kaçal, A. (2018). Fiziksel Buhar Biriktirme Yöntemlerinden PVD ve JVD/DVD İnce Film Kaplamaların Karşılaştırılması ve DVD Kaplama Teknolojisinin Endüstriyel Uygulamaları Üzerine Kavramsal, Akademik ve Teorik Bir Analiz, *Savunma Bilimleri Dergisi*, 17, 1308-6831.
- Turbosquid. (2023). *Dental Takımlar*. Erişim adresi: <https://www.turbosquid.com/fr/3d-models/dental-drill-3d-1333498>.
- Turgut, Y. (2023). *Alüminyum 2024 malzemenin delik delme işleminde kesme parametreleri kesme kuvveti ölçümü ile optimizasyonu*. (Yüksek Lisans Tezi). Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.
- Tuğay, B. (2021). *İmplant Uygulanacak Alanın Kemik Densitesindeki Farklılıkların İmplant Çevresindeki Marjinal Kemik Seviyelerindeki Değişikliklere Etkisinin İki Farklı İmplant Tipinde İncelenmesi*. (Doktora Tezi). Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Türküz, C. (2006). *FBB Yöntemi ile Yapılan Zirkonyum Nitrür İnce Film Kaplamanın Kaplama Parametrelerinin İncelenmesi ve Optimizasyonu*. (Doktora Tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Ulusoy, E., Metinoğlu, F., Çakmak, B., ve Balcı, Y. (2006). Toprak İşleme Aletlerinde İş Organlarının Aşınması Üzerinde Araştırmalar. *Tarım Makinaları Bilimi Dergisi*, 2(2), 173-179.
- Ulusoy, Z. (2018). *Farklı Kanal Doldurma Yöntemleriyle Doldurulan Kök Kanallarının Dolgu Kalitesinin Mikro-Bilgisayarlı Tomografi ve Bilgisayarlı Sıvı Filtrasyon Cihazı ile Değerlendirilmesi*. (Uzmanlık Tezi). Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Bolu.
- Özkömür, A. (2008). *Elmas Benzeri Karbon Kaplamanın İmplant Üstyapı Parçaları Arası Galvanik Korozyona Etkinliğinin İncelenmesi*. (Doktora Tezi). Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana.

Yalçın, C. (2021). *Derin Çekmede İş Malzemesi ve Proses Parametrelerinin Deneysel ve Nümerik Olarak İncelenmesi*. (Yüksek Lisans Tezi). Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.

Yıldız, B. (2022). *İmplant Matkap Ucu Geometrilerinin ve Delme Parametrelerinin Sonlu Elemanlar ile Analizi*. (Yüksek Lisans Tezi). Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir.

