



**T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

KOMPOZİT MALZEME TEKNOLOJİLERİ ANABİLİM DALI

**KOMPOZİT MALZEMELERİN AĞIZ, YÜZ, ÇENE
CERRAHİSİNDE KULLANIMI VE MALZEME
UYGUNLUKLARININ BELİRLENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

NALAN ŞİŞİK

ŞUBAT 2016

DÜZCE

KABUL VE ONAY BELGESİ

Nalan ŞİŞİK tarafından hazırlanan kompozit malzemelerin ağız, yüz, çene cerrahisinde kullanımı ve malzeme uygunluklarının belirlenmesi isimli lisansüstü tez çalışması, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun tarih ve sayılı kararı ile oluşturulan jüri tarafından Kompozit Malzeme Teknolojileri Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans olarak kabul edilmiştir.

Üye
(Tez Danışmanı)
Doç. Dr. Arif ÖZKAN
Düzce Üniversitesi

Üye
Yrd. Doç. Dr. İkrime ORKAN UÇAR
Düzce Üniversitesi

Üye
Yrd. Doç. Dr. Levent UĞUR
Amasya Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih: 16/02/2016

ONAY

Bu tez ile Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'ın Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans derecesini almasını onamıştır.

Prof. Dr. Haldun MÜDERRİSOĞLU
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

BEYAN

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

16 Şubat 2016

Nalan Şişik

Sevgili Babam Mehmet ŐIŐIK'e ithaf ediyorum...

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans öğrenimim ve bu tezin hazırlanması süresince gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Arif Özkan'a en içten dileklerle teşekkür ederim.

Lisans ve yüksek lisans öğrenimim boyunca desteklerini esirgemeyen, üzerimde büyük emekleri bulunan değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Hamit SARUHAN ve Sayın Prof. Dr. İlyas UYGUR'a, şükranlarımı sunarım.

Hayatta karşılaştığım tüm zorlukları aşmamı sağlayan, destek ve sevgilerini hiçbir koşulda esirgemedi beni bu günlere getiren sevgili annem ve kardeşlerime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

16 Şubat 2016

Nalan Şişik

TEŞEKKÜR	I
İÇİNDEKİLER.....	II
ŞEKİL LİSTESİ.....	IV
ÇİZELGE LİSTESİ.....	V
SİMGELER VE KISALTMALAR	VI
ÖZET	1
ABSTRACT.....	2
EXTENDED ABSTRACT	3
1. GİRİŞ.....	5
2. BİYOMALZEMELER	9
2.1. BİYOMALZEMELERİN TARİHSEL GELİŞİMİ.....	9
2.2. METALİK BİYOMALZEMELER.....	15
2.2.1. Paslanmaz Çelikler	18
2.2.2. Kobalt ve Alaşımları.....	20
2.2.3. Nikel-Titanyum Alaşımları	20
2.2.4. Titanyum ve Titanyum Alaşımları.....	21
2.3. SERAMİK BİYOMALZEMELER.....	24
2.3.1. Biyoseramik Türleri	25
2.3.2. Alümina.....	25
2.3.3. Zirkonya	26
2.3.4. Kalsiyum-fosfat (Ca-P) seramikler	26
2.3.5. Cam ve cam-seramikler.....	28
2.4. POLİMERİK BİYOMALZEMELER	28
2.4.1. PMMA (Polimetilmetakrilat).....	30
2.4.2. Hidrojeller	30
2.4.3. Polietilen (PE).....	30
2.4.4. Polipropilen (PP).....	30
2.4.5. Politetrafloroetilen (PTFE)	30
2.4.6. Polivinilklorür (PVC)	31
2.4.7. Polidimetilsiloksan (PDMS)	31
2.4.8. Polikarbonat (PC).....	31
2.4.9. Naylon (nylon) :.....	31
2.4.10. Poliüretanlar (PÜ).....	32
2.5. KOMPOZİT BİYOMALZEMELER	33
2.6. ORTOPEDİK MALZEMELERİN BİYOUYUMLULUKLARI	35
2.6.1. İnflamasyon	36
2.6.2. Biyomalzeme Kullanımında İyileşme.....	36
2.6.3. Enfeksiyon	37
2.6.4. Seramiklerin Biyoyumluluğu.....	37

2.6.5. Polimerlerin Biyouyumluluğu	38
2.6.6. Metallerin Biyouyumluluğu	39
2.6.7. Kobalt-Krom Alaşımlarının Biyouyumluluğu	40
2.6.8. Titanyumun Biyouyumluluğu.....	42
2.7. ORTOPEDİK MALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ	43
2.7.1. Dental Alaşımlarının Sınıflandırılması.....	45
2.7.2. Soy Metal Alaşımları	48
2.7.2.1. Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları	48
2.7.2.2. Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları.....	48
2.7.2.3. Altın- Paladyum (Au- Pd) Alaşımları	48
2.7.2.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları.....	49
2.7.2.6. Paladyum-Bakır(Pd-Cu) Alaşımları	51
2.7.3. Baz Metal Alaşımları.....	51
2.7.3.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları.....	52
2.7.3.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları	52
2.7.4. DENTAL DOLGU TÜREVLERİ	52
2.8. MALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN TAYİNİ.....	57
2.8.1. Kuvvet	58
2.8.2. Mukavemet	58
2.8.3. Kompresyon	58
2.8.4. Moment	58
2.8.5. Gerilme	58
2.8.6. Elastisite Modülü	60
3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	62
3.1. DİŞ YAPISI VE ÖZELLİKLER.....	62
3.1.1. Çene Yüz Bölgesinde Kullanılan Titanyum Mini Plakların Vücut Üzerinde Oluşan Etkileri.....	63
3.1.1.1. Kapalı Redüksiyon	64
3.1.1.2. Açık Redüksiyon	65
3.1.1.3. Metal Salınımı Ve Korozyon	66
3.1.1.4. Toksikite Ve Vücutta Birikim.....	68
3.1.1.5. Hipersensitivite	68
3.1.1.6. İltihabi Yanıt	69
3.1.1.7. Karsinogenez	70
3.2. AĞIZ VE ÇENE CERRAHİSİNDE SIK KULLANILAN FİKSASYONLAR VE MEKANİK UYGULAMALAR.....	70
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	75
5. KAYNAKLAR.....	77
6. EKLER.....	85
ÖZGEÇMİŞ	86

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2. 1. Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler .	9
Şekil 2. 2. Paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler.	20
Şekil 2. 3. Kobalt-krom alaşımından imal edilmiş kalça protezi	20
Şekil 2. 4. Titanyum diş protezi.	22
Şekil 2. 5. Titanyum stent	22
Şekil 2. 6. Titanyum alaşımından yapılmış protez takımları.	24
Şekil 2. 7. Zirkonyadan imal edilmiş biyomalzemelere örnekler.	26
Şekil 2. 8. Orta kulak implant tasarımı	27
Şekil 2. 9. Biyoseramik yapay göz	28
Şekil 2.10. HA kaplanmış titanyum protez	28
Şekil 2.11. Ortopedide kullanılan çeşitli kompozitler ve kullanım yerleri	34
Şekil 2.12. Galvanoplasti (elektrolizle) elde edilmiş porselen alt yapı metali	49
Şekil 2.13. Cad/Cam ile frezelenerek elde edilen metal alt yapılar	50
Şekil 2.14. Den-Tek laboratuvarı	51
Şekil 2.15. Metalik biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin sertlik değerleri.	54
Şekil 2.16. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin yoğunluk değerleri	55
Şekil 2.17. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin elastikiyet modülleri.	55
Şekil 2.18. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin basma dayanımları	55
Şekil 3.1. Dişin şematik olarak yapısı	63
Şekil 3 2. Ti mini plak	64
Şekil 3.3. Farklı tip geometrilere ti plaklar.	67
Şekil 3.4. Ti mini plak	69
Şekil 3.5. Kırık hattına göre ana modeller	71
Şekil 3.6. Dikdörtgen tip plaklı fiksasyonda plak üzerindeki gerilmeler.	71
Şekil 3.7. Tek I plak üzerinde oluşan gerilmeler	72
Şekil 3.8. Y plak üzerinde oluşan gerilmeler	72
Şekil 3 9. Kare plak üzerinde oluşan gerilmeler	72

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Çizelge 2.1. Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri.....	17
Çizelge 2.2. Bazı metallerin özelliklerinin karşılaştırılması.....	17
Çizelge 2.3. 316 ve 316L paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri.....	19
Çizelge 2.4. Ti6Al4V malzemeye ait kimyasal kompozisyon.....	23
Çizelge 2.5. Ti6Al4V malzemeye ait mekanik özellikler.....	23
Çizelge 2.6. HA 'in mekanik özellikleri	27
Çizelge 2.7. Tıbbi uygulamalardaki polimerlerin bazı fiziksel özellikleri	29
Çizelge 2.8. Tıpta kullanılan polimerler malzemeler ve yaygın klinik uygulamaları. ...	32
Çizelge 2.9. Kobalt esaslı alaşımla temas eden dokunun analizi.....	42
Çizelge 2.10. İçeriklerine göre dental alaşımların ve amalgamların sınıflaması.....	46
Çizelge 2.11. Değerli metal alaşımlarının ve amalgamların bileşenleri.	46
Çizelge 2.12. Metal alaşımlarının bileşenleri	47
Çizelge 2.13. Metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması.....	53
Çizelge 2.14. Metalik biyomalzemelerin özellikleri.....	53
Çizelge 2.15. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları.....	54
Çizelge 2.16. Seçilen biyomalzemelere ve kortikal kemiğe ait bazı özellikler.	54
Çizelge 2.17. Alümina ve zirkonya'nın mekanik özellikleri	56
Çizelge 2.18. Polimerlerin modüllerinin çevresel etkiyle değişimi.....	61

SİMGELER VE KISALTMALAR

A	Alan
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Au	Altın
ASTM	American society for testing and materials
Co	Kobalt
Cr	Krom
C	Karbon
CT	Tomografi
Cu	Bakır
Fe	Demir
F	Kuvvet
Fç	Çekme kuvveti
Ga	Galyum
GPa	Giga pascal
Hg	Cıva
HA	Hidroksiapatit
In	İndiyum
Kg	Kilogram
Mo	Molibden
MPa	Mega Pascal
MDP	Metal destekli porselen
M	Moment
M	Kütle
MR	Manyetik rezonans
N	Newton
Nm	Newtonmetre
N	Poisson oranı
Ni	Nikel
N/m ² , Pa	Pascal
N	Nitrojen

PE	Polietilen
PU	Poliüretan
PTFE	Politetrafloroetilen
PA	Poliasetal
PMMA	Polimetilmetakrilat
PET	Polietilenteraftalat
PS	Polisülfon
PLA	Polilaktik asit
PGA	Poliglikolik asit
PVC	Polivinilklorür
PDMS	Polidimetilsiloksan
PC	Polikarbonat
Pt	Platin
Pd	Palladyum
SR	Silikon kauçuk
Sn	Kalay
SME	Shape Memory Effect
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
Zr	Zirkonyum
<i>E</i>	Elastikiyet modülü
μm	Mikrometre
σ	Gerilme
σ_b	Basma gerilmesi
σ_{\checkmark}	Çekme gerilmesi
σ_{eg}	Eğilme gerilmesi
τ_k	Kayma gerilmesi
τ	Burulma gerilmesi
<i>Y-A</i>	Y Profilli Plağın A Modeli
<i>Dikdörtgen-A</i>	Dikdörtgen Profilli Plağın A Modeli
<i>I-B</i>	I Profilli Plağın B Modeli
<i>Kare-B</i>	Kare Profilli Plağın B Modeli

ÖZET

KOMPOZİT MALZEMELERİN AĞIZ, YÜZ, ÇENE CERRAHİSİNDE KULLANIMI VE MALZEME UYGUNLUKLARININ BELİRLENMESİ

Nalan ŞİŞİK

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, Kompozit Malzeme Teknolojileri Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Arif ÖZKAN

Şubat 2016, 86 sayfa

Kompozit malzemeler; belirli bir amaca yönelik olarak en az iki farklı malzemenin bir araya getirilmesiyle meydana gelen malzeme grubudur. Üç boyutlu nitelikteki bu bir araya getirmede amaç, bileşenlerin hiç birinde tek başına mevcut olmayan bir özelliğin elde edilmesidir. Diğer bir deyişle, amaçlanan doğrultuda bileşenlerin daha üstün özelliklere sahip bir malzeme üretilmesi hedeflenmektedir. Gün geçtikçe artan kullanım alanlarına cerrahi işlem ve uygulamalar da eklenmektedir.

Bu çalışma ile kompozit malzemelerin ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanımında meydana gelen eğilme ve çekme özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca yeni nesil olarak tabir edilen kompozit malzemelerin çene cerrahisi ve yüz doku kaybında destek, ana unsur ve uygulama malzemesi olarak kullanılabilirliği araştırılacaktır. Çene cerrahisinde plak olarak kullanılan metal malzemelerin ve implant üst yapılarının da kompozit malzeme olarak kullanılması durumundaki yeterlilikleri metal grubu olan benzerleriyle karşılaştırılarak mekanik malzeme özellikleri, ömür ve dayanım açısından kıyas yapılacaktır. Böylelikle metal grubu olan benzerlerine göre kullanım alanlarının kompozit malzemeler için genişletilmesi amaçlanmıştır.

Anahtar sözcükler: Ağız ve çene cerrahisi, İmplant, Kompozit malzeme, Malzeme, Mekanik özellikler, Plak, Tespit ekipmanları

ABSTRACT

THE USE OF COMPOSITE MATERIALS IN CRANIFACIAL SURGERY AND DETERMINATION OF COMPLIANCE MATERIAL

Nalan ŞİŞİK

Duzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Composite Materials
Technology

Master of Science Thesis

Supervisor: Doç. Dr. Arif ÖZKAN

February 2016, 86 pages

Composite Materials are material groups which result from combination of at least two different materials for a certain purpose. The purpose of this combination in three-dimensional character is to obtain a feature that normally does not exist in none of the component. In other words, it is aimed to produce a material which has more outstanding features for aimed direction. Its usage area is growing day by day and now surgery operations and applications also take part in.

With this study, it is aimed to compare the bending and pulling features which occur in the usage of composite materials in mouth, face and chin surgery. Moreover, the usage of composite materials that are constituted as new generation for chin surgery and tissue loss of face as main factor and application material will be researched. In case that metal materials and implant upper structures that are used as plaque in chin surgery will be used as composite material, their sufficiency will be compared with similar metal groups and a comparison will be made with regards to mechanic material features, lifetime and endurance. Thus, it is aimed to extend the usage area of composite materials in contrast with similar metal groups.

Keywords: Composite material, Detection equipment, Implant, Mouth and maxillofacial surgery, Mechanical properties, Material, Plate,

EXTENDED ABSTRACT

THE USE OF COMPOSITE MATERIALS IN CRANIFACIAL SURGERY AND DETERMINATION OF COMPLIANCE MATERIAL

Nalan ŞİŞİK
Duzce University
Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Composite Materials
Technology
Master of Science Thesis
Supervisor: Doç. Dr. Arif ÖZKAN
February 2016, 86 pages

1. INTRODUCTION:

In contrast with homogeneous materials, the composite materials are started to be preferred especially within orthopedic and dental applications because of their structural suitability, high endurance, low elasticity limit and capacity of singly providing the feature whose components would not contain.

Biomaterials keep in contact with body fluids constantly or for a certain time. The reactions of body given to these materials differ depending on many features. The most important factor is choosing a suitable material for the applications that use these materials. The material to be used shall be durable to corrosion and biocompatible and when taking the body weight into consideration, its physical compression and tensile strength shall be able to carry the loads which are transmitted by body moreover, the material to be used shall not create an allergic reaction on tissues. Biomaterials which ensure these features are metallic biomaterials, bio-ceramics, biopolymers and bio-composites.

2. MATERIAL AND METHODS:

Within this study, types of composite materials that are used in mouth, face and chin surgery, their mechanic features, their bio-compatibleness, their sufficiency during the

usage of them as application material and the conditions which are necessary to obtain a successful composite material are researched. The systematic effects of metal materials that are used as plaque in chin surgery and implant upper structures on body are examined through literatures. Thus, it is aimed to provide reference source about bio-compatibleness and mechanic features of the bio-materials to orthopedist / applicators manufacturers of prosthesis and implant who will choose bio-material within medical sector by aiming to develop perfect bio-materials for composite materials according to usage area.

3. RESULTS AND DISCUSSIONS:

The main purpose of this thesis is to provide information about biomaterials which can be used within mouth, face and chin surgery and to ensure to reach the accurate material by comparing the mechanical features that occur during the usage of the materials in the light of these information.

A general information about biomaterials will be given in order to ensure that this thesis achieve its objective. The thesis tried to provide reference source about mechanical features and bio-compatibleness of biomaterials to orthopedists / applicators and manufacturers of prosthesis and implant who will choose biomaterials through literatures.

4. CONCLUSION AND OUTLOOK:

Within all the literature researches carried out and in the light of data obtained from mechanical and biologic tests, it is concluded that composites with Ti-Ti alloy are the most ideal biomaterials that are used in mouth, face and chin surgery.

1. GİRİŞ

Kompozit malzemeler oldukça yeni bir alan olmasıyla birlikte, II. Dünya savaşı sırasında mevcut konvansiyonel malzemeler tek başlarına teknoloji karşısında belli ihtiyaçlara cevap veremez hale gelmesi ile başlamış ve o zamandan beri bu malzemelerin üretimi ve mekanik özellikleri üzerinde araştırma, geliştirme faaliyetleri genişleyerek sürüp gitmiştir [1]. II. Dünya savaşının akıbetinde ülkelerin sakat nüfusunun artmasıyla beraber ‘yapay vücut organı’ üzerindeki çalışmalar hızla çoğalmıştır. Biyomalzemeler, vücutta kullanılan yapay organların üretiminde tercih edilen malzemeler olup, vücut içine yerleştirilen implantların üretiminde kullanılmaktadır [2].

Biyomalzemeler canlı bir yapının veya biyomedikal bir aracın herhangi bir parçasını oluşturur. Biyomedikal araç doğal bir fonksiyonu ya geliştirir ya da değiştirir. Bunun yanında bu malzemeler biyolojik bir kaynaktan da gelmiş olabilir. Biyomalzemeler veya araçlar herhangi bir fonksiyonu yerine getirebilir, geliştirebilir veya değiştirebilir ki bu bahsi geçen fonksiyon herhangi bir hastalık veya sakatlıkla kaybedilmiş bir fonksiyondur. Tabii ki hiçbir zaman bu fonksiyonun orijinali yerine konamayacaktır [3].

Ortopedik implantlar geçici ve kalıcı olmak üzere iki kategoriye ayrılmıştır. Geçici implantlar genel olarak kırık tespitinde kullanılır ve kırık kemikler arasında köprü görevi görmektedir. Hizmet süresi birkaç ayı geçmez. Kalıcı implantlar ise zarar görmüş eklemlerin yerini almak için tasarlanmıştır ve kullanım süresi hastanın geriye kalan ömrü kadardır. Protez ise çıkarılmış bir parça veya organın görevini görmek üzere onun yerine yerleştirilen suni araçtır.

Trafik kazaları, spor ve ateşli silah yaralanmaları, yaşlılık ve hastalık gibi değişik sebeplerle işlevini yerine getiremez hale gelen organlardan; omur, femur başı, diz eklemi gibi organlar ortopedistler tarafından tamamen veya kısmen değiştirilerek yerine insan vücudunda ömür boyu kalacak protezler takılmaktadır [4].

Biyomalzeme, mühendislik bilimi için yeni bir alandır. Bu konuda yapılan modern anlamdaki bilimsel araştırmalar geçen yüzyılda başlamıştır. Kısa dönem

implantasyonlarında mekanik performans, biyouyumluluk ve korozyon dayanımı gibi koşullar sağlanabilmiş iken, uzun dönem implantasyonlarında daha yüksek aşınma ve yorulma direncine sahip yeni malzeme arayışı sürmektedir. Bu çalışmada kompozit malzemelerin ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanımında meydana gelen eğilme ve çekme özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Ayrıca yeni nesil olarak tabir edilen kompozit malzemelerin çene cerrahisi ve yüz doku kaybında destek, ana unsur ve uygulama malzemesi olarak kullanılabilirliği araştırılacaktır. Çene cerrahisinde plak olarak kullanılan metal malzemelerin ve implant üst yapılarının da kompozit malzeme olarak kullanılması durumundaki yeterlilikleri metal grubu olan benzerleriyle karşılaştırılarak mekanik malzeme özellikleri, ömür ve dayanım açısından kıyas yapılacaktır. Böylelikle metal grubu olan benzerlerine göre kullanım alanlarının kompozit malzemeler için genişletilmesi sağlanarak, referans kaynak sağlayabilmektir.

İnsan vücudunda kullanılan ilk metal olan ‘Vanadyum Çeliği’, 1938 yılında üretilmesiyle birlikte, kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanımı görülmüştür. 1960'lara kadar kullanılan bu protezler, korozyona sebep olduğundan ciddi tehlikelere neden olmuştur. Bunun yanı sıra, ilk olarak 1937’ de diş hekimliğinde polimetilmetakrilat (diş akriliği olarak da bilinir) kullanılmaya başlanmıştır [5].

Bu malzemelerin kullanıldığı uygulamalardaki en önemli etken uygun malzeme seçimidir. Kullanılacak malzemenin vücut koşulları içinde korozyona karşı dayanıklı olması, biyouyumlu olması, dokularda alerjik reaksiyon oluşturmaması, vücut ağırlığı dikkate alındığında fiziksel olarak basma ve çekme dayanımlarının, vücut tarafından iletilen yükleri taşıyacak seviyede bulunmalıdır. Bu özellikleri sağlayan biyomalzemeler de; metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, biyopolimerler ve biyokompozitlerdir.

İnsan vücudundaki organ veya dokuların fonksiyonlarını yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan malzemelere biyomalzemeler denilmektedir ve bunlar; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere dört başlık altında toplanırlar.

Metaller; sahip oldukları dayanıklı yapıları, kolay şekillendirilebilir, aşınmaya karşı dayanıklı olmaları sebepleri ile biyomalzeme olarak kullanımı yüksektir. Sadece, metallerin biyouyumluluklarının zayıf olması, vücut sıvılarında korozyona uğramaları,

dokulara göre çok sert yapıya sahip olmaları, yoğunluklarının yüksek olması ve alerjik doku reaksiyonlarına sebep olmaları olumsuz yanlarıdır. Seramikler, biyouyumlulukları yüksek ve korozyona dayanıklı olmalarının beraberinde sert, kırılğan olmaları, zor işlenen, mekanik özellikleri düşük ve yoğunluğu yüksek malzemelerdir. Bu malzemelere seçenek olarak kompozit malzemeler alternatif olarak sunulmuştur. Ortopedik ve diş implantlarında metalik biyomalzemeler ve biyoseramikler tercih edilmektedir.

Literatürde ağız, yüz ve çene cerrahisinde tercih edilen kompozit malzemelerin in-vivo çalışmalarında kullanılabilirliğiyle ilgili uygulamalar var olup, cerrahi müdahaleler sonucu gerilme tayin yöntemleri analiz edilmektedir. Bununla beraber, malzemelerin sistemik etkileriyle ilgili daha güvenilir sonuçların elde edilebilmesinin araştırıldığı literatür çalışmaları da bulunmaktadır.

Hulbert ve arkadaşları, seramiklerin uzun dönemli biyobozunmasıyla ilgili olarak bağıl inertliklerinin önemini vurgulamışlar ve kemiğe implante edilen seramik malzemelerin “kemikotaktik” (hücrelerin, mikroorganizmaların veya virüslerin kimyasal bir bileşiğe doğru veya o bileşikten uzaklaşıcı yönde hareketleri) özelliği sayesinde tutunmanın gerçekleştiğini açıklamışlardır [6].

Dreesman (1892), kemik kusurlarının doldurulmasında Paris alçısının kullanımını anlatan bir rapor yayınlamıştır. Bundan neredeyse 30 yıl sonra Albee ve Morrison kemiklerde oluşan boşlukların doldurulmasında trikalsiyum fosfatın (TCP) kullanımını yayınlamışlardır [7].

H. S. Levert 1829 yılında ilk kez in-vivo üzerinde yaptığı çalışmada, altın, gümüş, kurşun ve platinden ürettiği biyomalzemeleri köpekler üzerinde denemiş ve bu malzemeler içinde en uygun olanının platin olduğu sonucuna varmıştır. 1886 yılında nikel kaplamalı çelikten ortopedik plaka ve vidalar tedavi amaçlı kullanılmıştır. A. Zierold ise 1924 yılında köpekler üzerinde yaptığı çalışma sonucunda demir ve çeliğin çok hızlı korozyona uğrayıp komşu kemikte emildiğini, bakır, magnezyum ve nikelin dokularda renk değişimlerine sebep olduğunu, altın, gümüş ve alüminyumun uygun olduğunu ancak mekanik olarak yeterli olmadığını ifade etmiştir [8].

Bu çalışmada ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanılan kompozit malzemelerin çeşitleri, mekanik özellikleri, biyouyumlulukları, uygulama malzemesi olarak kullanılabilirliği durumundaki yeterlilikleri ve başarılı bir kompozit malzemeye ulaşılması için gerekli olan şartlar araştırılmıştır. Çene cerrahisinde plak olarak kullanılan metal malzemelerin ve implant üst yapılarının vücut üzerindeki sistemik etkileri literatürler aracılığıyla incelenmiştir. Böylelikle kullanım alanlarına göre kompozit malzemeler için mükemmel biyomalzemelerin geliştirilmesi hedeflenerek, tıp dünyasında biyomalzeme seçiminde bulunacak ortopedistlere / uygulayıcılara, protez ve implant imalatçılara, biyomalzemelerin biyouyumluluk ve mekanik özellikleri hakkında referans kaynak sağlayabilmek amaçlanmıştır.



2. BİYOMALZEMELER

Metaller, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olmak üzere dört gruba ayrılan biyomalzemeleri tıbbi uygulamalarda, sert doku yerine ve yumuşak doku yerine kullanılacak biyomalzemeler olarak da iki grup altında toplanabilir. Genellikle ortopedik ve diş protezleri, birinci grup kapsamına giren metal ve seramiklerden hazırlanırlar. Şekil 2.1.' de çeşitli biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler görülmektedir [9].

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum, Titanyum-Altınyum-Vanadyum alaşımları Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teşon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kataterler	Poli (etilen teraftalat), teşon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teşon, poliüretan
Organlar Yapay kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

Şekil 2. 1. Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler [9].

Günümüze kadar çok çeşitli biyomalzemeler kullanılmıştır. Bu malzemelerin çoğunun biyolojik ve klinik davranışları hakkında bilgimiz var. En önemli husus beklenen gereksinimleri karşılayacak nitelikte uygun biyomalzeme seçimidir.

2.1. BİYOMALZEMELERİN TARİHSEL GELİŞİMİ

İnsanoğlu vücudunda oluşan eksiklikleri gidermek amacıyla doğadan faydalanmıştır. Eski Mısır lahitlerinde bulunan mumyalarda yapay burun, göz, diş dolgusu ve suni

dişlere rastlanmıştır. 1700'lerin sonlarında yazılmış bir dişçilik kitabından, 18. yüzyılda bile diş implantasyonu ve naklinin hayli yaygın olduğu anlaşılmaktadır [10-11].

Biyomalzeme tarihi üç döneme ayrılabilir. Odun ve fildişi gibi metalik olmayan malzemelerin ve demir, altın, gümüş ve bakır gibi metalik malzemelerin, suni diş ve burun imalatında ve iyileşme sürecinde kırık kemiklerin bir arada tutulmasında kullanıldığı 1850 öncesi dönem olmak üzere gruplandırılır. Levert, 1829'da kurşun, altın, gümüş ve platin telleri köpeklerde denedi. Ancak, bunlar istenilen mekanik özellikleri sağlamadılar. Dahası anestezi olmadan implantların insan vücuduna yerleştirilmesi zordu [12].

2000 yıl öncesine kadar altının diş hekimliğinde kullanımı görülüyorken, bronz ve bakır kemik implantlarının kullanımı, milattan önceye kadar devam etmiştir. 19. yüzyıl ortalarına kadar, bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisinin olmasına rağmen uygun malzeme bulunamadığından bu implantların kullanımı devam etmiş ve sonrasında 19. yüzyıl ortasından itibaren yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler gözlenmiştir [10].

İkinci dönem 1850-1925 arasını kapsar. Bu dönemde cerrahi alanda hızlı bir gelişme süreci yaşandı. Anestezi alanında 19. yy. 'da yaşanan gelişmeler bu süreci hızlandırdı. Bunun yanında Röntgen tarafından X-Işınlarının keşfi iskelet problemlerinin yerinin tam olarak tespit edilmesinde çok işe yaradı. Son olarak Lister tarafından ortaya atılan aseptik cerrahinin kabulü enfeksiyondan kaynaklanan kayıpları büyük oranda azaltmıştır [12].

Dreesman, 1892'de, kemik kusurlarının doldurulmasında Paris alçısının kullanımını anlatan bir rapor yayınladı. Bundan neredeyse 30 yıl sonra Albee ve Morrison kemiklerde oluşan boşlukların doldurulmasında trikalsiyum fosfatın (TCP) kullanımını yayınlamışlardır [7].

Üçüncü olarak, 1925'den günümüze kadar olan dönemde üç önemli gelişme olmuştur. Bunlardan birincisi 1930 ve 1940'larda sırasıyla kobalt, krom ve paslanmaz çelik alaşımlarının bulunması, ikincisi 1940'lar ve 1950'lerde polimer kimyası ve plastiklerin geliştirilmesi ve üçüncü olarak da penisilin ve diğer antibiyotiklerin geliştirilmesidir.

Cerrahi enfeksiyonların azaltılması ve biyolojik doku ile uyumlu cihazların üretimi, cerrahların birçok önemli problemin üstesinden gelmesini sağlamıştır. Bugün yaygın olarak kullanılan birçok biyomalzeme son 25-30 yılda geliştirilmiştir [12].

Kan damarlarının değişimi ve yapay kalp kapakçıklarının geliştirilmesi 1950'lerde, kalça protezlerini de 1960'larda izledi. Kalp ile ilgili cihazlarda elastik yapıya sahip sentetik bir polimer olan poliüretan tercih edilirken, kalça protezlerinde ise paslanmaz çelik yerini almıştır. Bunun beraberinde, ilk olarak 1937'de diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan polimetilmetakrilat (diş akriliği olarak da bilinir) ve yüksek molekül ağırlıklı polietilen de kalça protezi olarak kullanıldı. II. Dünya Savaşından sonra, damar protezlerinde paraşüt bezinden (Vinyon N adıyla bilinen poliamid) yararlanıldı. 1970'lerde ilk sentetik, bozunur yapıya sahip ameliyat ipliği, poliglukolik asitten meydana getirildi [10].

1960'dan günümüze kadar olan gelişmeler aşağıda özetlenmiştir.

1960'lar

Smith ve çalışma arkadaşları 1960'ların başında, içine doğru doku büyümesine izin veren gözeneklere sahip alüminyum oksit seramik (Al_2O_3) ve epoksi kompozit kullanarak bu alanda önemli bir çalışma başlattılar. Cerosium® olarak isimlendirilen bu malzeme, ortopedik ve diş cerrahisi alanında kullanılmak üzere patent aldı [6]. 1960'ların sonlarında Klawitter, Hulbert ve arkadaşları Cerosium® 'nin yüzey gözeneği boyutlarının (kesiti yaklaşık 25 μm), yeterli damara sahip kararlı bir kemik büyümesine izin verecek düzeyde olmadığını gördüler. Klawitter, gözenek oranları çok yüksek olan (>50 hacim olarak) ve çeşitli gözenek boyutlarına sahip kalsiyum alüminat seramiklerle çalışarak, damarlı yapıya sahip kararlı bir kemik büyümesi elde etmek için en düşük gözenek boyutunun 75-100 μm olması gerektiğini göstermiştir [13]. Bu veriler, alüminyum oksitler için Lyng tarafından ve gözenekli metalik sistemler için Hirschorn, Wheeler, Rostoker ve arkadaşları ve Bobyn ve arkadaşları tarafından desteklenmiş ve geliştirilmiştir [6].

Gözenek yapısı, bunun yanında tamamen gözenekli olarak üretilmiş cihaz bileşenleri yerine gözenekli yüzey kaplamalarının kullanımı ile bazı tasarım ve uygulamalar için en uygun biyomalzeme konusundaki sorunlar, birçok çalışmada incelenmiştir [14].

Gözeneklerin birbirine bağlı olmaları sayesinde damarlı olarak gözeneklere doğru büyüyen kemik dokusunun iyi bir tutunma gerçekleştirdiği gösterilmiştir. Bazı çalışmalar göstermiştir ki başka gözeneklere bağlı olmayan yani kapalı gözenekler olması durumunda, bir kemik dokusu bir çukuru doldurduğunda kemik yüzey bölgesini yeniden modelleyecektir. Yivler, kesikler, gözenekli kaplamalar, çıkıntılar gibi yüzey düzensizlikleri bazı implant uygulamalarında tutunma ve bağ mukavemeti sağlar. Bu, özellikle implantın kitlesel mukavemetinin kritik faktör olduğu durumlarda geçerlidir. Örneğin, çok kristalli alümina ve tek kristalli safir, diş ve ortopedik uygulamalarda kullanılmaya başlandı. Bu yüksek Elastik Modüle sahip inert biyoseramikler biyoyumlu oldukları ancak, doğal kırılma mekanizmaları yük taşıyan uygulamalarda kullanılmalarını sınırlamıştır [6, 14].

Bir diğer yandan, seramik, cam veya cam seramik sistemlerin yüzeylerinde bazı değişiklikler yapılarak kimyasal bağlanma gerçekleştirilebilir. Hench ve arkadaşları kalsiyum ve fosfor ilavesiyle değiştirilmiş sodyum-silika-lityum camı geliştirdiler. Bu malzemeye BioGlass® adı verildi ve kemik ile implant arasında bir bağ oluşturduğu görüldü. Bu bağlanma silika esaslı jel, BioGlass® ve kemik arasındaki karşılıklı madde transferi ile sağlanmaktadır. Teoride, normal implant uygulamalarında, ara yüzey bağlanması başarılabilseydi ve bağlanmalar normal işlevsel yükleme şartlarında kararlı olsaydı, gözenek gereksinimi ve bağlanma için gözenek içine doğru doku büyüme ihtiyacı azaltılabilirdi [6].

1970-1980

Gözenekli kalsiyum alüminatlar konusunda Klawitter ve Hulbertin yaptığı çalışmalardan implant içine doğru büyüyen kemik ile seramik arasında mineralize olmamış yüzey bölgesi teşekkül ettiği görülmüştür. Bu bölge, bahsedilen seramik yüzeylere komşu anormal pH (alkalin) bölgesiyle açıklandı. Graves, Bajpai ve arkadaşları çeşitli kalsiyum alüminat esaslı kısmen biyobozunmaya uğrayabilir seramik altlıklar düşüncesini ortaya attılar. Bunlar, protez malzemeler üzerine yüzey kaplama ve kemik eksikliklerinin gözenekli malzemeyle giderilmesinde kullanıldı. Benzer uygulamalar için birçok araştırmacı yüksek gözenekli TCP seramikler önermişlerdir. Driskel ve arkadaşları tarafından çalışılan ve kemik eksikliklerinin giderilmesinde kullanılan gözenekli TCP seramikler, kemiğin içine doğru büyüyebileceği büyük gözeneklere sahip bölge ve seramiğin asıl yapısal kısmını

oluşturan daha küçük mikro gözeneğe sahip bölge olmak üzere iki tabakaya sahiptir. Mikro gözenekler, gözeneklere sıvı girişine imkân vererek TCP seramiğin zamanla biyobozunmasını sağlamak amacıyla bilerek oluşturulmuştur. TCP türü biyoseramiklerle ilgili olarak, biyobozunma ürünlerinin ara yüzeydeki doku tepkisini olumlu yönde etkilemesi konusunda bir fikir ortaya atıldı. Bu fikir, reaksiyon ürünleri ve doku tepkileri sınırlı ve kararlı bir implant olması istenen BioGlass hariç, Hench'in düşüncelerine uymaktadır. "Zamanla sınırlı etkileşim" kavramı aynı zamanda Doremus, Jarcho ve arkadaşları tarafından hidroksiapatit' in bir formu olan ve Durapatit® olarak isimlendirilen kalsiyum fosfat seramikler için de ortaya atılmıştır. Bu araştırmacılar yoğun (gözenekli olmayan) kristalin, küçük tane boyutuna sahip, düzensiz-şekli partiküllerden oluşan hidroksiapatit seramikleri geliştirdiler. Laboratuvar hayvanı deneyleri Durapatit®'in köpek kemiğinde sekiz yıla kadar kararlı olarak kalabildiğini göstermiştir [6].

Biyoaktif seramiklerin yerine tutturulması ve dokuların içine doğru büyümesine imkan veren makro gözenek fikri, kemik eksikliklerinin giderilmesi amacıyla yapılan tedavilerde kullanılan partikül halindeki malzemeler için uygulandı. Bir grup araştırmacı, hidroksiapatit ve TCP karışımından oluşan çok fazlı biyoseramikleri ürettiler. Bu biyoseramikte bulunan TCP fazı kısmi olarak biyobozunmaya uğramakta ve kemiğin büyütülmesi ve değiştirilmesi işlemi için kolaylık sağlamaktaydı [15]. Bu dönemde; Alüminyum, titanyum ve zirkonyum oksit seramikler, karmaşık çok fazlı spineller, çok kristalli karbon, karbon-silisyum, grafit ve elmas, metal karbürler ve nitrürler ve cam seramik biyomalzemeler (Ceravital®, AW-seramik® vb) gibi bir çok seramik malzeme geliştirildi [6].

1980'ler

1980'lerde, mevcut inert biyomalzemeler yerine daha iyi çözüm sağlayan kısmi biyoaktifliğe sahip biyomalzemeler, biyoseramik yüzeyi ve kemik arasında biyobağlanma gerçekleştirebilen biyomalzemeler kavramlarında gelişmeler kaydedildi. Branemark ve arkadaşları tarafından, alaşımsız titanyum (Ti) yüzeyi üzerindeki titanyum oksit sayesinde kemik ile biyobağlanma oluşturulabileceği gösterildi. Çok farklı oksit yüzeylere sahip yük taşıyan diş implantlarının, kemik ile kararlı bir ara yüzey oluşturabildiği laboratuvar çalışmaları, laboratuvar hayvanlarıyla yapılan çalışmalar ve klinik çalışmalarla gösterilmiştir [16].

Biyoseramik yapıların uzun dönem biyomekanik kararlılığını arttırmak için yüksek dayanıma sahip malzemeler üzerine ince ve kalın kaplamalar yapılmıştır. Bu biyoseramiklerin çoğu yüzey kaplamayı kolaylaştırmak için kimyasal veya yapısal olarak düzenlenmiştir. Özellikle sulu ortamda çevrimli yüklemeye maruz kalan kaplama-altlık ara yüzeyindeki biyomekanik kararlılık ile ilgili teknolojik sınırlar yakın zamanda tespit edilmiştir. Önceleri bazı kaplamaların fiziksel, mekanik ve kimyasal özelliklerinin kontrolsüz olarak değişiminden kaynaklanan sorunlarla karşılaşıldı. Ancak, teknolojinin hızlı gelişimi, özelliklerin kontrolü ve yeniden üretilebilirlik konusunda, yeni imkânlar ortaya koydu [6, 17].

Mekanik güvenilirlik, kontrolsüz biyobozunma ve uzun dönemde oluşacak parçalanma konusundaki kaygılar, araştırmacıların ilgisini vücuda yerleştirme işleminden itibaren birkaç ay içinde bozulan kalsiyum fosfat esaslı seramiklere çekti. İmplantasyonu takip eden bir ay boyunca kemiğin iyileşme sürecine olan katkısı nedeniyle bu biyobozunabilir yüzey kaplamalar önerildi [6, 18].

Ayrıca bu biyoseramikler, doğal yapıları gereği, dokunun temas ettiği bölge boyunca kemiğin “osteoconductivitesini” (yeni oluşacak kemik için bir iskelet veya şablon görevi yapma yeteneği) etkilerler. Bu özellikten yararlanmak isteyen birçok bilim adamı gözenekli biyomalzemeler üzerine yerleştirilen osteoconductive kaplamalar üzerinde çalıştılar. Son kat kaplamanın kemiğin içeri doğru büyümesine izin verebilecek düzeyde yeterli boyutta gözeneğe sahip olabilmesi için ön kaplamanın gözenek boyutu olabildiğince fazla olmalıdır. 1980'lerin sonunda dünya çapında biyoseramik kullanımına genel bir bakış yapıldığında, çoğunluğunun 1970'lerde ortaya çıktığı ve halen cerrahi implantasyonda kullanılmakta olduğu görülür. Ancak, çoğu biyoseramik malzeme kombine şekilde kullanılmaktaydı. Örneğin, bir tam kalça protezinin bas kısmı alümina veya zirkonyadan imal edilirken bağlı olduğu oynar eklem kısmı polietilen olabilir. Bir başka örnek plazma sprey ile 70 µm kalınlığında hidroksiapatit kaplanmış alaşımsız titanyumdan imal edilmiş diş köküdür [6].

1990'lar ve gelecek

İnert, aktif ve bozunabilir biyoseramikler halen yük taşıyan ortopedik ve diş implantı olarak kullanılmaktadır. Günümüzde biyoseramik uygulamaları, birbirine mekanik olarak bağlanmış (çıkabilen veya yapısal olarak bir araya getirilmiş) veya kaplama veya kimyasal yöntemlerle birbirine tutturulmuş cihaz bileşenleri gibi alanlara kaymaktadır. Bu tip biyomalzemeler için itici güçlerden biri yapay malzemenin yerini alacağı esas dokuya mümkün olduğunca benzer özelliğe sahip olmasının gerekliliğidir. Kimyasal ve mekanik anizotropi gelecekteki biyomalzemeler için bir hedefdir. Çünkü kimyasal anizotropi sayesinde yumuşak ve sert doku bileşenlerine kararlı bir tutunma oluşturmak için biyoaktif yüzey oluşturulur. Mekanik anizotropi sayesinde ise üç boyutlu yüklerin istenen şekilde karşılanması ve kuvvet aktarımları mümkün olabilecektir. Eklem implantlarının oynar yüzeyleri için özel olarak tasarlanmış ve imal edilmiş sistemler gerekecektir. Bu yüzeyler düşük sürtünme ve aşınma direncine sahip olmalıdır. Biyoseramikler bu ihtiyaçlara cevap verebilecek potansiyele sahiptir [6].

Ortopedik ve diş implantı cerrahisi alanında son literatür incelendiğinde protez cihaz uygulamaları alanında biyoseramiklerin giderek önem kazandığı görülecektir. Büyüme faktörü, morfojenetik maddeler veya kök hücre sistemleri kullanılarak doğal dokuların yeniden oluşturulması fikri söz konusu olduğunda, biyoseramikler özel kemik uygulamaları için çok iyi birer taşıyıcı olacaklardır [6].

Sonuç olarak, son 30 yılda 40'dan fazla metal, seramik ve polimer, vücudun 40'ı aşkın değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için tercih edildi. Biyomalzemeler, sadece implant olarak değil, ekstrakorporeal cihazlarda (vücut dışına yerleştirilen ama vücutla etkileşim halindeki cihazlar), çeşitli eczacılık ürünlerinde ve teşhis kitlerinde de geniş kullanım alanına sahiptir. Günümüzde, yüzlerce firma tarafından oldukça fazla sayıda biyomalzeme elde edilmektedir. 2700'ü aşkın çeşitte tıbbi cihaz, 2500 kadar farklı teşhis ürünü ve 39000 civarında değişik eczacılık ürünü, bu teknolojinin en büyük pazarını meydana getirmektedir [10].

2.2. METALİK BİYOMALZEMELER

Metalik biyomalzemeler; seramik ve polimerler gibi diğer biyomalzemelerle karşılaştırıldığında kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle

daha iyi dayanım özelliklerine sahiptirler. Bu nedenle yüksek yüklemelerin meydana gelebileceği iskelet yapılandırmalarında, yeterli eğme dayanımına sahip alaşımlar genellikle kullanılmaktadır. Temel biyouyumlu metalik malzemelere örnek olarak; paslanmaz çelikler, Co esaslı alaşımlar, Ti ve Ti esaslı alaşımları verilebilir. Yüksek yükleme gerektiren implantlara tipik örnekler kalça-diz protezleri, takma diş takımları, vidalar, turnaklar, diş implantları gibi örnekler verilebilir. Ayrıca metalik implantlar, yüklemesiz tamamen fonksiyonel aygıtlarda da pompalar, valfler, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlar kullanılmaktadır. Bütün biyomalzemelerin taşımak zorunda olduğu esas özellikler; korozyon dayanımı, biyouyumluluk, biyoadhezyon (kemik gelişimi), biyofonksiyonellik (gerekli mekanik özelliklere sahip olmak, özellikle yorulma dayanımı ve Young modülünün kemiğinkine mümkün olabildiğince yakın olması) gibi gerekli şartlar aranmaktadır. Değişik türlerdeki biyomalzemeler arasında en uzun geçmişe sahip olan, metalik biyomalzemelerdir. Yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına sebep olabilecek metal iyonu salımı gibi olumsuz etkilerine karşın, kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar sebebiyle yüksek mekanik özellikler gösteren; Titanyum ve titanyum alaşımları, paslanmaz çelikler, altın ve kobalt gibi metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme alanındaki oranı büyüktür. Bu malzemeler yüz-çene cerrahisinde, diş implantında ya da ortopedik uygulamalarda kullanılmaktadır. İmplant - vücut sistemindeki etkileşimler insan bünyesinde bazı problemlere yol açabilir.

Korozyon prosesi implant metalden elektron akışı üretirse ve çevre dokuya iyon akışı olursa bu durum sinir hücrelerinin fizyolojik iyon hareketine zarar verebilir.

İmplanttaki bir inorganik reaksiyon sonucu metal iyonlarının vücut akışkanları içinde çözünüp başka organlara taşınması ile belirli metal iyon limiti aşılsa sistemde olumsuz etkiler görülebilir.

İmplantın direkt olarak organik reaksiyonu ya da korozyon ürününün dokudaki proteinlerle reaksiyonu iltihaplanmalara neden olabilir.

İltihaplı hücrelerin H_2O_2 meydana getirmesi ve H_2O_2 'nin hidroksil iyonları şeklinde ayrışması biyolojik sistemde yaralanmalara neden olabilir [19].

Bazı metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri Çizelge 2.1.' de, özelliklerinin karşılaştırılması Çizelge 2.2.' de verilmiştir [20].

Çizelge 2.1. Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri [20].

Malzeme	Yoğunluk (gr/cm ³)
Ti ve Ti alaşımları	4.5
316 paslanmaz çelik	7.9
CoCrMo	8.3
CoNiCrMo	9.2
NiTi	6.7

Çizelge 2.2. Bazı Metallerin Özelliklerinin Karşılaştırılması [20].

Metal Veya Alaşımlar	Özgül Kütle (kg/m ³)	Erime Aralığı (°C)	Akma Noktası (Nmm ⁻²)	Elastisite Modülü (kNmm ⁻²)	Max. Çekme Muk. %	% Uzama	Sertlik (Brinell)	Izod Mukavemet etkisi (icm ⁻²)	Elektrik Direnci (µΩcm)	Isı İletkenliği (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	Lineer Açılımın Çarpanı
Alüminyum (döküm)	2.57-2.81	477-649	90-240	69	240-310	2-8	65-90	-	8	138-151	21
Alüminyum (soğuk işlen.)	2.66-2.84	449-649	70-270	69	112-375	6-40	20-70	-	4	109-201	23
Pirinç (60 Cu-40 Zn)	8.47	932	108	103	151-324	4-55	5-185 (Vickers)	-	7	125	19
Bakır	8.9	1082	108-324	117	96-172	4-60	5-115 (Vickers)	-	1.7	408	17
Demir (Sünek)	7.2	1149	-	172	-	-	-	-	60	34	13
Kurşun	11.35	327	-	14	-	-	-	-	21	36	30

Çinko	Kalay	Paslanmaz çelik	Çelik (orta karbonlu)	Çelik (döküm karbon)	Çelik (4% karbon)	Lehim (63 Pb-37 Sn)	Fosfor	Nikel	Magnezyum
7.14	5.77	8.02	7.87	-	7.85	8.89	8.98	8.89	1.8
418	232	1427	-	-	1515	183	-	1441	650
-	-	-	-	185-587	-	-	-	-	77-154
-	6.9	-	207	207	207	-	-	207	41
-	6.9	-	207	193-310	228	-	180	-	69-255
-	-	-	45	8-22	28	-	15	-	1-15
-	-	-	92	170-300	135	-	110 (Rockwell)	50-80	35-70 VPN
-	-	-	92	5.26-10.5	3.42	-	-	-	0.26-1.37 (Charpy)
6	12	72	18	17	10	15	-	10	4
113	36	19	70	-	55	48	91	63	89
32	36	17	13	11	11	24	32	12	29

Çizelge 2.2. (devam) Bazı Metallerin Özelliklerinin Karşılaştırılması.

2.2.1. Paslanmaz Çelikler

Cerrahi amaçlı paslanmaz çelikler Fe-Cr-Ni alaşımlarıdır. Krom hem korozyon direncini artırır hem de ısı direnci kazandırır. Daha önceleri kullanılan 18/8 çeliğinin

yerini bugün biyomalzeme olarak kullanılan 316L alaşımı almıştır. L', karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için eklenmiştir. 316L'nin, %60-65'i demir olup, %17-19 krom ve %12-14 nikelten oluşur. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden de bulunur. İmplant malzemesi olarak yaygın olarak kullanılan 316 ve 316L alaşımlarının içyapısı ostenittir. L karbon oranının az olduğunu ifade etmektedir. Karbon oranı düşürülerek korozyon direnci iyileştirilmiştir. Yüzeyde oluşan kromoksit tabakası pasifleşmeyi sağlayarak, bu çeliğin kullanılabilirliğini güçlendirmektedir. Yüzeyde oluşan pasif tabaka, titanyum ve kobalt alaşımlarındaki kadar kuvvetli değildir [19]. Çizelge 2.3.' de 316 ve 316L paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri verilmiştir [21]. Şekil 2.2.' de paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler gösterilmiştir [22].

Çizelge 2.3. 316 ve 316L Paslanmaz Çeliklerin Mekanik Özellikleri [21].

Malzeme	Min. Çekme Dayanımı [MPa]	Min. Akma Dayanımı [MPa]
Tavlanmış (316)	515	205
Soğuk Bitirilmiş (316)	620	310
Soğuk İşlenmiş (316)	860	690
Tavlanmış (316L)	505	195
Soğuk Bitirilmiş (316L)	690	295
Soğuk İşlenmiş (316L)	860	690



Şekil 2. 2. Paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler [22].

2.2.2. Kobalt ve Alaşımları

Bu alaşımlar, kobalt-krom ve kobalt-krom-nikel-molibden alaşımlarıdır. Bu tür alaşımların bileşimleri, temel olarak ağırlıkça %65 kobalt ve geri kalanı kromdan oluşur. Molibden ince taneli bir yapı sağlayarak mekanik özellikleri iyileştirmektedir. Elastikiyet modülü paslanmaz çeliğinkinden daha yüksektir. Döküm alaşımı olan Co-Cr-Mo, daha ince taneli bir içyapıya sahip olması için molibden eklenmiştir. Molibden ilavesi ile dayanımı artırılmıştır. Krom da, katı çözelti yaparak dayanımı yükseltir. Sıcak dövülerek biçimlendirilen Co-Cr-Ni-Mo alaşımının üstün aşınma, yorulma ve çekme dayanımına sahiptir. Yorulma dayanımı da Ti 550 alaşımından daha yüksektir. Dökme ve dövme alaşımlarının üstün korozyon direnci vardır [19]. Kobalt-krom alaşımları paslanmaz çelik biyomalzemeler ile kıyaslandığında daha üstün mekanik özellikler ve talaşlı işlenebilme özelliğine sahiptirler. Şekil 2.3.' de kobalt-krom alaşımından imal edilmiş kalça protezi gösterilmiştir [23].



Şekil 2. 3. Kobalt-krom alaşımından imal edilmiş kalça protezi [23].

2.2.3. Nikel-Titanyum Alaşımları

Bu alaşımlar, deforme edildikten sonra, ısıtıldıklarında ilk formlarına dönebilme

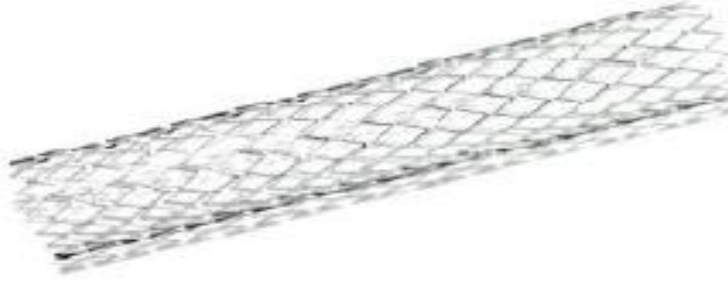
niteliğine sahiptirler. Bu özellik, (Shape Memory Effect-SME) ‘şekil hafıza etkisi’ olarak tanımlanır. Öncelikle Buehler ve arkadaşları tarafından bu alaşımın SME etkisi, görülmüştür [24]. Şekil hafıza tesirinin şart olduğu bazı biyomalzeme uygulamaları, diş köprüleri, kafatası içerisindeki damar bağlantıları ve ortopedik protezlerin üretiminde kullanılırlar [25].

2.2.4. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyumun biyomalzeme üretiminde kullanımı 1930’lu yılların sonlarına doğru görülmeye başlanıyor. En çok tercih edilen Ti6Al4V alaşımıdır. Titanyumun biyolojik uygunluğu, korozyon direncinin yüksek oluşu ve elastikiyet modülünün kemiğin elastikiyet modülüne benzer olması özelliklerinden dolayı uzun süreli kullanıma sahip implantlara imkan sağlamaktadır. Şekil 2.4.’ de titanyum stent ve Şekil 2.5.’ de titanyum diş protezi gösterilmiştir [26, 27]. Titanyum, 316 paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre kıyaslandığında fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösterir ve daha hafif bir malzemedir. Özgül ağırlığı=4,5 gr/cm³, Ergime sıcaklığı 1680 °C olan ve oda sıcaklığında sıkı dizilmiş hegzagonal kafes yapısına sahiptir. Saf metalde oksitlenmenin ilerlemesini ve korozyon kimyasal maddelerle tepkimeyi engelleyici katı bir oksit tabakası oluşturması sonucu, titanyum korozyona karşı mukavemet kazanmıştır. Titanyum implant yüzeyinde oluşan oksit tabakasının, titanyum oksit (TiO₂)’ye benzediği ve metal-oksitara yüzeyindeki oksitlerin karışımını değiştirdiği gözlenmiştir [28-15]. Titanyumun elde edilmesi ve işlenmesi çok zahmetli olduğundan metal olarak kullanılması çok özel alanlarla sınırlandırılmıştır. Buna karşılık gerek titanyum mineralleri gerekse titanyum oksitin (TiO₂) geniş kullanım alanları mevcuttur. En önemli titanyum mineralleri; rutil, anatase ve ilmenit’tir. TiO₂ (rutil ve anatase), tetragonal sistemde kristallenir. FeTiO₃ (ilmenit) ise trigonal sistemde kristallenir.



Şekil 2. 4. Titanyum diş protezi [27].



Şekil 2. 5. Titanyum stent [26].

Titanyumun avantajları:

- Uzun süreli implantasyonda (deri içine yerleştirme) en iyi biyouyumluluk gösterir.
- Enjekte edilen maddelerle birlikte, kimyasal reaksiyona girme olasılığı en azdır.
- Manyetik olmadığından, MR (Mağnetik Rezonans) için uyumludur.
- Yoğunluğu düşük olduğundan dolayı, hafif ağırlıktadır.
- Hipoalerjiktir. (Toksik değildir ve hiçbir mikro organizma ile reaksiyona girmez. Alerjik özelliği azdır.)

Son yıllarda titanyum ve titanyum alaşımlarının, medikal ve dental uygulamasında ciddi bir artış görülmektedir. Geleneksel olarak titanyum uygulamaları uzay, uçak ve deniz sanayi alanlarında kullanımı mevcuttur. Metalin, dayanıklılık ve rijit yapısı, düşük özgül ağırlığı ve göreceli hafif oluşu, yüksek ısılara dayanıklılığı ve korozyona karşı direnci kullanımın bu özel alanlarda genişlemesine sebep olmuştur. Son otuz yılda metalin yeni işleme yöntemlerinin gelişimine paralel olarak biyomedikal ürünlerdeki kullanımı artmaktadır. Bugün titanyum ve alaşımları protez eklem, cerrahi splint, damar stentler ve bağlayıcıları, dental implant, kuron köprü ve parsiyel protez yapımında tercih

edilmektedir. Metalin mekanik özelliklerini geliştirmek için; örneğin, alüminyum, vanadyum ve demir gibi metallerle alaşımı yapılır. Uluslararası ASTM, dört çeşit ticari saf titanyumu ve Ti6Al4V, “Ti6Al4V ekstra az boşluklu” ve TiAlNb olmak üzere, üç titanyum alaşımını standart olarak belirtilmektedir [29-30]. Titanyum çok fazla tepkimeye giren bir metal olup, korozyona karşı yüksek direnci, hızla oluşan koruyucu oksit tabakasından kaynaklanmaktadır. Kimyasal kompozisyonu Çizelge 2.4.’de, mekanik özellikleri de Çizelge 2.5.’de verilen, düşük yoğunluklu ve yüksek dayanımlı titanyum, hafif protezlerin yapımında tercih edilmektedir.

Çizelge 2.4. Ti6Al4V malzemeye ait kimyasal kompozisyon [29].

Element	Ti	N	C	H	Fe	O	Al	V	Diğer
%	Kalan 1	0.05	0.08	0.0125	0.25	0.13	5.5-6.5	3.5-4.5	0.1-0.4

Çizelge 2.5. Ti6Al4V malzemeye ait mekanik özellikler [31].

Malzeme	Akma Ger. (MPa)	Çekme Ger. (MPa)	% Uzama Oranı	% Büz. Oranı
Ti6Al4V	795	860	10	25

Yüksek reaksiyona yatkın olma özelliği aynı zamanda titanyumun beklenen birçok özelliğinin oluşumuna sebep olmaktadır. Neredeyse anında oksit olarak, metal yüzeyinde takriben 10 nanometre kalınlığında dirençli ve stabil oksit katmanı meydana gelir. Bu oksit katmanı kıymetli metallerde olduğu gibi yüksek biyouyumlu bir yüzey ve korozyona karşı direnç özelliği gösterir. Diğer taraftan bu oksit katmanı porselene kaynaşma, polimere yapışma ve implantlarda plazma püskürtme veya çekirdek apatit ile kaplama yöntemlerine katkıda bulunmaktadır. Titanyum uzun süreden beri kemik içi implantı olarak uygulanmaktadır. Kemik içi implantlar çubuk, post ve blade şeklinde saf veya alaşımlı titanyumdan yapılmaktadır. İmplant yüzeyindeki oksit tabakasının inert etkisi, fizyolojik sıvı, protein, sert ve yumuşak dokunun metal yüzeyini kavramasını sağlar. Canlı doku ve implantın statik ve fonksiyonel olarak bu birleşme işlemine, osteointegration denilmektedir [32]. Biyoaktivite lifli doku arasına girmeksizin bir malzemenin canlı dokuya bağlanma özelliğidir [33]. Kemikle bağlanması iyi olan ve doku tarafından onaylanabilirliği yüksek olan titanyum, vücuda yerleştirilme işleminden

sonra vücudun bir parçası haline gelmesiyle birlikte implanta en yüksek dayanımı sağlamaktadır. Şekil 2.6.'da Titanyum alaşımlarından yapılmış protez takımı görülmektedir.



Şekil 2. 6. Titanyum alaşımından yapılmış protez takımları.

2.3. SERAMİK BİYOMALZEMELER

Seramikler yıllar önce ateşin keşfiyle, kilin seramik çanak çömleğe dönüştürülmesi, insan topluluklarının göçebe avcılıktan yerleşik tarımsal hayata geçişinde en büyük etken olmuştur. Seramiklerin insan hayatında oluşturduğu bir diğer büyük faktör ise, geçtiğimiz 40 yıl içinde vücudun zarar gören veya işlevini yitiren organlarının onarımı, yeniden düzenlenmesi veya yerini alması için özel tasarımı seramiklerin sağlanması ve kullanımıyla gerçekleşmiştir. 1970' lerde Hench tarafından keşfedilen çeşitli seramikler, cam seramikler ve camlar, kemik yedek parça biyomalzemesi olarak kullanılmaya başlamıştır [34]. Bu sebeple kullanılan seramikler, “biyoseramikler” olarak adlandırılırlar. Bu malzemelerin kemik kaplama, kemik yapıştırma kemik dokusuna girme gibi özelliklerinden dolayı klinik uygulamaları görülmüştür.[35-36-37]

Biyoseramikler, polikristalin yapılu seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen–hidroksiapatit) şeklinde gerçekleştirilmektedir. İnorganik malzemelerin önemli bir bütünü oluşturan bu malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda tercih edilmektedir. Bunlar

arasında, gözlük camları, teşhis cihazları, termometreler, doku kültür kapları ve endoskopide kullanılan fiber optikler örnek olarak gösterilebilir. Bununla birlikte sert doku implantı olarak iskeletteki sert bağ dokusunun tamiri veya yenilenmesinde ve dişçilikte dolgu türevleri olarak da geniş bir biçimde kullanılıp, “diş seramikleri” olarak da tanımlanırlar.

Bu malzemelere olan ihtiyaç, özellikle ilerleyen yaşa bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Nedeni şu ki kemik yoğunluğu ve dayanımı azalmakta ve kemik üreten hücreler, yani osteoblastların yeni kemik üretiminde ve kemikte meydana gelen mikro çatlakların kapanmasındaki üretkenliği azalmaktadır. Biyoseramiklerin kullanımını sınırlayan nedenlerin en önemlileri, bazı klinik uygulamalardaki yavaş ilerleyen çatlaklar, düşük mekanik dayanım, kırılabilirlik ve işlenebilirlik özelliklerinin zahmetli olmasıdır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak için kullanılan iki yeni yaklaşımdan birisi, biyoaktif kompozitler, diğeri ise biyoaktif seramiklerle yapılan kaplamalar olarak tanımlanmaktadır.

2.3.1. Biyoseramik Türleri

Taubes'in yapmış olduğu bir araştırmada Hench, biyoseramikleri insan vücudunda protez olarak tercih edilen, metal olmayan ve inorganik yapıların karmasından oluşan genel bir kavram olarak açıklayıp, biyo inert, biyobozunur ve biyoaktif olmak üzere üç grup da incelenebileceğini tanımlamıştır [38]. Biyo inert seramikler, inert yapıda olan ve oksijen iyonlarının oluşturduğu düzlemde metal iyonlarının dağılmasıyla oluşan polikristalin seramiklerdir. Alümina (Al_2O_3) ve zirkonya (ZrO_2) olmak üzere iki önemli türe sahiptir.

2.3.2. Alümina

Alümina, yüksek yoğunluk ve yüksek saflığa (>%99,5) sahip, korozyon direnci, yüksek dayanımı ve iyi biyouyumluluk özelliklerinden dolayı, kalça protezlerinde ve diş implantlarında geniş kullanım alanına sahiptir. Bu uygulamalarda kullanılan alümina, iri tane yapısına sahip polikristalin alfa- Al_2O_3 'ün, 1600-1700°C sıcaklıkta sinterlenmesi sonucunda meydana gelir. Alümina, 20 yıldan fazla süredir ortopedik uygulamalarda tercih edilmektedir.

2.3.3. Zirkonya

Zirkonya da, alümina gibi bulunduğu fiziksel ortam üzerinde inert etki gösterir. Çok daha yüksek çatlama ve bükülme direncine sahip olan zirkonya, uyluk kemiği protezlerinde başarıyla uygulanılmaktadır. Yalnız uygulamalarda; fizyolojik sıvılar nedeniyle zamanla gerilme direncinin azalması, kaplama özelliklerinin zayıf oluşu ve potansiyel radyoaktif malzemeler içermesi gibi üç önemli sorunla karşılaşmaktadır. Şekil 2.7.' de zirkonyadan imal edilmiş biyomalzemelere örnekler gösterilmiştir [39].



Şekil 2. 7. Zirkonyadan imal edilmiş biyomalzemelere örnekler [39].

Zirkonya, yarılanma ömrü çok uzun olan radyoaktif elementler içerir (uranyum, toryum, vb). Bu elementleri yapıdan ayırmak çok zor ve pahalı işlemler gerektirir. Radyoaktivite alfa ve gama etkileşimi olarak ortaya çıkar ve alfa parçacıkları, yüksek iyonlaştırma kapasitesine sahip olduklarından, yumuşak ve sert doku hücrelerini tahrip etme olasılığına sahiptir. Radyoaktivite düzeyi düşük olduğunda da bu etkinin uzun süreli sonuçlarının araştırılması gerekli görülür.

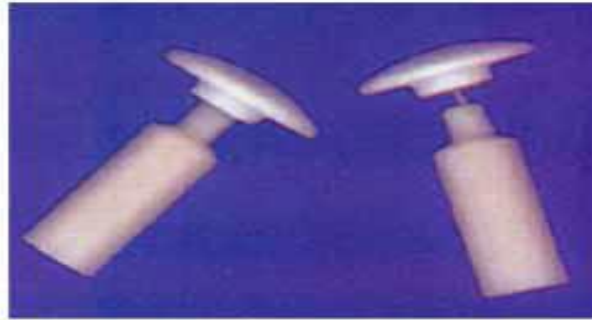
2.3.4. Kalsiyum-fosfat (Ca-P) seramikler

Kalsiyum ve fosfat atomlarının çoklu oksitleri şeklindeki yapılardır. Hidroksiapatit ($\text{HA:Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), Trikalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) ve Oktakalsiyum fosfat ($\text{Ca}_8(\text{PO}_4)_6$) bu yapılara örnek olarak gösterilebilir. Biyoseramiklerden biri olan ve klinikte çok fazla tercih edilen; hidroksiapatit kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan kalsiyum fosfat esaslı bir seramik olup, biyouyumluluğu sebebiyle yapay kemik olarak çeşitli özellikteki protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanmasında kullanılmaktadır.

Hidroksiapatitin mekanik özelliklerine ait değerler, Çizelge 2.6.'da verilmiştir. Kalsiyum fosfat bazlı biyoseramikler, tıpta ve dişçilikte 20 yıldır tercih edilmektedir. Bu malzemeler, diş implantlarında ve ortopedik kaplamalarda, yüz kemiklerinde, kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde “kemik tozu” olarak uygulanılmaktadır. Kalsiyum fosfat seramiklerin sinterlenmesi, çoğunlukla 1000-1500°C’de gerçekleşmesi sonucunda istenilen formda sıkıştırılması sağlanır. Tüm kalsiyum fosfat seramikleri, değişen hızlarda biyolojik olarak bozunurlar. Şekil 2.8.’ de orta kulak implantına ait bir uygulama görülmektedir [40].

Çizelge 2.6. HA ’in Mekanik Özellikleri [41].

Elastikiyet Modülü (GPa)	4.0-117
Bası mukavemeti (MPa)	294
Eğilme Mukavemeti (MPa)	147
Sertlik (Vickers, GPa)	3.43
Poisson oranı	0.27
Yoğunluk (teorik, g/cm ³)	3.16

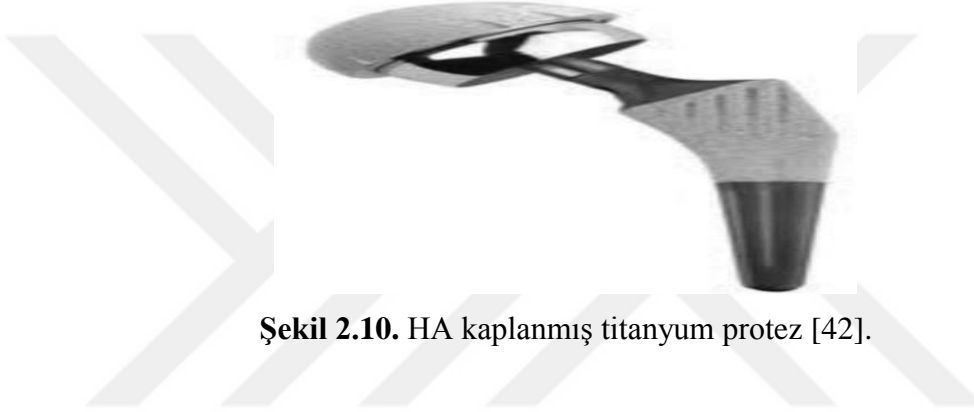


Şekil 2. 8. Orta kulak implant tasarımı

Hidroksiapatit biyoseramiklerin diğer bir kullanım alanı ise oküler implant uygulamasıdır [28]. Biyouygunluk ve toksik olmama gibi özelliklerinden dolayı hidroksiapatit, oküler implant uygulaması için ideal bir biyomalzeme olarak tanımlanabilir. Şekil 2.9.’da çeşitli türde yapay gözler, Şekil 2.10.’ da ise HA kaplanmış titanyum protez gösterilmiştir [42,43].



Şekil 2. 9. Biyoseramik yapay göz [43].



Şekil 2.10. HA kaplanmış titanyum protez [42].

2.3.5. Cam ve cam-seramikler

Camlar, silika (SiO_2) bazlı malzemelerdir. Cam seramikler, (Li/Al) Lityum/Alüminyum veya (Mg/Al) Magnezyum/Alüminyum kristalleri içeren camlardır. Biyocamda ise, silika gruplarının bazıları kalsiyum, fosfor veya sodyum ile yer değiştirmiştir (SiO_2 , Na_2O , CaO , P_2O_5). Böylece doku ve implant arasında kimyasal bağlanma gerçekleşir. Biyoaktif camlar ilk kez Hench ve arkadaşları tarafından geliştirilmiştir.

2.4. POLİMERİK BİYOMALZEMELER

Polimerler, içersinde karbon bulunan, uzun organik molekül zincirlerinden meydana gelirler. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafloroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poligliserolik asit (PGA) gibi tıbbi uygulamalarda kullanılan polimerler, çok değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk,

nanopartikül) hazırlanabilmeleri sebebiyle biyomalzeme olarak yaygın bir kullanım alanına sahiptirler [45]. Oysa ki bazı uygulamalar için örneğin, ortopedik alanda mekanik dayanımları zayıf olup, sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürünler (monomerler, antioksidanlar gibi) salgılayabilirler. Daha da önemlisi, sterilizasyon işlemleri (otoklavlama, etilen oksit, Co radyasyonu) polimer özelliklerini etkileyebilir.

Çizelge 2.7. Tıbbi Uygulamalardaki Polimerlerin Bazı Fiziksel Özellikleri [45].

POLİMER	UYGULAMA	Çekme Gerilmesi (Mpa)	Elastite Modülü (Gpa)	Darbe Dayanımı (J/m)	Kopma Uzaması (%)	Sertlik (Rwell)	Yoğunluk (g/cc)	Su emme (%)
LDPE (Polietilen)	Plastik cerrahide Kateterde Femur vd. Mafsallarda “ “	4-6	0,1-0,26	Kırılmadı	90-800	D41-D46	0,91-0,92	0,01
MDPE (Polietilen)	“ “ “ “	8-24	0,17-0,38	26,7-850	50-600	D50-D60	0,92-0,94	0,01
HDPE (Polietilen)	“ “ “ “	21-38	0,4-1,24	26,7-1070	20-1000	D60-D70	0,94-0,97	0,01
UHMWPE(Polietilen)		21	1,0	---	450	D65	0,94	0,01
PMMA (Polimetilmetakrat)	Göz Lenslerinde	55-85	2,4-3,3	16-75	2-7	M60-100	1,2	0,1-0,4
PU (Poliüretan)	Kalbe yardımcı cihazlarda	1-69	0,007-6,9	1300	10-1000	A10-D90	1,05-1,50	---
PLASTİK PVC (PolivinilKlorür)	Damar Bağlantılarında	10-24	---	---	200-400	A50-100	1,16-1,35	0,04-0,4
SİLİKON	Rekonstr. ve plastik cerrahide	2,4-7	---	---	100-700	A15-A65	1-1,15	---

Çizelge 2.7.’ de protez malzemesi olarak kullanılan polimerlere ve tabii insan dokusuna ait örneklerin bazı fiziksel özellikleri, Çizelge 2.8.’ de polimer malzemelerin klinik uygulamaları verilmiştir. Polimerler fiziksel yapısı bakımından vücuttaki yumuşak dokulara benzer özellik gösterdiğinden cilt, kas, kıkırdak, damar ve lens gibi özel dokuya sahip bölgelerde, protez malzemesi olarak kullanılabilirdiği gibi diş hekimliği ve ilaç endüstrisinde de yoğun olarak kullanılmaktadır.

Aşağıda ortopedide biyomalzeme olarak kullanılan bazı polimer çeşitleri ve kullanım alanları tanımlanmıştır.

2.4.1. PMMA (Polimetilmetakrilat)

Hidrofobik, doğrusal yapıda bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde kararlılığı nedeniyle göz içi lensler ve sert kontakt lenslerde kullanımı yaygındır. Yumuşak kontakt lenslerse, aynı ailenin bir başka polimerinden hazırlanırlar.

2.4.2. Hidrojeller

Hidrojeller, suda şişebilen, çapraz-bağlı polimerik yapılara denir. Tıbbi uygulamalar açısından sahip oldukları üstün özellikler nedeniyle son yıllarda önemli bir yer edinmiştir. Tıbbi uygulamalarda en çok kullanılan hidrojel, çapraz-bağlı PHEMA' dır. Sahip olduğu içeriği sebebiyle, doğal dokulara büyük benzerlik gösterir. Normal biyolojik reaksiyonlarda inert'tir. Bozunmaya dirençlidir, vücut tarafından emilmez, ısıyla steril edilebilir, çok değişik şekil ve formlarda oluşturulabilir.

2.4.3. Polietilen (PE)

Polietilen (PE), tıbbi uygulamalarda yüksek-yoğunluklu kullanılır. Çünkü düşük yoğunluklu PE sterilizasyon sıcaklığına dayanamadan erir. PE, tüp formundaki uygulamalarda ve kateterlerde, çok yüksek molekül ağırlıklı olanı ise yapay kalça protezlerinde kullanımı vardır. Malzemenin sertliği iyidir, yağlara dirençlidir ve ucuzdur.

2.4.4. Polipropilen (PP)

Polipropilen, PE'e benzer, yalnız daha sert yapıya sahiptirler. Kimyasal direnci yüksek ve çekme dayanımı iyidir. PE'nin yer aldığı uygulamalarda polipropilen de tercih edilebilir.

2.4.5. Politetrafloroetilen (PTFE)

Politetrafloroetilen (PTFE), Teflon ticari adıyla bilinir. Polietilen benzeri yapıda olup, polietilendeki hidrojenlerin, flor atomlarıyla yer değiştirmesi sonucu sentezlenir.

Politetrafloroetilen, hem ısısal, hem de kimyasal açıdan çok kararlı bir polimer çeşididir. Yalnız, işlenmesi zordur ve çok hidrofobik (sudan iticidir) ve mükemmel kayganlığa sahip olma özelliği gösterir. Gore-Tex olarak bilinen hidrofobik formu, damar protezlerinde kullanımı görülür.

2.4.6. Polivinilklorür (PVC)

Polivinilklorür, tıbbi uygulamalarda tüp formunda uygulanır. Bu uygulamalar, kan nakli, diyaliz (kanın makineyle süzülmesi) ve beslenme amaçlı olabilir. PVC, sert ve kırılğan bir malzeme olmasına karşın, plastikleştirici ilavesiyle yumuşak ve esnek hale dönüştürülebilir. PVC, uzun-dönem uygulamalarda, plastikleştiricinin yapıdan sızması nedeniyle sorunlara sebep olur. Plastikleştiriciler az miktarda zehirliliğe sahiptir. Yapıdan sızmalarıysa, PVC'nin esnekliğini azaltır.

2.4.7. Polidimetilsiloksan (PDMS)

Polidimetilsiloksan, geniş kullanım alanını olan bir diğer polimer, karbon ana zinciri yerine silisyum-oksijen ana zincirine sahiptir. Özelliği ise, diğer kauçuklara göre sıcaklığa daha az bağımlı olmasıdır. PDMS, drenaj borularında ve kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği nedeniyle membran oksijenatörlerde (solunum cihazları) kullanılır. Mükemmel esneklik ve kararlılığa sahip olmasından dolayı parmak eklemleri, kan damarları, kalp kapakçıkları, göğüs implantları, diş, kulak, çene ve burun implantları gibi çok sayıda protezde kullanımı yaygındır.

2.4.8. Polikarbonat (PC)

Bisfenol A ve fosgenin polimerizasyonu sonucu sert bir malzeme olan polikarbonat sentezlenir. Yüksek çarpma dayanımı nedeniyle gözlük camlarında ve emniyet camlarında, oksijenatörler ve kalp-akciğer makinelerinde kullanımı görülür.

2.4.9. Naylon (nylon) :

Du Pont tarafından poliamid ailesine verilen genel isimdir. Naylonlar, diaminlerin, dibazik asitlerle reaksiyonu sonucu oluşurlar, ya da laktomların halka açılması polimerizasyonuyla hazırlanırlar. Naylonlar cerrahide ameliyat ipliği olarak kullanımı

vardır.

2.4.10. Poliüretanlar (PÜ)

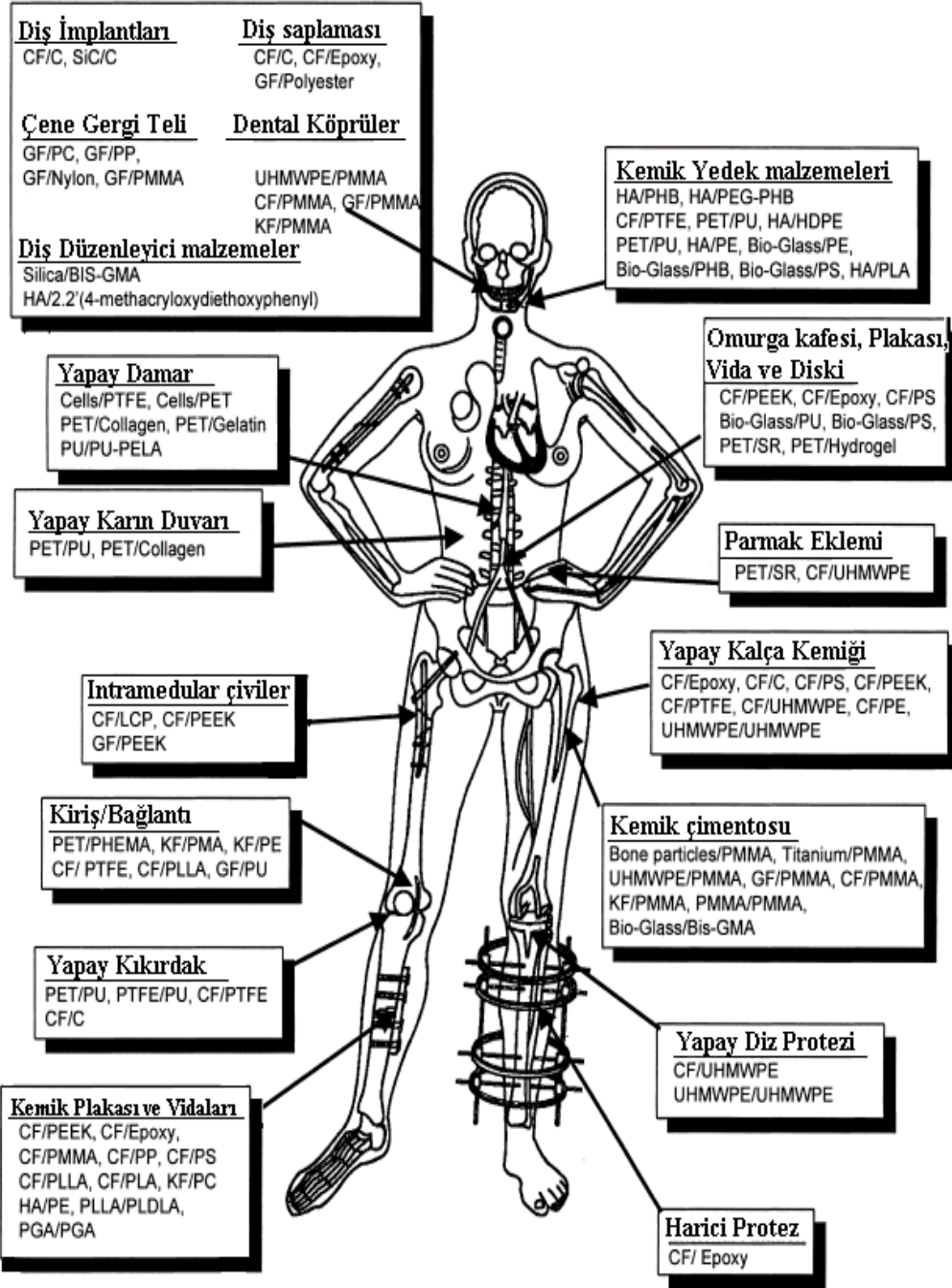
Poliüretanlar, “yumuşak” ve “sert” segmentlerden oluşan blok ko-polimerlere denir. Kanla uyumlulukları mükemmel olduğundan özellikle kalp-damar uygulamalarında kullanılırlar [46].

Çizelge 2.8. Tıpta kullanılan polimerler malzemeler ve yaygın klinik uygulamaları.

<i>Kullanılacak Yer / Vücut Bölgesi</i>	<i>Malzeme</i>
Kulak ve Kulak Parçaları	Akrilik, polietilen, silikon, poli (vinilklorid) (PVC)
Takma Diş	Akrilik, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (Ultra WPE), epoksi.
Yüz Protezi	Akrilik, PVC, poliüretan (PU)
Soluk Borusu	Akrilik, silikon, naylon
Kalp ve Kalp Bileşenleri	Polyester, silikon, PVC
Kalp Hızlandırıcısı	Polietilen, acetal
Akciğer, Karaciğer ve Böbrek Parçaları	Polyester, Polyaldehit, PVC.
Yemek Borusu Parçaları	Polietilen, Polipropilin (PP), PVC
Kan Damarları	PVC, Polyester
Biyolojik Olarak İndirgenabilir Dikişler	PU
Sindirim Sistemi Parçaları	Silikon, PVOC, Naylon.
Parmak Eklemleri	Silikon, UHMWPE.
Kemikler ve Eklem Yerleri	Akrilik, naylon, silikon, PU, PP, UHMWPE
Diz Eklemi	Polietilen

2.5. KOMPOZİT BİYOMALZEMELER

Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki grup altında toplanır. Kemik ve diş, sert dokulara örnek olarak, kan damarları, deri ve bağlar yumuşak dokulara örnek olarak tanımlanabilir. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerler ise yumuşak doku uygulamaları için tercih edilebilir. Metaller ve seramiklerin “elastik modül” ile tanımlanan sertlik dereceleri, insan vücudundaki sert dokulara nazaran 10-20 kat daha fazladır [47]. Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli sorunlardan biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin uyuşmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan doğruya bu malzemelerin sertliğiyle alakalıdır. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak biçimsizlikleri engeller. Tüm bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozitler seçenek olarak sunulmaktadır. “Kompozit”, farklı kimyasal yapıdaki iki ya da daha fazla sayıda malzemenin, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok fazlı malzeme olarak tanımlanabilir [47]. Sonuç olarak kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olamadığı özellikleri tek başına sahip olur. Kompozit malzeme, “matris” olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin eklenmesiyle hazırlanır. Matris olarak çeşitli polimerler, güçlendirici olarak ise çoğunlukla cam, karbon ya da polimer lifler, bazen de mika ve çeşitli toz seramikler vücut içi uygulamalarda güvenle kullanımı vardır [Şekil 2.11.].



Şekil 2.11. Ortopedide kullanılan Çeşitli Kompozitler ve Kullanım Yerleri [48].

Kompozitler, yüksek dayanıma ve düşük elastisite modülüne sahip olduklarından, bilhassa ortopedik uygulamalar için tercih ediliyorlar. Bununla birlikte kompozit malzemenin bileşimi değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlanması basitleştirilebilir. Açıkça görülüyor ki, kompozit malzemeler, homojen malzemelere nazaran, yapısal uyumluluğun sağlanması bakımından daha avantajlıdır [49].

Kompozitlerin sağlayabileceği diğer avantajlar, korozyona direnç, metal yorgunluğunun ve metal iyonlarının salınımının görülmemesi ve kırılmanın azalmasıdır. Metal iyonları örneğin nikel ve krom salımı implantı zayıflatmasının dışında, alerjik reaksiyonlara da sebep olmaktadır. Kompozitler, ortopedi ve diş hekimliği uygulamaları, dışında yumuşak doku implantı olarak da kullanılırlar.

Polimer kompozitler manyetik özellik göstermediklerinden dolayı manyetik rezonans (MR) ve tomografi (CT) gibi modern tanı sistemleriyle uyumludurlar. Metal alaşımları ve seramikler radyo-opak olduklarından X-ışınları radyografisinde sorun oluştururlar. Halbuki kompozit malzemelerde radyo-şeffaflık düzeltilebilir. Hafif oluşları ve üstün mekanik özellikleri düşünüldüğünde, kompozitler bu tür görüntüleme cihazlarının yapısal bileşenleri olarak tercih edilebilir durumdadır [49].

2.6. ORTOPEDİK MALZEMELERİN BİYOUYUMLULUKLARI

Biyoyumluluk, malzemenin vücuda uygun cevap verebilme özelliğidir. Biyomalzeme ise; biyoyumluluğa sahip malzeme olarak tanımlanmaktadır. Bir biyomalzemenin dayanımının yanında en önemli özelliği biyoyumluluğudur. Biyoyumlu yani vücutla uyuşabilir bir malzeme, etrafını çevreleyen dokular üzerinde iltihaplanma, pıhtı oluşumu v.b. negatif etken yapmayan malzemedir. Biyoyumluluk, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal, biyolojik uyumu ve vücudun mekanik davranışına sağladığı uygun değerdir. Wintermantel ve Mayer bu terimi biraz genişleterek biyomalzemenin yapısal ve yüzeysel uyumluluğunu ayrı ayrı açıklamışlardır. Yüzeysel uyumluluk, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur [10]. Vücudun bu malzemelere karşı verdiği tepkiler farklıdır. Metalik biyomalzemeler, dokulara göre pH değeri 1 ila 9 arasında değişen vücut akışkanları ile sürekli olarak veya zaman zaman temas halindedir.

Canlı dokuya yerleştirilen tüm malzemeler, bu dokudan tepki almaktadır. Bu tepki, doku-implant ara yüzeyinde oluşmakta ve dokunun tipine, yaşına, ara yüzey hareketliliğine, vücut sıvısının sirkülasyonuna, implantın fiziksel ve kimyasal özelliklerine, yüzey morfolojisine v.b. özelliklere bağlı olarak değişmektedir. İmplant

malzemelerdeki tehlikeler, çevresindeki dokulara zarar vermesi veya etkileşim ile açığa çıkan kimyasal maddelerin doku sıvısında dolaşarak hasara yol açmasıdır.

2.6.1. İnflamasyon

İnflamasyon herhangi bir damarlı dokunun doku yaralanmasına verdiği ilk tepkidir. İnflamasyonun dört ana belirtisi vardır. Bunlar kızarıklık, şişlik, ısı artışı ve ağrıdır. Bu tepki hızlı ve normal bir tepkidir. Uzamış ise bir problem vardır. Yaralanma yerinde ilk olarak eritrositler gelirler daha sonra nötrofiller yaralanmadan sonraki 24 saat içinde görülürler ve 3-5 gün görülmeye devam ederler. Bu evre akut inflamasyon olarak adlandırılır. Yaralanma kaynağı ortadan kaldırılırsa tepki sonlanır ve doku normal görünümüne döner. Eğer yaralanma kaynağı ortadan kaldırılmaz ve tepki devam ederse inflamasyon kronik inflamasyonun çeşitli evrelerine doğru ilerler. Bu devam eden tepkide nötrofiller yerlerini monosit / makrofaj serisinden oluşan büyük hücrelere bırakır. Bu hücreler de fagositlidir ve geri kalan doku debrisini ve savunma maddelerini temizlemeye çalışır. Görevlerini yapamadıklarında bir araya gelerek büyürler ve multinükleer dev hücreleri oluştururlar. Bu kronik inflamasyonu oluşturur ve genellikle doku veya organa zarar veren büyük doku debris kitlesiyle ilişkilidir [50-51].

2.6.2. Biyomalzeme Kullanımında İyileşme

İlk olarak biyomalzeme yerleştirilirken dokuya zarar gelir ve bir iltihap oluşur. Bunu yara iyileşme tepkisi takip eder. Eğer malzeme kısa bir süreliğine takılıp çıkarılırsa iyileşme normal bir şekilde gelişir. Ama eğer malzeme vücutta uzun süre kalırsa tepki değişir. Vücutta yabancı bir malzeme olduğundan normal doku iyileşmesi gerçekleşemez. Vücudun ilk reaksiyonu bu yabancı malzemeyi yok etmeye çalışmaktır. Fagositler gelirler ve normal görünen iltihap kronikleşir. Eğer fagositler tarafından yakalanabilir ve indirgenebilir bir malzeme değilse reaksiyon iki yoldan birini tercih edecektir. Bu iki yol iyileşme sürecinde genel tepki malzemenin çevresinde fibroz bir doku oluşturmaktır ki o malzemeyi vücudun kalan kısmından ayırsın. Genel olarak söyle bir inanış vardır. Fibroz kapsül ne kadar ince olursa malzeme o kadar biyoyumluluğa sahiptir. Daha nadir görülen bir tepki ise iltihabın kronik şekilde devam etmesi sonuçta dev hücreler veya granülün oluşmasıdır. Bu olay malzeme biyoyumlu olmadığı zaman gerçekleşir ve konakçı doku hala onu nötralize etmeye çalıştığında görülür.

Vücutun malzemeye cevabı ile ilgili problemler oluşabilir. Deriye çok yakın implante edilen malzemelerde tepki fibroz katman oluşturup bu malzemeyi dış katmanlara taşımak şeklinde olacaktır. Bu sebeple malzemeleri epidermis ve dermisin içinde tutması zordur. Deriyi geçerek yerleştirilen araçlar çevrelerinde fibroz bir katman oluştururlar ve epidermis ile malzeme arasında temas biter. Böylece derinin koruyucu bariyer etkisi ortadan kalkar ve dış ortamdan derin dokulara doğru bir yol oluşur. Bu durumda enfeksiyon oluşumu kolaylaşır. Fibroz kapsülünün oluşumu malzemenin biyoyumlu olduğuna dair bir kanıttır ve iyileşmenin erken basamağı olarak oluşur.

Fibroz kapsülün oluşumu genellikle porozlanmış malzemelerde gözlenmez. Eğer oyuklar yeteri kadar genişse lokal doku porların içine doğru büyüyecektir ve kapsül oluşturmayacaktır [50].

2.6.3. Enfeksiyon

Deride veya mukoz membranlarda bir yarabiyet olup bakteri girişi olduğunda enfeksiyon riski gelişir. Enfeksiyon varlığı inflamasyonun sonlanmasını önler ve kronik inflamatuvar cevap gelişir. Bu durumda da yara iyileşmesi tamamlanamayacak ve yoğun skar dokusu gelişecektir. Yabancı cismin enfeksiyon üzerindeki etkisi şöyledir: Deri veya mukoz membranlar implantın iyileştirilmesine bağlı olarak hasara uğrarlar. Hasar ve yabancı cisim varlığı inflamatuvar cevabı başlatır. Malzeme dokunun içindedir ve yara iyileşmesi etkilenecektir. Bakterinin varlığı da zaten var olan problemlere eklenecektir. Çok iyi bilindiği gibi yabancı cismin bulunması enfeksiyon riskini büyük oranda artıracaktır ve enfeksiyon oluşturmak için gereken bakteri sayısını 10^6 'dan 10^2 'ye düşürecektir. Sadece enfeksiyon riski artmakla kalmayıp bunu tedavi etmek de güçleşecektir. Tedavinin tek yolu implantı çıkarmaktır.

Sağlık harcamalarının büyük bir kısmını oluşturan implantların yarattığı enfeksiyon problemi mikrobiyoloji, enfeksiyon hastalıkları, malzeme bilimi ve dizaynı, yüzey kaplaması ve cerrahi alanında çalışan pek çok kişiyi ilgilendirmektedir [52].

2.6.4. Seramiklerin Biyoyumluluğu

Biyoseramik malzemelerin, biyoyumluluklarının yüksek olması, zehirleyici etki göstermemesi, alerjik ve kanserojen olmamaları, sahip oldukları düzenli kimyasal

yapıları nedeniyle paslanma risklerinin olmaması, aşınmaya karşı dayanıklı ve olabildiğince de hafif olmalarından dolayı tıp teknolojisinde kullanımları yaygın olan inorganik malzemelerdir. Al_2O_3 seramikler cerrahide kullanılan ilk seramik malzemeler olmuşlardır. Günümüzde de femur başı protezlerinde kullanılmaktadır. Biyouyumluluk testleri olumlu sonuçlar vermiştir. Hidroksiapatitlerin insandan alınan lenfosit doku kültürü üzerindeki çalışmalarda inert olduğu görülmüş ve klinik çalışmalar için uygun bulunmuştur [53]. Hidroksiapatitin serum sıvısı içindeki davranışının incelendiği bu araştırmada da sıvının malzeme ile reaksiyona girmediği gözlenmiştir [54].

Biyouyumlu seramik malzemelere örnek olarak; alümina, hidroksiapatit ve biyoaktif cam verilebilir. Alümina sahip olduğu yüksek yoğunluk, yüksek dayanım, iyi bir korozyon dayanımı ve iyi bir biyouyumluluk özelliğinden dolayı kalça protezlerinde, diş implantlarında ve ortopedik uygulamalarda geniş bir kullanımı vardır. İnorganik malzemelerin önemli bir grubunu oluşturan biyoseramik malzemeler, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. Kalsiyum fosfat bazlı biyoseramikler, tıpta ve diş hekimliğinde uzun yıllardan beri tercih edilmektedir. Biyoseramikler, ortopedik kaplamalar ve diş implantlarında, yüz kemiklerinde, kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde “kemik tozu” olarak kullanıma sahiptir [55].

2.6.5. Polimerlerin Biyouyumluluğu

Biyopolimerlerin, biyomalzeme olarak yaygın bir kullanım alanı vardır. Biyopolimerler, monomerlerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli büyük molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Doğal polimerlerin yanında, bugün için sentetikleri de vardır. Biyopolimerlere örnek olarak verilen polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafloroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), poliaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimer, tıbbi uygulamalarda tercih edilmektedir. Polimerler, çok değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmektedir. Sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürünler (monomerler, antioksidanlar gibi) ortaya çıkarabilirler. Dahası, sterilizasyon işlemleri polimerlerin özelliklerini tesir edebilir [41,56]. PMMA (polimetilmetakrilat) ışık geçirgenliğinin iyi olması, sertliği ve kararlılığının yerinde olması nedeniyle, göz içi lenslerde ve sert kontakt lenslerde kullanımı oldukça geniştir.

Polietilen ise, tüp formundaki uygulamalarda ve kateterlerde; yüksek yoğunluklu polietilenler ise, yapay kalça protezlerinde; polivinilklorür (PVC), kan nakli ve diyalizde; polidimetilsiloksan, drenaj borularında, kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği sayesinde solunum cihazlarında uygulanılmaktadır [57].

2.6.6. Metallerin Biyouyumluluğu

Metalik implantlar yakın civarındaki dokunun şekil ve yapısını olumsuz yönde değiştirebilir. Protez yüzeyinin yapısı, tasarımı, biyomekanik faktörleri, cerrahi sebepleri enfeksiyon ve operasyon sonrası işlemler, metal iyonlarına karşı hassasiyet, hastanın yaşı ve diğer hasta faktörleri biyouyumluluğu tesir edebilir.

Biyomalzeme seçiminde önemli konulardan biri de korozyon konusudur. Korozyon, metallerin çevreleri ile istenmeyen bir kimyasal tepkimeye girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunması ve hasara uğraması olarak tarif edilebilir. İnsan vücudunda olan akışkanlar; su, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlardan oluşmaktadır. Bu yüzden; insan vücudu, biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır [58-59]. Bu korozif ortam, metallerin dayanımını düşürmekte ve metallerle oluşturdukları bileşikler, hücreleri olumsuz etkilemektedir. Metalik biyomalzemeler için önemli olan bir diğer konu ise, metalik biyomalzemelerin korozyona karşı dayanımlı olmaları şartıdır. İnsan vücudunda kullanılan metalik implantların yüzeylerinde oluşan pasif filmler, yüzeydeki oksitlenme tepkilerini yavaşlatmakta, vücut sıvısı içinde metalin en az düzeyde çözünmesini sağlamakta ve vücut içinde kullanım süresini de uzatmaktadır [60].

Bugün için, metalik biyomalzemeler olarak en çok kullanım alanı bulan metal ve alaşımları, paslanmaz çelikler (316L), titanyum ve titanyum alaşımları, kobalt-krom alaşımları, kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı, tantal alaşımları, nikel-titanyum alaşımları, amalgam ve altındır. Platin, tantal ve zirkon gibi elementlerin mekanik dayanımlarının düşük olması nedeniyle implant olarak uygulama alanları kısıtlıdır. Yük taşıyıcı olarak en yaygın kullanılan metalik malzemeler, paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo alaşımları ile titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [58-60].

Ortopedik uygulamalarda göz önünde bulundurulması gereken bir diğer konu da farklı metallerin birbirleri ile temas etmeleri halinde vücut sıvısı içinde galvanik pil meydana getirmesidir. Şayet cerrahi paslanmaz çelik tel, kobalt veya titanyum bazlı alaşımdan yapılmış femur parçaya temas ederse galvanik pil oluşmakta ve galvanik korozyon

oluşmaktadır [61]. Metalik biyomalzemeler için düşük çözünürlük ve yüksek termodinamik denge beklenmektedir. İnorganik korozyon reaksiyonları ile açığa çıkan metal iyonları, böbrek ve karaciğer gibi organlara taşınmakta ve orada birikmektedir. Bu da çeşitli hastalıklara sebep olmakta ve zehirlilik limitinde artışa neden olmaktadır. Organik reaksiyon proteinleri ile bir metalin teması, metali çevreleyen dokuda alerjik iltihaplı reaksiyonlara neden olmaktadır. İltihaplı hücreler, hidrojen peroksit üretmekte ve hidroksil radikaller, metalik biyomalzemeyi saran dokuda ağır harabiyete sebep olmaktadır.

Titanyum ve titanyum alaşımlarının biyolojik özelliklerinin iyi olduğu bilinmektedir. Titanyum ve titanyum alaşımları yüksek polarizasyon direnci göstermekte ve böylece, korozif etkilere karşı dayanıklı olup, hücreler üzerinde olumsuz bir reaksiyon olmamaktadır. Kobalt, bakır, nikel ve vanadyumda zehirleyici etkiler olduğu görülürken, nikelde ise hücrelerin yaşamını azalttığı gözlenmiştir. [62].

2.6.7. Kobalt-Krom Alaşımlarının Biyouyumluluğu

Bu alaşımların canlı dokudaki toksik etkisini incelemek, çok sayıda elementi içermesi nedeniyle kolay değildir. Kist-toksitler metal iyonlarının dokularda zamanla birikmesinden kaynaklanan bir problemdir. Genellikle inceleme Co, Cr, Ni, Mo için yapılır.

Bunlardan kobalt aşırı toksik bir element değildir. Bunun dokuda tutulması veya atılması kolayca anlaşılabilir. Serbest kobaltın fonksiyonel olarak açıkça ifade edilmesi de mümkün olmamaktadır. Yapılan araştırma uygulamalarında verilen kobalt diyetinin %80'i vücuttan geri atılmaktadır. Düşük kobalt seviyesinde ise kanda iki zıt etki tespit edilmiştir. Kobay farelere ve insanlara enjekte edilen solüsyon halindeki kobalt; farelerde anemiye sebep olduğu halde insanlarda bunun tam tersi olarak alyuvarların oluşumuna destek olmaktadır. Bu fark anlaşıldıktan sonra kobalt anemi tedavisinde destek olarak kullanılmaktadır. Fakat düşük seviyede değil de yüksek dozdaki kobalt ise kalp kaslarında yerleşip, bu kasların fonksiyonunu bozmasına rağmen ani zehirlenmeler nadirdir. Kobaylarda kullanılan saf kobalt protezin ise bir müddet sonra hayvanın kalp kaslarında kobalt elementinin birikmesine neden olduğu görülmüştür. At serumu içine

enjekte edilen kobalt tozunun süspansiyon olarak verildiği kobaylarda da kötü huylu çizgili kas tümörlerine rastlanmıştır.

Krom elementinin kanda düşük düzeyde yayıldığı durumda bir zararı olmadığı halde miktar arttıkça toksik etkisinin arttığı görülmüştür. Ağız yoluyla alınan krom bileşikleri vücutta düşük düzeyde emilirler. Kromun bağışıklık sistemini yaygın olarak kuşatmasına rağmen dokulardaki yaygınlık oranı aşırı değişkendir ve normal seviyeyi tespit etmek oldukça güçtür.

Krom ağız yoluyla yüksek dozda alındığında böbrek ve kalp ile ilgili şoklara neden olabilmektedir. Cilt ile direkt temasından da ülserler meydana gelebilmektedir. Solunum yoluyla alınması halinde akciğer kanserleri yapmaktadır. Vücut hassasiyetini artırdığı konusunda da tartışmalar vardır.

Negatif yüklü krom iyonlarının plazma zarından dokuya serbestçe geçme kabiliyetine sahip olduğu canlı üzerinde yapılan deneylerden sonra anlaşılmıştır. Molibden elementinin yeryüzü kabuğundaki düşük oranına rağmen kullanım yaygınlığı oldukça değişkendir. Hayvanlarda kesin toksik etkisi görülmüştür. Yüksek dozdaki kullanımda bağırsakların bozulması, koma haline ve kalbin şoka girmesine dahi neden olabilmektedir. Ayrıca kalsiyum ve fosforun vücut tarafından emilimini önleyerek osteoporozu hızlandırdığı bilinmektedir.

Nikel ise hayvan dokularına geniş oranda yayılmış sınırlı biyolojik aktiviteye sahip ana elementlerdendir. Kandaki normal nikel seviyesi 5 µg/l iken bu oranın artması durumunda, özellikle böbrekteki konsantrasyonunun artmasının ardından hipofiz bezi, dalak ve ciltte de seviye artmaktadır. Nikelin etkisi ile bu organlarda kanser oluşumunun yanı sıra, vücut genelinde de yüksek hassasiyet gelişmektedir.

Sonuç olarak, kobalt esaslı alaşımların kan ya da dokulardaki yüksek konsantrasyonu toksik etkiye sebep olmaktadır. Protez takıldıktan sonra dokularda metal seviyesinin arttığı bilinmektedir. Fakat korozyonun düşük olmasından dolayı olumsuz etkinin alt seviyede olduğu tahmin edilmektedir. Dokularda biriken metaller toksik etki yapacak kadar üst seviyelere ulaşmasa da bunların potansiyel etkileri göz önünden uzak tutulmamalıdır.

Kobalt esaslı protez malzemelere karşı dokuların savunma mekanizmasının oluşturduğu kapsül, paslanmaz çelik için oluşturulan kapsüle göre daha ince olmaktadır. Kobalt esaslı bu alaşımlara direk temas eden dokularda incelemelere yönelik bir araştırmanın sonuçları Çizelge 2.9.' da görülmektedir. Bu çalışmada, deney hayvanlarında 16 hafta süreyle takılı kalan protezlere temas eden, yakın dokulardan alınan numunelerin incelenmesi sonucu, Co, Cr ve Mo oranları daha önce alınan normal dokularla karşılaştırıldığında metal iyonlarının dokuya geçtiği, rakamlardan da açıkça anlaşılmaktadır [63-64-65-66-67-68].

Çizelge 2.9. Kobalt esaslı alaşımla temas eden dokunun analizi.

Metaller			
Dokunun Durumu	Co	Cr	Mo
Normal doku	3,7 ppm	2,9 ppm	1,8 ppm
Protezle temas halindeki doku	67 ppm	76,7 ppm	11,5 ppm

2.6.8. Titanyumun Biyouyumluluğu

Titanyumun dokularda tolere edilmesi oldukça iyidir. Mide-barsak yoluyla emiliminin çok zayıf olmasına karşılık akciğer tarafından emilimi kayda değerdir. Metalin devamlı alınması durumunda ise kalp, akciğer, dalak ve böbreklerde birikim yaptığı görülmüş fakat çok kötü bir etkisine rastlanılmamıştır. Sadece TiO₂ tozlarının akciğerde hafif bir iritasyon gözlenmiş fakat bir akciğer hastalığına neden olmadığı gösterilmiştir.

Saf titanyumun pek çok yönden toksik olmadığı ve uygun özelliklere sahip olduğu görülmüştür. Fakat titanyumun mekanik özelliklerini iyileştirmek için katılan diğer alaşım elementlerinden bazıları aynı uyumlu sonuçları vermemektedir. Ortopedi hastalarına takılan titanyum implantlarının kullanımından uzun süre sonra kemik dokusu dışında protez ile temas halinde olan dokularda önemli miktarlarda titanyumun varlığı anlaşılmıştır.

Hareket halindeki mafsallarda kullanılan titanyum, zaten zayıf olan aşınma direnci, sürtünme ve yükün etkisi ile daha fazla açığa çıkmaktadır. Farklı çalışmalarda karşı eleman olarak Co-Cr alaşımları veya UHMWPE gibi malzemeler kullanılarak aşınma ve artıklarının azaltılması sağlanmıştır.

Ti-6Al-4V alaşımının, korozyon direncini artırmak için yapılan oksit film kaplama işlemlerini biyouyumluluğa olumlu katkı sağladığı yapılan araştırmalarla anlaşılmıştır. Ticari saf titanyumdan yapılmış, tavsan tibiasına takılan vida şeklindeki numunenin 180 gün sonra çıkarılarak kortikal kemik numunelerinin incelenmesi sonucu cerrahi işlemden 3 gün sonra dahi yara bölgesinde hızlı ve organize kemik hücreleri üretimini normal olarak başladığı gözlenmiştir. İmplant yüzeyinde direk olarak kemik oluşumuna rastlanmamakla birlikte, kemik / titanyum temas yüzeyinin zamanla arttığı hatta 6. haftanın sonunda implant etrafında kemik hücrelerinin implant yüzeyini kapladığı görülmüştür. Çalışmalar göstermiştir ki saf titanyumun implant malzemesi olarak kullanılması durumunda çevresindeki kemik dokusunun gelişimi aksamadan sürmektedir. Titanyum implantlar kemik dokusuna yerleştirildiğinde yüzey düzgünlüğü ve oksit film tabakasına bağlı olarak değişen bir kemik iyileşmesi vardır [69,31].

2.7. ORTOPEDİK MALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Biyomalzemeler, insan vücudunun çeşitli bölgelerinde çeşitli kuvvet ve etkilere maruz kalmaktadır. Örneğin günlük aktiviteler sırasında kemiklere 4 MPa, tendonlara ise 40–80 MPa değerinde gerilmeler etki etmektedir. Bir kalça eklemindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına kadar yükselebilir, sıçrama gibi faaliyetler sırasında bu değer vücut ağırlığının 10 katına kadar çıkabilir. Vücuttaki bu gerilmeler; ayakta durma, koşma, oturma gibi faaliyetler sırasında gün boyunca tekrar eder. Bu tekrarlı hareketler biyomalzemelerin yorulmasına, çatlamasına ya da plastik deformasyonuna sebep olabilmektedir [58]. Biyomalzemelerin tüm bu zor koşullara karşı dayanıklı olması gerekmektedir. Geçmiş tarihte gerek tahta, kauçuk gibi doğal malzemelerin gerekse altın, cam gibi yapay malzemelerin biyomalzeme olarak kullanımı deneme yanılma yoluyla yapılmaktaydı. Vücudun bu malzemelere verdiği yanıtlar ise son derece farklılık göstermiştir. Belirli şartlar altında bazı malzemeler vücut tarafından kabul edilirken aynı malzemeler koşullar değiştiğinde vücut tarafından geri çevriliyordu. Son 30 yıl içinde biyomalzeme/doku etkileşimlerinin anlaşılması konusunda önemli bilgiler elde edilmiş bulunuyor [46].

Mekanik özellikleri belirleyebilmenin en yaygın yolu, numuneyi çekme deneyine tabi tutmaktır. Bu malzemeleri ayrıca eğerek veya basmaya tabi tutarak da test edebiliriz. Belirli standart test protokolleri geliştirilmiştir. Bunların amacı değişik

laboratuvarlardan gelen veriyi belli standartlara göre karşılaştırabilmektir. Biyomalzeme alanındaki bu verilerin çoğu ASTM' den geliyor. Mesela metallerin gerilmeyle ilgili testleri ASTM E8'e göre yapılır. Plastik malzemeler için de ASTM D.412 kullanılır. Katı plastiklerin gerilmeyle ilgili testlerinde ASTM D.638 kullanılır.

ASTM E8'e göre yapılan gerilme testinde kullanılan kemik numunesi iki ucu toparlak şekillidir. Kemiğin iki ucundaki kalın toparlak yerler, sabitlemek için kullanılır, ortası test edilir. Kemiğin ortasındaki bölgede deformasyon ölçülür. Numuneyi germek için dönen vidalar veya hidrolik kullanan bir test makinesi vardır. Kuvvet Newton ve numunenin deformasyonu mm cinsinden ölçülür. Değişik boyutlardaki numuneler test edilebileceğinden dolayı ölçümler boyuttan bağımsız olarak normal hale getirilmelidir. Bu gerilme kuvvetin, orijinal kesit alanına bölünmesiyle hesaplanır.

Yük taşıyıcı olarak en çok kullanımı olan metalik malzemeler; paslanmaz çelikler (316L), Co-Cr-Mo alaşımları ile titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [58-60]. Biyomedikal uygulamalarda saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımı tercih edilmektedir. 240-740 MPa arasında çekme dayanımına sahip olan saf titanyum tam olarak dental implantlarda kullanılmaktadır. Diğer taraftan, Ti6Al4V, en popüler titanyum alaşımı olarak bilinmekte ve dünya titanyum pazarında %50 gibi geniş bir oranda talep edilmektedir. Ti6Al4V alaşımının, başlıca yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluğu ile statik ve dinamik dayanımının yüksek olmasından dolayı bu oranda tercih edilmektedir [70].

Metalik implantların dayanımı ve elastikiyet modülü, kemiğin dayanımından daha fazladır [58,62]. Metalik biyomalzemelerin elastikiyet modülleri çok yüksek (316L paslanmaz çelikte 200 GPa, titanyumda 110 GPa) değerde iken, insan kemiğinde bu değer 10-15 GPa 'dır. Bu mekanik uyumsuzluk, implantların yapısal olarak insan kemiğinden daha sert yapıda olmasına neden olmaktadır. Elastikiyet modülü, insan kemiğine daha yakın olan alaşımlar, daha az gerilme taşır. Metalik biyomalzemelerin rijitliği, elastikiyet modülleri ile alakalıdır. Paslanmaz çeliğin elastikiyet modülü titanyuma göre daha yüksek olduğu için, titanyuma göre daha yüksek rijitliğe sahiptir [69].

Dayanım ve elastikiyet modülü bakımından metalik biyomalzemeler içinde, özellikle titanyum alaşımlarının önemi büyüktür. Paslanmaz çelikler, daha az çekme dayanımı ve yorulma dayanımı gösterirler fakat yüksek süneklığe sahiptir. Saf titanyum, tantal ve niob düşük yorulma dayanımına ve kırılmada yüksek uzama değerine sahiptir.

2.7.1. Dental Alaşımlarının Sınıflandırılması

Hem sabit restorasyonlar, hem de hareketli bölümlü protezlerin üretiminde dental alaşımlar (Çizelge 2.10.) kullanılır. Bunun yanında, implantlarda (implantlar için saf titanyum, üst yapılar için alaşımlar) ve ortodontide de (teller için paslanmaz çelik) dental metal alaşımlardan yararlanır [71]. Aynı zamanda, özel olarak veya fabrikasyon yoluyla üretilmiş birleştirici parçalar ve diğer dental metal alaşımları da (örn, lehim materyalleri) diş hekimliğinde kullanılmaktadır [72].

Amalgamlar dental literatürde alaşım sınıflaması içinde yer almayıp dolgu materyalleri olarak sınıflandırılırlar. Bu bağlamda, yine de, dental alaşımlara dâhil edilebilirler. Kimyasal açıdan bakıldığında, kıymetli metal alaşımları arasında yer almalıdırlar, çünkü ana bileşeni olan cıva tipik bir değerli metaldir ve elektromotif seride paladyum ile altın arasında bulunmaktadır [73-74].

Dental alaşımların ve amalgamların sınıflaması Tablo 1'de belirtilmektedir. Buradaki en önemli nokta, alaşımların değerli ve metal alaşımları olarak iki ana gruba ayrılmalarıdır. Bu iki grup arasında kimyasal ve fiziksel bazı temel farklılıklar bulunmaktadır. Bu farklılıklar, dental işlemler sırasında da göz önünde bulundurulmalıdır [71-72]. Alaşım oluşturmamış titanyum hibrit rolü oynamaktadır. Kimyasal ve dental açıdan titanyum, metal alaşımları grubunda yer alırken mekanik özellikleri bakımından değerli metal alaşımlarına benzemektedir [25].

Çizelge 2.10. İçeriklerine göre dental alaşımların ve amalgamların sınıflaması [71]

Alaşımların tipi	Ana bileşenleri	Diğer bileşenleri
Metal alaşımları		
Kobalt-krom alaşımları	Co: % 33 - 75	W, Nb: % 0 - 10
	Cr: % 20 - 32	Ti: % 0 - 3
	Mo: % 2 - 10	Fe: % 0 - 3
Nikel-krom alaşımları		Ni, Mn, Ce, Al, Mg, Cu, Si, C, N: : 0 - binlik dilimlerde
	Ni: % 58 - 82	Ga: % 0 - 8
	Cr: % 12 - 27	Fe: % 0 - 9
	Mo: % 0 - 16	Co, Mn, Al, Ce, La, Sn, Y, V, Nb, Ta, Be, C, Si: % 0 - 2
	(Nitinol: Ni %55, Ti %45)	
Demir alaşımları (çelik)	Fe: % 72	
	Cr: % 18	
	Ni: % 8	
	C: % 2'ye kadar	
Titanyum alaşımları	Ti: % 90	Fe, O ₂ , N ₂
	Al: % 6	
	V: % 4	

Çizelge 2.11. Değerli metal alaşımlarının ve amalgamların bileşenleri [71-72-73-74].

Değerli Metal Alaşımları	Metal alaşımları	Diğerleri
Altın alaşımları	Kobalt-krom alaşımları	Alüminyum - bronz - galyum alaşımları
Altın içeriği yüksek	Bölümlü protez alaşımları	
Altın içeriği düşük	Kaplanabilir alaşımlar	
Cıva alaşımları (amalgam)	Nikel alaşımları	
Gama-2 fazı içeren	Krom içeriği < %15	
Gama-2 fazı içermeyen	Krom içeriği > %20	
	Nitinol teli (NiTi alaşımı)	
Paladyum alaşımları	Çelik	
Bakır içeren	(nikel ve krom içeren demir alaşımları)	
Gümüş içeren		
Gümüş alaşımları	Titanyum ve alaşımları	

Dental alaşım ve amalgamların tahmini içerikleri izelge 2.11. ve 2.12.' de belirtilmektedir [71-72-73-74]. Esas alaşım bileşenlerine ek olarak saflığı bozan bazı bileşenler de mevcuttur. Bunun nedeni, %100 saf bir metalin var olmayışıdır. Örneğin, nikel kobalt ile birlikte bulunur. Bu nedenle, temel olarak bütün kobalt alaşımları nikel ile konta-mine olmuştur. Ancak bu nikel miktarı tehlike sınırının altındadır. Örneğin, yüksek kalitedeki kobalt-krom alaşımından dökülmüş bir bölümlü protezin nikel içeriği, gıdayla 1 haftada vücuda alınan nikel miktarına eşdeğerdedir. Ucuz alaşımlarda, saf olmayan materyal miktarı daha fazla olabilir, çünkü saf olmayan metallerin maliyeti daha düşüktür. Bununla birlikte, ağırlıkça %1'i aşan nikel konsantrasyonları ürünün prospektüsünde bildirilmektedir [75]. Altın da yine diğer elementlerle kontamine halde bulunur. Aynı durum diğer bütün alaşım ve elementler için geçerlidir [76].

Çizelge 2.12. Metal alaşımlarının bileşenleri [71-72-73-74].

Alaşımın tipi	Ana bileşenleri	Diğer bileşenleri
Değerli-metal alaşımları		
Altın alaşımları	Au: %39-98	Zn: %0-10
	Pt: %0-29	Ga: %0-9
	Pd:%0-33	In: %0-16
	Ag:%0-32	Ti, Nb: %0-2
Cıva alaşımları (amalgamlar)	Cu:%0-13	Sn:%0-5
		Ir, Re, Ta, Ru: Binlik dilimde
	Hg:yaklaşık %50	Zn: Binlik dilimde
	Ag:%25-35	In: %0-çok az
	Sn:%8-15	Pd: %0-0,5
	Cu:%2-14	
Paladyum alaşımları	Pd:%35-86	Au: % 0 - 10
	Cu:%0-14	Zn: % 0 - 9
	Ag:%0-40	Co: % 0 - 5
	Ga:%0-9	Ru, Rb, Ir, B: Binlik dilimde
	In:%0-8	
	Sn:%0-16	
Gümüş alaşımları	Ag:%36-60	Au: % 2 - 20
	Pd:%20-40	In: % 0 - 16
	Cu:%0-18	Zn: % 1 - 6
		Sn: % 0 - 5
		Ir, Ru: Yaklaşık % 0,1

2.7.2. Soy Metal Alaşımları

Saf altın, döküm amacıyla kullanılan ilk metaldir. Taggart tarafından 1907'de, diş hekimliğinde ilk modern altın alaşımlar tam metal kuron ve köprülerin yapımı amacıyla, kayıp mum-döküm tekniğiyle üretilmiştir [77]. %70 yeşil altın içeren alaşımların aynı zamanda bakır içermesi, porselen veneer uygulamasında sorunlar meydana gelmiştir. Dental porselenin termal genleşme katsayısı altın alaşımlardan çok daha düşük olduğundan ideal bağlanma sağlanamamış ve bu nedenle alaşımların genleşme katsayısı platin ve paladyum ilave edilerek porselene yakın bir hale getirilmesi amaçlanmıştır. Altına paladyum ve platinum ilavesiyle daha dayanıklı ve uzun köprüler elde edilebilmiştir. Alaşıma paladyum ilavesi alaşıma beyaz rengi ve yüksek erime dereceli porselenlerle uyumu, platinum ise dayancı sağlamıştır [78-79].

2.7.2.1. Altın-Platin-Paladyum (Au-Pt-Pd) Alaşımları

İçeriklerinin yaklaşık %81-87 'i altın, %5-11 paladyum, %5-8'i platin, %5'ini mevcut ise gümüş oluşturmaktadır. Porselenle ısısız uyumluluğunun, bağlantısının iyi olması ve toksik olmaması avantaj, pahalı olmaları, elastik modüllerinin, çökme dirençleri ve ısıya bağlı esneme dirençlerinin düşük olması dezavantajları arasında yer almaktadır [79].

2.7.2.2. Altın-Paladyum-Gümüş (Au-Pd-Ag) Alaşımları

Az miktarda (%10 ila %15) gümüş ve (%20 ila %30) paladyum ilave edilerek bu alaşım sisteminin fiyatını yüksek altın içelikli alaşımlardan daha ucuza indirir. Korozyona dirençleri ve klinik çalışma özellikleri genellikle iyi düzeydedir [80]. Altın-platin alaşımına göre; akma dayanımı daha yüksektir. Altın-platin alaşımlarına göre; daha sert, daha ucuz ve daha yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Diş hekimlerinin kullandığı MDP (Metal destekli porselen) teknolojisinde bu alaşımların dezavantajı, içerdikleri gümüşün etkisiyle porselende renk değişikliğine sebep olmasıdır.

2.7.2.3. Altın- Paladyum (Au- Pd) Alaşımları

Bu alaşımların genellikle yaklaşık %50 altın ve %40 paladyum içerir. Bunların önemli bir ticari yapısı olmuştur. Akma mukavemeti ve sertlik uygun olmasının yanında elastik modülü, yüksek altın içerikli alaşımlar ile kıyaslandığında önemli ölçüde artmıştır. Maliyeti altın-paladyum-gümüş grubu ile kıyaslanabilir [80].



şekil 2.12. Galvanoplasti (Elektrolizle) elde edilmiş porselen alt yapı metali [81].

Genleşme uyumsuzluğu dışında herhangi bir dezavantajı bulunmamaktadır. Yüksek altın içerikli ve altın-paladyum-gümüş içerikli alaşımların yerine bu gruptan bir alaşımın tercih edilmesinde çok sayıda avantaj sağlamaktadır. Döküm başına düşen maliyet, yüksek altın içerikli alaşımlardan %40 daha azdır. Sertlik ve dayanıklılık özelliği uzun köprüler için geliştirilmiş ve porselen-metal bağları sağlamdır. Soy olmalarından dolayı korozyona karşı dirençleri en iyidir. Oldukça yüksek maliyeti problem olmadığı takdirde, altın-paladyum alaşımları en iyi bir seçenektir [82].

2.7.2.4. Paladyum-Gümüş (Pd-Ag) Alaşımları

Paladyum-gümüş alaşımları çoğunlukla %50 ila %60 paladyum içerir ve diğer kalan kısmın çoğunu gümüş oluşturur. Fiziksel ve kimyasal zellikleri MDP restorasyonları için kullanılıştır ve diğer değerli alaşımlarla kıyaslanabilir. %50 ila %60'nın soy olması

kararma, korozyona direnç ve iyi klinik çalışma özelliklerinin olmasını sağlar [83]. Düşük yoğunluğa sahiptirler.

Bu gruptaki alaşımların elastiklik modülü diğer tüm kıymetli alaşımlarınkinden daha uygundur. Bu nedenle daha rijit dökümler elde edilir. Bu grubun dezavantajı porselenin yeşil renk almasıdır. Renk değişimi en çok bu grupta görülmüştür.

2.7.2.5. Paladyum-Kobalt (Pd-Co) Alaşımları

Paladyum-kobalt alaşımların ağırlıkça %88 paladyum ve %4 ila %5 kobalt oluşturur. Düşük yoğunluğa ve yüksek akma dayanımına sahiptir. Bu alaşımların en önemli avantajları, belirli bir porselen ile kullanımı için yararlı olan yüksek ısıl genleşme katsayısına sahip olmalarıdır. Ayrıca bilinen dezavantajları özellikle kenar bölgelerde ince kısımlarda maskelenmesi zor olan yoğun oksit tabakası olmasıdır. Bununla birlikte bu alaşımlar ortamda gümüş yoksa eritilirken metalin yanmasına ve karbondan yoksun kalmaya daha hassas olabilir [84].



Şekil 2.13. CAD/CAM ile frezelenerek elde edilen metal alt yapılar [81].

2.7.2.6. Paladyum-Bakır(Pd-Cu) Alaşımları

Paladyum-bakır alaşımları genellikle %70 ila %80 paladyumdan ve az miktarda altından oluşur veya hiç altın içermeyebilir. Bu alaşım grubu gümüş içermedikleri için porselende renk değişikliğine sebep olmazlar. Mukavemeti iyidir ve bazı alaşımları son derece yüksek verim gücüne sahiptir [80].

Paladyum-bakır alaşımları genellikle kolay erimez ve paladyum gümüş alaşımları gibi kolay dökülmezler. Bununla birlikte, bu grubun çoğunda akma direnci paladyum-gümüş grubundaki gibi yüksek değildir. Bu yüzden paladyum-bakır alaşımlarının uzun boşluklu köprü protezlerde kullanımı kontrendikedir.

2.7.3. Baz Metal Alaşımları

1970'lerin başlarında geliştirilmiş bu grubu oluşturan baz alaşımların çoğu nikel ve krom esaslı olmasına rağmen bilinen nadir de olsa kobalt-krom ve demir bazlı alaşımlar da mevcuttur. Bunlar soy metaller olmadığı için korozyona dirençleri diğer kimyasal özelliklerine bağlıdır. İnce ve görünmeyen krom oksit tabakası alaşımın yüzeyini pasifleştiren tam ve sızdırmaz film tabakasını oluşturur. Pasif krom-oksit tabakası metalin parlaklığını bozmayacak şekilde incedir. Paslanmaz çelikte de benzer pasif krom-oksit tabakası yüzeyi korozyondan korur. Aynı zamanda da parlaklığını bozmaz [85]. Değerli olmayan metal alaşımlarından yapılmış kronların laboratuvar iş masrafı fazladır çünkü onların sertliği sebebiyle çalışma zamanı uzar. Artan iş gücü maliyeti yapılan işin toplam maliyetini artırır.



Şekil 2.14. DEN-TEK Laboratuvarı

Lazer sinterizasyonu ile toz metalin tabaka-tabaka kaynatılarak elde edilmiş köprü alt yapı metali ve porselen kaplanmış hali.

2.7.3.1. Nikel-Krom (Ni-Cr) Alaşımları

İçeriğinde berilyum elementinin bulunup bulunmamasına bağlı olarak iki grupta incelenebilir. Ni-Cr alaşımların yapısında %68-80 nikel, %11.9-26.3 krom, % 0.1-14 demir, alüminyum, berilyum, molibden, manganez, tantalyum gibi elementler bulunmaktadır [86]. Berilyumun kanserojen etkisinden kaynaklanan, berilyumsuz nikel krom alaşımları tercih edilmektedir. Ni-Cr alaşımlar, yüksek elastik modülüne ve gerilme direncine sahiptir, bununla birlikte ekonomiktir [87]. Sertlik derecesi, elastikiyet modülü, çekme dayanıklılığı gibi fiziksel özellikleri kıymetli metal alaşımlardan yüksektir. Ni-Cr alaşımların korozyon dirençleri kabul edilebilir seviyededir. Dezavantajları; dökümden sonra marjinlerin kısa ve yuvarlak çıkabilmesi, dokuda alerjik reaksiyona sebebiyet verebilmesi, marjinal açıklık miktarlarının altın alaşımlar kadar düşük olmaması ve içeriğine bağlı kontrol edilemeyen oksit tabakası sebebiyle metal-porselen bağlantısında sorunlar oluşabilmesidir [88].

2.7.3.2. Kobalt-Krom (Co-Cr) Alaşımları

Yapısının %63-58'ini kobalt, %25-34'ünü krom, kalanını da molibden ve rutenyum oluşturmaktadır. Nikel-krom alaşımlardan biyolojik uyumlulukları daha üstündür, korozyona dirençlidirler. Ancak yapı olarak daha serttirler ve laboratuvar çalışmaları güçtür.

2.7.4. DENTAL DOLGU TÜREVLERİ

Diş çürükleri veya travmatik nedenlerle hasara uğramış diş sert dokularını onarmak için, çeşitli dolgu malzemeleri kullanılmaktadır. Dişlerin restorasyonunda en sık kullanımı olan dolgu malzemesi, "amalgam" adı verilen bir alaşımdır. Amalgam, yüz yılı aşkın bir süredir tercih edilmektedir. Bakır, gümüş, kalay ve çinko'dan oluşan amalgam tozunun cıva ile karıştırılması sonucu hazırlanan sert ve dayanıklı bir malzemedir. Estetik olmaması ve cıva içermesi, başlıca olumsuz yanlarıdır. Özellikle, son yıllarda amalgamın içerdiği cıvanın çevresel etkileri önem kazanmış durumdadır. Cıvanın doğa için zararlı bir atık olması, bazı Kuzey Avrupa Ülkeleri'nde amalgam kullanımını büyük ölçüde kısıtlamış olmasına rağmen, diğer dolgu türlerine göre sahip oldukları mekanik dayanım sebebiyle günümüzde kullanımı halen devam etmektedir [89].

Çizelge 2.13.' de, metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması, Çizelge 2.14.' de, metalik biyomalzemelere ait özellikler, Çizelge 2.15.' da; metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları verilmektedir.

Çizelge 2.13. Metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması [90].

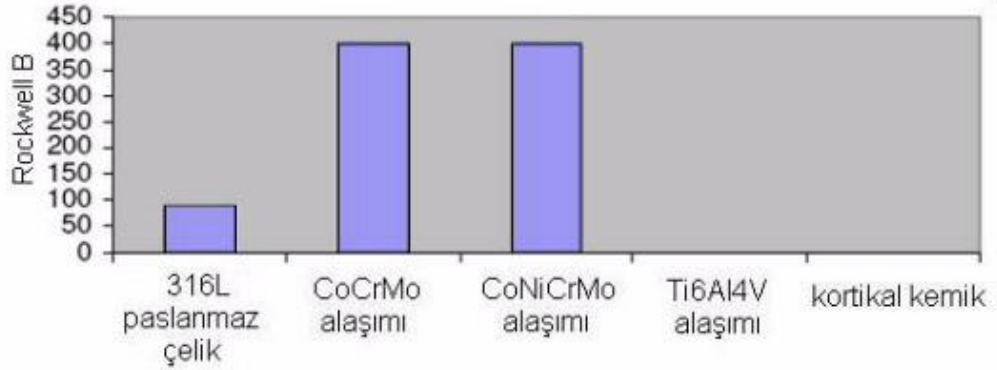
Özellikler	Paslanmaz Çelik	Kobalt-Krom	Titanyum
Sertlik	Yüksek	Orta	Düşük
Dayanım	Orta	Orta	Yüksek
Korozyon Dayanımı	Düşük	Orta	Yüksek
Biyouyumluluk	Düşük	Orta	Yüksek

Çizelge 2.14. Metalik biyomalzemelerin özellikleri [91].

Özellikler	316L Paslanmaz Çelik	CoCrMo Alaşımı	CoNiCrMo Alaşımı	Ti6Al4V Alaşımı	Tantalyum
Çekme Dayanımı (Mpa)	485-860	655	793-1793	860	207-517
Akma Dayanımı (0,2%) (Mpa)	172-690	450	240-1585	795	138-345
Uzama (%)	12-40	8	8-50	10	2-30
Kesit Daralması (%)	-	8	35-65	25	-
Yoğunluk (g/cm ³)	7,9	8,3	9,2	4,5	16,6
Korozyon Dayanımı	Yüksek gerilmelerde zayıf	Üstün	Üstün	Üstün	İyi

Çizelge 2.15. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları [92].

Malzeme	İmplant Uygulamaları
316L	Kemiklerde, plakalar, vidalar, pimler, çiviler, stentler
Co28Cr6Mo	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde; kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında
Ti	Kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlarda
Ti ₆ Al ₄ V	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde
Ta	Tel, folyo, levhalarda, klipslerde, elektrot

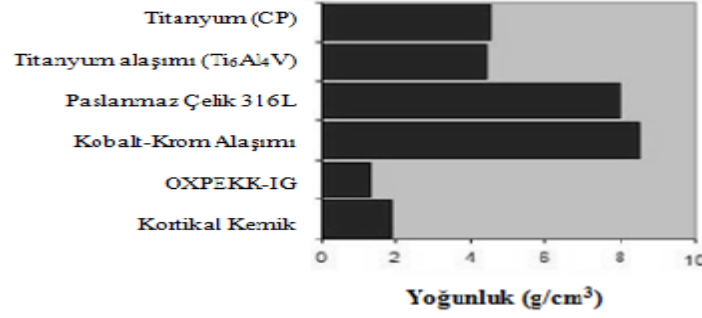


Şekil 2.15. Metalik biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin sertlik değerleri [93].

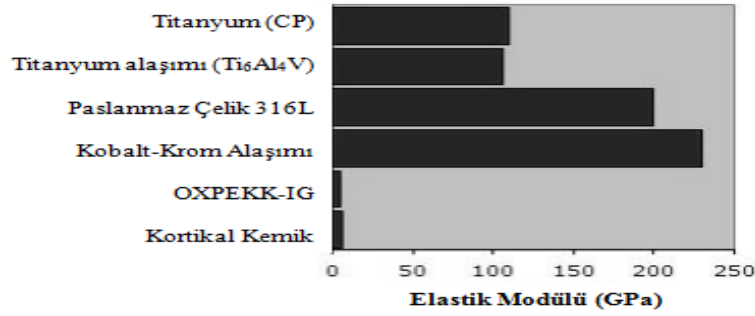
Çizelge 2.16. Seçilen biyomalzemelere ve kortikal kemiğe ait bazı özellikler [94].

Malzeme	Yoğunluk (g/cm ³)	Elastikiyet Modülü: E (GPa)
Kortikal kemik	~2.0 g.cm-3	7 - 30
Kobalt-krom alaşımı	~8.5 g.cm-3	230
316L Paslanmaz çelik	8.0 g.cm-3	200
CP Titanyum	4.5 g.cm-3	110
Ti6Al4V	4.4 g.cm-3	106

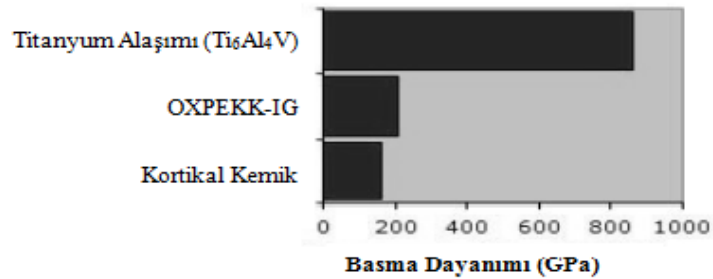
Şekil 2.15, Şekil 2.16., Şekil 2.17. ve Şekil 2.18.' da, verilen malzemelerin sırası ile sertlik, yoğunluk, elastikiyet modülleri ve basma dayanımı grafik olarak verilmektedir. Şekillerde verilen, OXPEKK-IG ticari isimli malzeme, biyouyumlu bir polimerdir, anestezi ve sterilizasyon ekipmanlarında, kateterlerde ve implant aygıtlarında kullanılmaktadır. Çizelge 2.16.' da ise, yoğunluk, elastikiyet modülü ve özgül kriter değerleri sayısal olarak verilmektedir.



Şekil 2.16. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin yoğunluk değerleri [95].



Şekil 2.17. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin elastikiyet modülleri [95].



Şekil 2.18. Biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin basma dayanımları [95].

Biyoseramik malzemelerin kırılma tokluğu ve yorulma dayanımı değerlerinin az olması sebebiyle, mekanik özellikleri yeterli değildir. Biyoseramik malzemelerin basınca karşı

dayanımları yüksektir. Bazı uygulamalarda çatlak oluşumu, yavaş ilerleyen çatlaklar ve yük tekrarı sonucu oluşan yorulma ise olumsuz üstünlük olarak meydana gelmektedir. Yüksek yoğunluk ve yüksek saflığa (>% 99,5) sahip alümina, korozyon ve aşınma dayanımının yüksek oluşu, iyi yüzey özelliği ve biyouyumluluğu sebebiyle kalça protezlerinde ve diş implantlarında geniş kullanım alanına sahiptir. Hidroksiapatit (HA), kalsiyum fosfattan oluşmuş gevrek bir biyoseramik malzeme olup, kırılma tokluğu (KIC) 1,0 MPa m^{1/2} yi geçmemektedir. İnsan kemiğinde ise, 2-12 MPa m^{1/2} dir. Mekanik özellikleri zayıftır, özellikle de yorulma dayanımı düşüktür. Genellikle titanyum, titanyum alaşımlarından ve paslanmaz çelikten yapılan implantların çevrelerindeki dokular ile uyumluluklarının artırılması amacıyla kaplama malzemesi olarak da uygulanmaktadır. Kaplama yöntemi olarak en çok plazma püskürtme kullanılmaktadır. [96].

Çizelge 2.17. Alümina ve zirkonya'nın mekanik özellikleri [41].

Özellikler	Alümina	Zirkonya
Elastikiyet Modülü (GPa)	380	190
Eğme Dayanımı (GPa)	>0.4	1.0
Sertlik (Mohs)	9.0	6.5
Yoğunluk (g/cm ³)	3.8 - 3.9	5.95
Tane Boyutu (µm)	4.0	0.6

Zirkonya (ZrO₂), kimyasal kararlılık, sertlik ve aşınma dayanımı açısından iyi bir performans göstermektedir. Alümina ve zirkonyanın mekanik özellikleri mekanik özellikleri Çizelge 2.17.' de gösterilmiştir. Yüksek çatlama ve bükülme dayanımına sahip olduğu için uyluk kemiği problemlerinde uygulanmaktadır. Polimerlerin ortopedik alanda mekanik dayanımları yeterli değildir. Polietilenin çekme dayanımı ise, 20-30 MPa civarındadır.

Kompozit malzeme; farklı kimyasal yapıdaki iki ya da daha fazla sayıdaki malzemenin, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak meydana gelen çok fazlı malzeme olarak tanımlanabilir. Sonuç olarak; kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden

birinin tek başına sahip olamadığı özelliklere sahip olmaktadır. Kompozit malzeme, "matris" olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin katılmasıyla yararlanılacak duruma getirilir. Matris olarak çeşitli polimerler, güçlendirici olarak ise; çoğunlukla cam, karbon ya da polimer, bazen de mika ve çeşitli toz seramikler uygulanılmaktadır.

Kompozit malzemeler, yüksek dayanıma ve düşük elastikiyet modülüne sahip olmalarından dolayı, özellikle ortopedik uygulamalar için göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca, kompozit malzemelerin bileşimi değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre, mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlamaları güçlüğü ortadan kaldırılabilir. Belli ki; kompozit malzemeler, homojen malzemelere oranla, yapısal uyumluluğun sağlanması açısından üstündür.

Kompozit malzemelerin sahip olduğu diğer üstünlükler; korozyona direnç, metal yorulmasının ve metal iyonları salımının görülmemesi ve de kırılma özelliğinin azalmasıdır. Metal iyonları örneğin nikel ve krom salımı implantı zayıflatmaktan ayrıca, alerjik reaksiyonlara da sebep olmaktadır. Kompozitler, ortopedi ve diş hekimliği uygulamaları dışında, yumuşak doku implantı olarak da uygulanmaktadır. Polimer kompozitler manyetik özellik taşımadıklarından, manyetik rezonans (MRI) ve tomografi çekimlerine olumsuz bir etkileri yoktur.

2.8. MALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN TAYİNİ

Uygun biyomalzeme seçiminin yapılabilmesi için her malzemenin iyi tanınması ve mekanik özellikleri hakkında bilgi sahibi olmak gerekir. Mekanik özellikleri belirleyebilmenin en yaygın yolu, numuneyi çekme deneyine tabi tutmaktır. Bu malzemeleri ayrıca eğerek veya basmaya tabi tutarak da test edebiliriz. Belirli standart test protokolleri geliştirilmiştir. Bunların amacı değişik laboratuarlardan gelen datayı belli standartlara göre karşılaştırabilmektir. Biyomalzeme alanındaki bu dataların çoğu ASTM' den geliyor. Mesela metallerin gerilmeyle ilgili testleri ASTM E8'e göre yapılır. Plastik malzemeler için de ASTM D.412 kullanılır. Katı plastiklerin gerilmeyle ilgili testlerinde ASTM D.638 kullanılır.

2.8.1. Kuvvet

Bir cismin diğetine uyguladığı dış etki, kuvvet olarak adlandırılır. Newton yasalarına göre her uygulanan etki kuvvetine karşı cisim tarafından bir direnç kuvveti uygulanır, buna tepki kuvveti adı verilir. İç kuvvet ise cismin düşünölen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğlerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünölür [97].

$$F=M \times a \quad (2.1)$$

Çiğneme sisteminin kuvvetlerini taklit eden modellerin pek çoğunda alt çenenin yüklendiğı zaman statik denge konumunda olduğı farz edilir. Çiğneme sisteminin dinamiğini ve hareketi içeren modellerin analizi dinamik değışkenler ve ikinci dereceden diferansiyel denklemler içirirler. Alt çeneye etki eden kuvvetler genellikle noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır [98].

2.8.2. Mukavemet

Bir sisteme uygulanan dış kuvvetlerin sistemin iç yapısında meydana getirdiğı zorlamaları inceleyerek hesaplar ve sistemin iç yapısının bu zorlamalara dayanabilmesi için sistemin ne gibi bir malzemedenden ve ne gibi ölçülerde yapılması gerektiğini inceler. Bu zorlamalar, sisteme etkiyen dış kuvvetler sistemde kuvvetler meydana getirir. Dış kuvvetlerin oluşturdukları tüm zorlamalara gerilme veya gerilme adı verilmiştir [99].

2.8.3. Kompresyon

Bir cismi ko-linear kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modölüdür. Bu kuvvet cismin boyca ksalmasına, ence genişlemesine neden olur.

2.8.4. Moment

Moment, bir kuvvet veya kuvvet sisteminin bir cisme uyguladığı dönme etkisidir. Moment, cismi eksenini etrafında döndürüyorsa burulma momenti (torque), dik kesit eksenleri etrafında döndürüyorsa eğilme momenti (bending moment) adını alır. Momentin birimi Nm (SI sistemi veya İngiliz sisteminde lb.ft veya oz.in) dir [98].

2.8.5. Gerilme

Gerilme, belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan

kuvvete karşı oluşan, birim alandaki tepki olarak tanımlanmaktadır [100].

$$\text{Gerilme} = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan (A)} \quad (2.2)$$

Şeklindeki bir denklem ile ifade edilir.

Gerilme, cisme etki eden kuvvetlerin yönlerine ve cisme etki ettikleri noktalara göre değişik tipleri vardır. Bunlar;

1. Çekme gerilmesi
2. Basma gerilmesi
3. Kayma gerilmesi
4. Eğilme gerilmesi
5. Burulma gerilmesi
6. Bileşik gerilme

Bir makine, cisim ya da binanın elemanlarının maruz kalabileceği yükler altında oluşacak gerilmeleri ve kuvvetleri görmek ve tasarım aşamasında dayanımında fazla zorlanan elemanların tekrar tasarımı (dizaynı) ile daha güçlü seçmek, bir cismin üzerine gelen kuvvetler altında gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek ve o cismin ideal şeklini saptayabilmek amacıyla gerilme tayin yöntemleri kullanılır. Biyolojik malzemelerde (kemik, kas, diş, vücut sıvıları gibi) gerilme tayin yöntemi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan daha zordur. Bu yüzden canlı malzemenin bir modelinin oluşturulması yoluna gidilmiştir. Gerilme tayin yöntemlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ ve dokulara ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri Şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları yansıtır ve bilimsel niteliği olabilir [101].

Kuvvetlerin yapılar üzerindeki internal etkileri gerilme tayin yöntemleri ile belirlenir [102]. Gerilme tayin yöntemleri şunlardır:

- 1- Fotoelastik madde kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 2- Kırılğan vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 3- Gerilme ölçer kullanılarak yapılan gerilme analizi

- 4- Sonlu elemanlar gerilme analiz yöntemi
- 5- Lazer ışınları ile yapılan gerilme analiz yöntemi
- 6- Termografik gerilme analiz yöntemi [103-104].

2.8.6. Elastisite Modülü

Malzemenin elastik davranışının kökeni atomik seviyedeki temel bağdır. Yani akma noktasının altındaki deformasyonlar için en büyük etki atomlar arası bağların elastik deformasyonudur. Dört büyük malzeme sınıfının her biri metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler kendilerine has bağ yapılarına sahiptirler. Metaller değerlik elektronlarının bağlama serbestliğiyle karakterize edilirler.

Metallerin ve seramiklerin elastisite modülleri biyolojik ortamlara maruz bırakıldığında etkilenmezler. Bu malzemenin içindeki bağların yüksek mukavemetine, polimerler ve kompozitlerle karşılaştırıldığında basit olan yapılarına ve in vivo ortamda karşılaştıkları tipik sıcaklıklara bağlıdır. Polimerlerin iç ortama verdikleri tepkiler içerisinde elastisite modüllerinde değişikliğe uğraması da mümkündür. Polimerlerin çevresel etkiyle değişimleri Çizelge 2.18.' de gösterilmiştir. Pek çok polimer gerilme-zorlanma eğrisinin elastik bölgesinde tam olarak belirlenmiş yalnızca bir elastisite modülüne sahip değildir. Kuru oda ortamıyla karşılaştırıldığında PMMA çeşitlerinin yüksek neme veya tuzlu çözeltilere maruz bırakılması E%1'de yaklaşık %30'luk bir azalmaya sebep oldu.

Çizelge 2.18. Polimerlerin modüllerinin çevresel etkiyle değişimi.

TEST KOŞULLARI	PMMA (Hammaddeler) E%₁ GPa	PMMA (ticari) E%₁ GPa	UHMWPE (ticari) E%₁ GPa
İşlendiği şekilde	2.07± 0,2	2.34 ± 0,2	-
Laboratuvar sonrası depolama (24°C / 120 gün)	2.69 ± 0,2	2.62± 0,5	0.57± 0,06
Nem sonrası depolama (%97 RH / 37°C / 120 gün)	1.86± 0,3	1.79± 0,2	0.56 ± 0,05
Tuzlu ortam sonrası depolama (9% NaCl / 37° C / 120 gün)	1.86 ± 0,4	1.93± 0,2	0.55 ± 0,06
İmplant sonrası (tavsan derisi altında / 120 gün)	2.20± 0,2	2.14 ± 0,4	0.55 ± 0,05

Kompozitlerin elastikliği üzerindeki çevresel etkileri genellemek daha zordur. İdeal bir modelde rastgele oryante edilmiş kompozitlerin elastisite modülleri şu formülle hesaplanabilir:

$$E_{C(\text{kompozit})} = E_{m(\text{matriks})} \cdot V_f + E_f (\text{fiber}) \cdot V_m \quad (2.3)$$

Burada V_{fi} = i fazındaki bir malzemenin modülü, hacim kesiri nispetinde kompozitin modülüne orantısal bir etkisi olarak görülür. Özel bir durum bir malzemenin içinde boşlukların oluşması olabilirdi. Boşluğun modülü sıfır olduğundan küçük hacimli porlara sahip poroz malzemenin modülü

$$E = E_0(1 - V_m) \quad (2.4)$$

yazılabilirdi.

EO: Boşluk olmayan malzemenin elastisite modülü

3. MATERYAL VE YÖNTEM

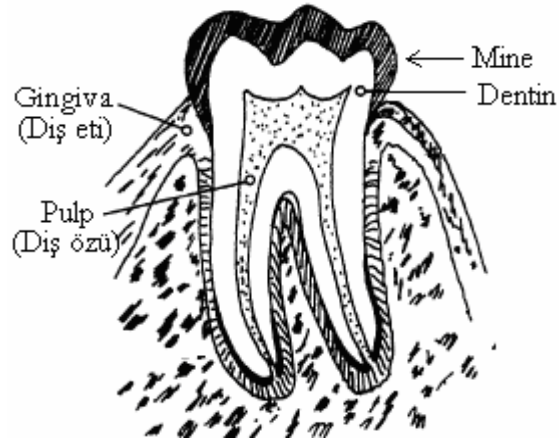
Bu tezin ana amacı biyomalzemeler içerisinde ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanılanlar hakkında yeteri kadar bilgi verebilmek ve bu bilgiler ışığında malzemelerin kullanımında meydana gelen mekanik özelliklerinin kıyaslayarak doğru malzemeye ulaşmayı sağlayabilmektir.

Tezin amacına ulaşabilmesi için; biyomalzemeler hakkında genel bilgiler verilecek, literatürler aracılığıyla biyomalzeme seçiminde bulunacak ortopedistlere / uygulayıcılara, protez ve implant imalatçılara, biyomalzemelerin biyouyumluluk ve mekanik özellikleri hakkında referans kaynak sağlayabilmesi için çalışılmıştır.

3.1. DİŞ YAPISI VE ÖZELLİKLER

Bütün dişler taç ve kök olmak üzere iki kısımdan oluşur ve alveol adı verilen bir boşluğa yerleşmiştir. Mine tabakası vücuttaki en sert dokudur ve ağırlıkça % 97 (hacimce % 92) oranında nispeten büyük hidroksiapatit kristallerinden oluşur (kalınlığı 25 nm, eni 40-120 nm, boyu 160-1000 nm). Kalanı ise ağırlıkça % 3 (hacimce % 7) oranında organik bileşik ve sudan oluşur. Dişin şematik yapısı Şekil 3.1.' de gösterilmiştir. Mine yapısında bulunan hidroksiapatit kristalleri yaklaşık 4 µm çapında belirgin çubuk veya prizma şekilli yapı gösterirler. Dentin ise organik ve mineral olarak kemiğe benzeyen mineral yapılu bir dokudur [105].

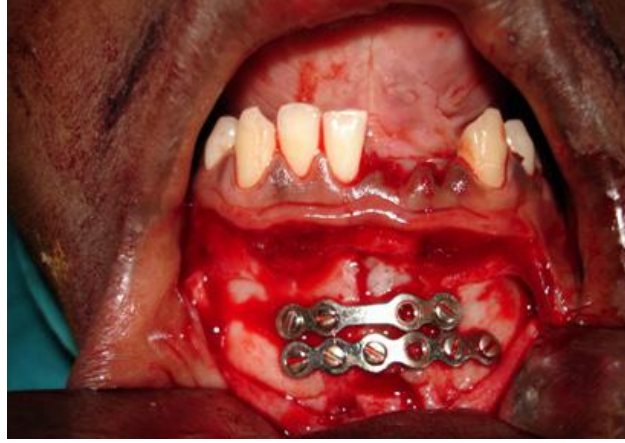
Diş yaklaşık 20 MPa yük altında çalışır. Bu bazen günde 3000 kez tekrarlanır. Ve yorulma gerçekleşmez sadece önemsiz bir aşınma söz konusudur [105].



Şekil 3.1. Dişin şematik olarak yapısı [105].

3.1.1. Çene Yüz Bölgesinde Kullanılan Titanyum Mini Plakların Vücut Üzerinde Oluşan Etkileri

Çene yüz bölgesinde ortaya çıkan kırıkların tedavisinde kırık fragmanlarının hareketsizliğinin sağlanması koşuluyla kapalı ve açık redüksiyon tekniklerinden faydalanılmaktadır. Açık redüksiyon tekniğinde tercih edilen titanyum miniplak sistemlerin bazı yerel ve sistemik etkileri vardır. Biyouyumlu ve kemiğe yakın elastikiyet modülüne sahip olan biyomateryal titanyumdur. Mini plakların kullanımı sonrasında, kırık bölgesinde dikişlerin açılması, iltihap, osteomyelit, iyileşme gecikmesi, maloklüzyon, diş köklerinde hasar, sinir harabiyeti, hatalı birleşme veya iyileşme olmaması gibi bölgesel komplikasyonlar meydana gelmektedir. Bölgesel komplikasyonlar kadar yoğun karşılaşılmamakla birlikte literatürler incelendiğinde titanyum apareylerin metal salınımı ve korozyon, toksisite ve vücutta birikim, iltihabi yanıt, karsinojenik etkisi ve aşırı hassasiyet olabildiği gözlenmiştir. Bu etkiler, ender rastlanmakla birlikte hastanın yaşam kalitesinin ve tedavi başarısının azalmasına sebep olmaktadır. Özetle titanyum içerikli miniplak-vida sistemleri diğer metal alaşımlarıyla kıyaslandığında çok daha biyouyumlu ve güvenilir sistemlerdir. Daha yoğun gelişen bölgesel komplikasyonlardan başka daha az sayıda gelişmekte olan sistemik komplikasyonlara da gereken önem verilmelidir. Bu yüzden titanyum mini plak vida sistemi kullanılan hastaların uzun müddet kontrolü yapılarak doğabilecek sistemik etkiye gerekli tedbir alınmalıdır. Bununla birlikte titanyumla ilgili deneysel çalışmaların sayısı artırılarak, titanyum mini plakların sistemik etkileriyle ilgili daha sağlıklı sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir.



Şekil 3 2. Ti mini plak [106].

Çene yüz bölgesinde kırık kist tümör veya osteomyelit gibi türlü patolojiler nedeniyle fazla dış kuvvet etkisi olmadan gelişebilmektedir. Dış kuvvet tesiriyle sağlam bir kemiğin kırılması travmatik kırıklar olarak isimlendirilir. Travmatik kırıklar; trafik kazaları, kavga, iş ve spor kazalarının beraberinde hekimin uygulaması esnasında oluşturduğu travmalara ait olarak da nüksedebilmektedir [107]. Tüm vücut kırıklarında tedavinin ana kuralı kırık fragmanlarının redaksiyonu ve fiksasyonudur. Yalnız maksillo-mandibular kırıkların tedavisinde kırık fragmanının redaksiyonu ve fiksasyonunun yanında hastanın alt ve üst çene dişlerinin travmadan önceki kapanış konumuna gelmesi gereklidir [108]. Titanyum mini plak sistemlerinden bu konumun sağlanması ve devamlılığının korunmasında faydalanılmaktadır [109]

Bu bölgelerde meydana gelen kırıkların tedavisinde kırık fragmanlarının hareketsizliğinin sağlanması amacıyla kapalı ve açık redüksiyon tekniklerinden faydalanılmaktadır [110].

3.1.1.1. Kapalı Redüksiyon

Arch bar ile yapılan elastik inter maksiller fiksasyon en uygun kapalı redüksiyon tekniğidir. Elastik traksiyon ile kasların kırık fragmanına olan etkisi ortadan kaldırılır ve fragmanların üst çeneye göre en doğru konuma yerleşmeleri sağlanır [108,110]. Kapalı redüksiyon, oklüzyonun kolay tespit edilebildiği korpus, angulus ve parasemfiz kırıklarında, açık redüksiyonda başarı oranının düşük olduğu operasyon sonrası periostun iyi beslenmesinin muhtemel olmadığı hastalarda, kalıcı dişleri sürmemiş olduğu için internal fiksasyon yapmanın uygun olmadığı çocuklarda, hastanın sistemik durumunun cerrahi bir operasyona izin vermediği durumlarda ve hasta kooperasyonun

iyi olduğu vakalarda uygulanabilmektedir [108].

3.1.1.2. Açık Redüksiyon

Açık kırıklarda, parçalı kırıklarda kemik fragmanlarının intermaksiller fiksasyon ile bir araya gelmesinin olası olmadığı durumlarda kullanılır. Çene yüz bölgesinde birden çok kemiğin etkilendiği ve IMF'nun tedavide yetersiz kalacağı unfavorable kırıklarda seçilebilir. Açık redüksiyon uygulamasında hekimin tecrübesi, çalışılan merkezin imkanları ve hasta seçimi de önemlidir [109-110]. Mandibula kırıklarının rijit plak ve vida fiksasyon tekniği ile anatomik redüksiyon ve kompresyonu daha hızlı kemik iyileşmesi ve mandibular kemik hareketlerinin çabucak onarımını sağlar. Kırık tedavisinde uygun yöntem kusursuz anatomik redüksiyonu sağlamalı, sorunsuz hareket ve fonksiyona izin verecek şekilde sabit olmalı, olası sorun gelişme riski düşük olmalıdır. Dolayısıyla bu şartları yerine getirecek ideal osteosentez donanımının sahip olması gereken çeşitli biyomekanik özellikler vardır [109-111]:

- Kullanılan ekipman biyolojik olarak uygun maddeden üretilmiş olmalıdır.
- Plak ve vidalar mandibulanın etkisinde kaldığı çiğneme güçlerine karşı dayanabilmeli ve bu güç vektörlerini bir daha sağlayabilmelidir.
- Plaklar mandibulanın konturuna uygun biçimde bükülebilmeli ve bu kontura uyarlanmalıdır.
- Plaklar sağlamlığının beraberinde minimum kesi ve periosteum elevasyonu ile yerleştirilebilecek kadar küçük ve fiksasyon sonrası cilt, mukoza ve diğer yumuşak dokularca rahatlıkla örtülebilecek kadar ince olmalıdır.

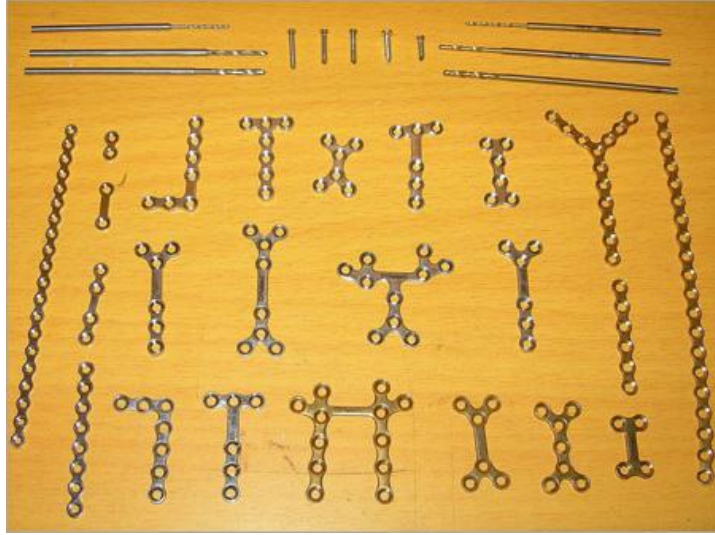
Maksillofasiyal yaralanmalar sonucunda olan kırıkların tedavisinde rezorbe olabilen ve olamayan plak vida sistemleri kullanılmaktadır. Rezorbe olabilen miniplak vida sistemlerinin kemiğin yeniden şekillenmesi ve olgunlaşırken fonksiyonel stresin kemiğe yavaş bir biçimde geçmesi gibi kolaylıkları vardır. Doğru yerleşim yapıldığında ikinci bir operasyonla çıkarılma durumları olmaz. Rezorbe olan materyallerden en sık olarak polidioksanon, polilaktik asit ve poliglolik asit uygulanmaktadır [111-112].

Rezorbe olmayan plak sistemlerinden paslanmaz çelik, titanyum ve titanyum en çok uygulananlardır. İlk olarak plak sistemleri paslanmaz çelik ya da titanyumdan yapıldı ve kırık tedavisi tamamlandıktan sonra, cihazların çıkarılması total tedavinin bir parçası

olarak düşünölmekteydi [111]. Sonrasında ise biyolojik uyumluluğu daha iyi düzeyde bulunan titanyum apareyler uygulanmaya başlandı. Titanyum biyolojik uyumluluğunun yanında, esneklik katsayısı diğer materyallerle kıyaslandığında kemiğe en yakın olanıdır. Bu özelliği de asemptomatik titanyum apareylerin vücut içinde tutulabilmesini mümkün kılmıştır [111-113]. Titanyumun biyoyumlu ve kemiğe yakın esneklik katsayısına sahip bir biyomateryal olmasına karşın kırık bölgesinde dikişlerin açılması, iltihap, osteomyelit, iyileşme gecikmesi, maloklüzyon, diş köklerinde hasar, sinir harabiyeti, hatalı birleşme, gecikmiş iyileşme veya iyileşme olmamasıdır [111-114-115]. Yerel komplikasyonlar kadar yoğun görölmemekle beraber literatürler değerlendirildiğinde olgu sunumu ve deneysel çalışma bazında titanyum apareylerin metal salınımı ve korozyon, toksisite ve vücutta birikim, iltihabi yanıt, aşırı duyarlılık reaksiyonu ve karsinojenik etkisi olabildiği belirlenmiştir [111].

3.1.1.3. Metal Salınımı Ve Korozyon

Titanyum plakların sistemik etkilerinden biri metal salınımı ve korozyondur. Titanyum plaklar genelde %6 alüminyum, %4 vanadyum ya da %6 alüminyum , %7 niobyum şeklindeki alaşımlar halindedir. Ticari anlamda saf titanyum %99,99 saftır. %0.01'lık kısmı ise belirsizdir. Paslanmaz çelik ve vitalyumun aksine titanyum normalde aşınmaz ve delikli korozyona sebep olmaz. Titanyum üzerinde, vücut koşullarında asitlere karşı koruyucu ortalama 10 mikron kalınlığında bir oksit tabakası meydana gelir. Saf titanyum ya da alaşım formları farklı elektrokimyasal potansiyellere sahip farklı metaller olsalar da birlikte kullanılmaları galvanik bir etki ortaya çıkarmaz [111,113,116].



Şekil 3.3. Farklı tip geometrilerde Ti plaklar [106].

Biomateryal olarak sık sık uygulanan titanyum aşınmaya karşı dirençlidir yalnız özellikle hidrojen peroksit varlığında korozyon meydana gelmekte ve korozyon varlığında aşınma belli bir şekilde artmaktadır. Hidrojen peroksitin vücuttaki temel kaynağı aktive olmuş makrofajlar olarak gösterilmektedir [111,117].

Olmedo ve arkadaşları 20 adet sıçan üstünde yaptıkları deneysel çalışmada saf titanyum implantları ve deneye dayalı olarak korozyon oluşturulmuş titanyum implantları sıçan tibialarına uygulamışlar [118]. 14. gün sonunda kurban edilen sıçanlarda implant-kemik arası temas yüzdesi ve implant çevresi kemik hacmi gözlenmiştir. Yapılan araştırma sonucunda saf titanyumdan olan implantla kemik arasında temas miktarının mantıklı olarak yüksek olduğu ve korozyona maruz bırakılmış implantlarda kemik-implant arası temasın implantın yalnızca korozyona uğramamış bölgelerinden olduğu gözlenmiştir. Aynı zamanda korozyon ürünlerinin kan damarları ve kemik iliği çevresinde biriktiği de görülmüştür. Bu çalışmayla oral cerrahi ve ortopedide tercih edilen titanyum plaklarda görülebilecek koroziv alanların kemik üzerinde lokal, damarlanmaya bağlı olarak ise sistemik etkileri olabileceği görülmüştür.

Langford ve Frame ise 39 hastada açık redüksiyon amacıyla kullanılan 50 adet mini plak vida sistemini ilk operasyondan 1 ay ve 13 yıl arasında farklılık gösteren süre sonrasında hastalardan ikinci bir operasyonla çıkarmışlardır [119]. Çıkarılan plak ve vidaları stereomikroskopi, Scanning elektron mikroskopi ve energy dispersive X-ray analizi gibi ileri tetkikler aracılığıyla korozyon açısından incelemişlerdir. Çalışma

sonucunda, plaklarda herhangi bir koroziv alan görülmediği ve korozyonun rutin olarak mini plak vida sistemlerinin çıkarılması için bir neden oluşturmadığı sonucuna varılmıştır.

3.1.1.4. Toksikite Ve Vücutta Birikim

Kemikte yerel olarak ve kemik çevresindeki kan damarları vasıtasıyla ile metal salınımına neden olan titanyum plaklarda toksisite ve vücutta birikim olasılığı da düşünülen bir diğer sistemik yan etkidir. Gonzalez ve arkadaşları biyouyumlu olarak tanınan titanyumun uzak organlarda birikme miktarını araştırdıkları çalışmada sıçan femurlarına titanyum teller yerleştirmişlerdir [120]. Bu teller kandaki ve kalp karaciğer dalak böbrekler ve akciğer gibi uzak organlardaki titanyum seviyeleri yerleştirildikten 18 ay sonra ölçülmüştür. Tüm organlarda ve kanda titanyum seviyesi tel yerleştirilmemiş kontrol grubuna nazaran daha yüksek çıkmıştır. Bu çalışma ile titanyum tellerde korozyon ürünlerinin olduğu ve bu korozyon ürünlerinin kan dolaşımı ile diğer organlarda birikebileceği sonucuna varılmıştır. Meningaud ve ark. ortognatik cerrahi, temporomandibular eklem cerrahisi ve travma sebebiyle titanyum miniplak vida sistemi kullanılan 51 hastada çevre yumuşak dokular üzerinde Ti birikimi olup olmadığını inceledikleri çalışmalarında Optical Emission Spectrometry tekniği ile plak çevresindeki yumuşak dokularda biriken toplam Titanyum ve çözülmüş Titanyum seviyelerini ölçmüşlerdir [121]. Çalışma sonucunda çevre yumuşak dokularda ortalama toplam Titanyum düzeyi 1306 mikrogram ve çözünebilir titanyum düzeyi ise 0.53 mikrogram olarak ölçülmüştür. Çalışmaya ilave edilen hastalarda 15 gün ila 3 yıl arasında farklılık gösteren sürelerde miniplak vida sistemi uygulanmıştır. Yapılan değerlendirmeler neticesinde titanyumun kemik dokusunda bulunma süresiyle çevre yumuşak dokularda birikimi arasında mantıklı ilişki görülememiştir.

3.1.1.5. Hipersensitivite

Titanyum plakların kısıtlı sayıda da olsa bilinen bir diğer sistemik etkisi aşırı duyarlılık ve allerji reaksiyonlarıdır. Titanyuma karşı allerjik reaksiyonlar nikel ve kromun aksine çok kapsamlı değildir. Ayrıca titanyumun korozyonu ile ortaya çıkan ürünler, hücrelere ve proteinelere tutunur ve immünolojik yanıtlar uyarabilir. Titanyum pace-maker reddi, titanyum eklemlere hassaslık, deri üzerinden yapılan implantasyonların reddi ya da

titanyum uygulamalar sonucu astım gelişimi gibi allerjik reaksiyonlar bildirilmiştir. Çene yüz bölgesinde kullanılan titanyum plakların ise T-lenfosit aktivasyonuna neden olduğu da anlaşılmıştır [111-122]. Titanyum içerikli malzemelere karşı gelişen bildirilmiş allerji olayları kısıtlı sayıdadır. Thomas ve ark sağ el bilek kemiği kırılmış olan bir hastada osteosentez amacıyla Titanyum miniplak vida sistemi kullanmışlardır [123]. Hastada operasyon sonrası sağ elde kaşıntı, eritem, parmak aralarında vezikülopapüller kabarmalar oluşmuştur. Benzer belirtiler vakit geçtikçe sol elde de görülmüştür. Yapılan lenfosit transformasyon testiyle hastanın lenfosit düzeyinde titanyuma karşı in vitro olarak artış belirlenmiştir. Hastanın el bilek kemiğindeki kırık iyileşmesi bittikten sonra var olan sorunların da etkisiyle 2. operasyonla miniplak sistemi çıkarılmıştır. Titanyum miniplak vida sisteminin çıkarılmasıyla aşırı hassasiyet belirtilerine rastlanmamıştır.



Şekil 3.4. Ti mini plak [106].

3.1.1.6. İltihabi Yanıt

Titanyum uygulamalarına bağlı olarak peri-implantitis, kalça protezinin aseptik gevşemesi ya da deriye nüfuz eden implantların kararlı enflamasyonu gibi iltihabi karışıklıklar meydana gelebilir. Titanyuma karşı tepki gösteren asıl hücre tipi

makrofajlardır [111]. Makrofajların titanyum partiküllerine lizozomal enzimlerin uyarılmasına ve titanyumun kısmı çözünmesiyle fagosite edilebilir boyuttaki partiküller halinde tepki gösterdiği belirlenmiştir. Fagositozisten sonra daha az toksik olan Titanyum-Alimünyum-Vitalyum alaşımı itihabi yanıtı sebep olurken, Co-Cr partikülleri erken hücre ölümüne neden olmaktadır [120,122]. Klinik olarak, maksillofasiyal hastaların %50'sinde granülasyon dokusu, kemik rezorbisyonu ya da gevşemiş donanıma rastlanmıştır Makrofaj aktivasyonu ve iltihabi yanıtın gelişmesi titanyum plakların çıkarılması ile sonuçlanan karışıklıklara neden olabilmektedir.

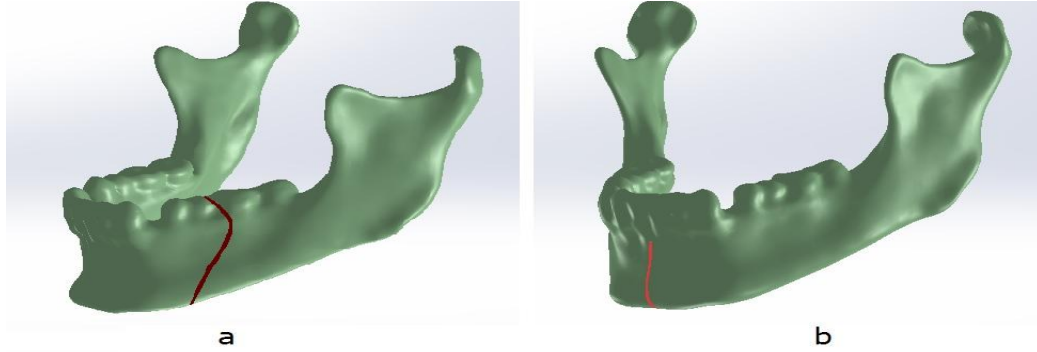
3.1.1.7. *Karsinogenez*

Uygulanan metal alaşımlarının başka bir sistemik tesiri ise karsinogenezdir. Kalça protezi gibi krom kobalt içeren metal alaşımı protezler implante edilen hastalarda hematopoetik ve yumuşak doku malignitesi bildirilmiştir. Bununla birlikte nikel alaşımlarının da sarkoma oluşturma potansiyeli deneysel olarak kemirgenler üzerinde kanıtlanmıştır. Bu sebeplerden ötürü krom-kobalt veya nikel içeren alaşımlardan olan plakların açık redüksiyonda uygulanmasından sonra tedavi bitiminde 2. operasyonla çıkarılması tavsiye edilmektedir [124-125]. Titanyum mini plakların uygulamasıyla gelişen tümörler ise oldukça nadirdir ve deneysel olarak ispatlanamamıştır fakat miniplak ve kalp pili gibi titanyum apareylerin uygulanması sonrasında oral kavitede gelişen squamoz hücreli karsinom ve yumuşak doku malignitesi gibi patolojik değişimler görülmüştür [126-127]. Görülen bu olayların dışında Furukawa ve ark. fare derisine yerleştirdikleri titanyum dioksit nanopartiküller aracılığı ile titanyumun karsinojenik potansiyelini incelemişlerdir ve titanyumun sıçan derisi üzerinde karsinojenik bir potansiyel görülmediği sonucuna varmışlardır [128].

3.2. AĞIZ VE ÇENE CERRAHİSİNDE SIK KULLANILAN FİKSASYONLAR VE MEKANİK UYGULAMALAR

Özder (2015), farklı tip mandibula kırıklarında kullanılan mini fiksatörlerin optimal konumlarının tayini ve biyomekanik olarak değerlendirilmesi isimli çalışmada gerilme tayin yöntemlerinin yapıldığı farklı modeller üzerindeki korpus (Şekil 3.5. a) ve simfizis (Şekil 3.5. b) bölgelerindeki kırık hatlarında mandibula fraktürüne, değişik

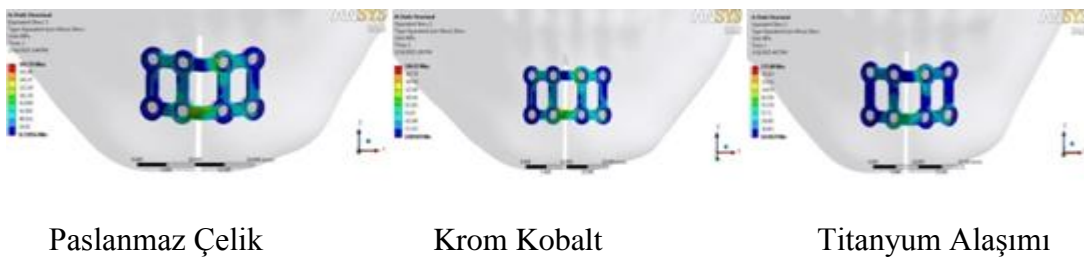
geometrideki miniplaklar ve vida fiksasyonu yaparak, her geometri için farklı biyomalzeme tanımlamışlar ve mandibula üzerine gelen deformasyon-gerilme miktarlarını ifade etmişler.



Şekil 3.5. Kırık hattına göre ana modeller [129].

Değerlendirilen sonuçlar içinde; fiksasyon işleminde birinci model için 3 farklı geometride plak (I geometrili, Dikdörtgen geometrili ve Kare geometrili) ikinci model için 5 farklı geometride plak (I geometrili, Dikdörtgen geometrili, Y geometrili, T geometrili ve Kare geometrili) kullanılmış ve her bir plak 2 farklı şekilde mandibulaya monte edilmiş ve 3 farklı malzeme (malzemeler titanyum alaşım; Ti6Al4V, Paslanmaz Çelik, Krom Kobalt) atanmış ve sonlu elemanlar analizi ile kıyaslanmıştır.

Simfizis Kırığında çalışma neticesinde elde edilen sonuçlara göre en fazla gerilmenin **Dikdörtgen-A** (Şekil 3.6) geometrili plaktadır. Simfizis kırığında analizlerde kullanılan malzemelere bakıldığında genel olarak titanyum alaşımının üstünlüğü görülmektedir. Fakat en uygun model olan **I-B** (Şekil 3.7.) geometrili tespitite paslanmaz çelik ve Krom Kobalt malzemeli modellerde titanyum alaşıma göre daha iyi olduğu sonucuna varmışlar.



Paslanmaz Çelik

Krom Kobalt

Titanyum Alaşımı

Şekil 3.6. Dikdörtgen tip plaklı fiksasyonda plak üzerindeki gerilmeler [129].

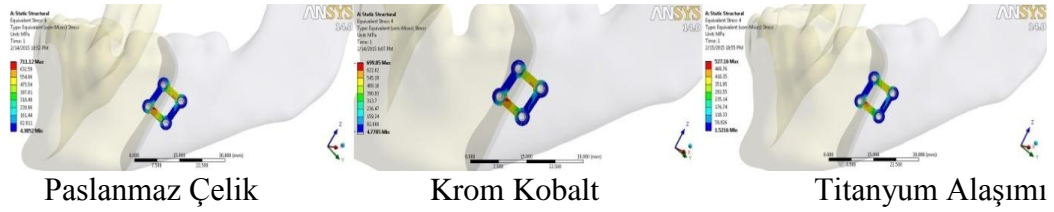


Şekil 3.7. Tek I plak üzerinde oluşan gerilmeler [129].

Korpus kırığında çalışma neticesinde elde edilen sonuçlara göre en fazla gerilmenin *Y-A* (Şekil 3.8.) geometrili plakta olduğu saptanmıştır. Korpus Kırığında *Kare-B* (Şekil 3.9.) geometrili plaktaki yer değiştirme miktarlarına bakıldığında üç malzeme arasında belirgin bir fark görünmezken gerilme miktarları incelendiğinde titanyum alaşımlı malzemenin daha avantajlı olduğu sonucuna varmışlar [129].



Şekil 3.8. Y plak üzerinde oluşan gerilmeler [129].



Şekil 3.9. Kare plak üzerinde oluşan gerilmeler [129].

Deniz (2011), mandibula angulus kırıklarında farklı kırık tiplerinin titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesine etkisinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi adlı çalışmasında iki farklı kırık tipinde plak ve vida sisteminde ve kırık hatlarında oluşacak gerilimi ölçmek için gerçek çiğneme kuvveti değeri 200 N olarak belirlemiştir ve iki farklı tipteki mandibula angulus kırığı fiksasyonu sonrası mandibula 1.molar bölgeden 200N'luk vertikal kuvvet uygulanmış plak, vida ve kemikte oluşan gerilim değerlendirilmiştir. Uygun olmayan olarak tanımlanan kırık tipinde uygun kırık tipine göre plak vida ve kortikal kemikte önemli derecede düşük stres değerleri bulunmuştur.

Bu da kırığın fiksasyonu ve stabilitesinde horizontal düzlemde uygun olup olmadığının klinik bir önemi olmadığını göstermiştir [129].

Tate ve ark. yaptığı bir çalışmada da mandibula kırığı hastalarında ilk 6 haftalık dönemde azı dişler bölgesinde ortalama ısırma kuvveti sağ tarafta 135.3 N sol tarafta ise 125.5 N olduğunu bildirmiştir. İlk 6 haftalık süreçte kırık bulunan tarafta ortalama ısırma kuvvetinin 127.4 N, 6 haftalık süreç sonrasında ise bu kuvvetin 264.7 N olduğunu rapor etmiştir [130].

Kaymaz ve ark. yaptığı bir çalışmada mandibuler gelişim yetersizliği olan hastaya ankraj özellikleri yüksek olan mini vidaların kullanılması hedeflenmiştir. Bu çalışma kapsamında, mini vidanın yerleştirileceği, mekanik açıdan en uygun bölgeyi belirlemek için hasta BT verilerinden kortikal kalınlığını farklı olduğu 3 bölge belirlenmiş ve bu bölgelere gerilme analizleri gerçekleştirilmiştir. Verilen sonuçlar incelendiğinde; maksimum yer değiştirme miktarı $10 \mu m$ civarında, gerilme değerleri kortikal kemik için 1.5 MPa civarında iken bu değerler trabeküler kemik için 0.02 MPa gibi oldukça düşük değerlerde bulunmuştur [131].

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Kompozit malzemeler homojen malzemelere kıyasla yapısal uyumluluğu, dayanımlarının yüksek olması, bileşenlerinde mevcut olmayan özelliği tek başına sağlamaları ve düşük elastikiyet modülüne sahip olmalarından dolayı, özellikle ortopedik ve dental uygulamalarda tercih edilir hale gelmiştir.

Metalik biyomalzelerden, platin, tantal ve zirkon gibi malzemelerin mekanik dayanımları düşük olması sebebiyle implant olarak kullanım alanları çok azdır. Yük taşıyıcı olarak en çok tercih edilen metalik malzemeler; paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo alaşımları ve Ti-Ti alaşımları olmasının yanında paslanmaz çeliğin elastikiyet modülü daha yüksek olduğu için titanyuma göre yüksek rijitliğe sahiptir. Sonuç olarak titanyum içerikli biyomalzemeler diğer metal alaşımlarına göre çok daha biyouyumlu ve güvenilir sistemler olmasının yanında aynı zamanda titanyumla ilgili deneysel çalışmaların sayısı artırılarak, kullanılan apanelerin sistemik etkileriyle ilgili daha güvenilir sonuçlar elde edilebileceği sonucuna varılmıştır.

Ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanılan kompozit malzemeleri tercih ederken gerekli olan temel kıstaslar; biyouyumluluk, vücut sıvılarının korozif etkilerine karşı dayanımı, kolay şekillendirilebilme, üretim kolaylığı, kullanım esnasında maruz kalınacak gerilmelere karşı yeterli mekanik dayanım ve uygun yorulma ömrü, kemik elastisitesine uygun elastikiyet modülü, hafiflik, maliyet gibi özellikler ön planda değerlendirilmelidir.

Bahsedilen bu kriterleri sağlayan mükemmel bir malzeme dahi olsa doğru tercih edilemediği takdirde umulmadık hasarlara neden olabilir. Bu nedenle malzemenin normal yapısal özelliklerinin kullanımını bozmayacak optimum bir tasarım önemlidir. Yapısal uyumluluk düşünüldüğünde, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerler ise yumuşak doku uygulamaları için seçilmelidir.

İmplantlar dizayn edilirken aşağıdaki faktörler göz önünde bulundurulur:

- ✓ Genel anatomi ve bundan sapmalar
- ✓ Cerrahi yaklaşım

- ✓ Cerrahi teknik
- ✓ Kırık bölgesinde yeterli yer
- ✓ Kırık tiplerinin çeşitliliği
- ✓ Yerel kemik miktarı
- ✓ Kemiklerdeki yerel iyileşme hızları
- ✓ Olası komplikasyonlar
- ✓ Fizyolojik ve biyomekanik koşullar
- ✓ Dinamik zorlanma ve ağırlık taşıma koşulları
- ✓ İmplantta kemiğin etkisi
- ✓ İmplant malzemesinin özellikleri

Yapılan tüm literatür araştırmalarında, mekanik ve biyolojik testler sonucunda elde edilen veriler ışığında, ağız, yüz ve çene cerrahisinde kullanılan en ideal biyomalzeme olarak Ti-Ti alaşımlı kompozitler olduğu sonucuna varılmıştır.

5. KAYNAKLAR

- [1] Şahin Y., Kompozit Malzemelere Giriş, Seçkin Yayıncılık, 1. Baskı, , (2006) .
- [2] Akdoğan G., Ortopedide Kullanılan Biyomalzemeler ve Özellikleri, Biyoumut 99, (1999).
- [3] Enderle, J. D., Blanchard, M. S., Bronzino, D. J., *Introduction To Biomedical Engineering*, (2012).
- [4] Akdoğan, G., *Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması*, Gazi Üniversitesi, Ankara, (1998), 4-58.
- [5] Park, J.B., Kim, Y.K., 2000. *Metallic Biomaterials*, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. CRC Press LLC, (2000) .
- [6] Cömert,Z.Y.,Cömert, I.,Bakkaloğlu.A., Toz Metalurjisinde Kullanılan Biyomalzemeler. 11th International Materials Symposium. 11th International Materials Symposium, (2004) 161-165.
- [7] Gümüşderelioğlu, M., “Biyomalzemeler”, Bilim ve Teknik, TÜBİTAK, Temmuz, (2002).
- [8] Tas, A. C., Korkusuz, F., Timuçin, M., Akkas, N., “An Investigation of the Chemical Synthesis and High-Temperature Sintering Behaviour of Calcium Hydroxyapatite (HAp) and Tricalcium Phosphate (TCP) Bioceramics”, Journal of Materials Science, Materials in Medicine (8), (1997), 91-96.
- [9] Martin, . B., “Biomaterials”, Introduction to Bioengineering, (1996).
- [10] Martin, R. B., “Biomaterials”, The Engineering Handbook, Ed. Richard C. Dorf, Boca Raton: CRC Press LLC, (2000).
- [11] Lemons, J.E., “Ceramics: Past, Present, and Future”, Bone Vol. 19, No. 1 Supliment, (1996), 121-128.
- [12] Anonim, <http://www.ndt.net/article/wcndt00/papers/idn681/idn681.htm>, (Erişim Tarihi: 2004).
- [13] Rodriguez, G. P., Arenas, A. C., Hernandez, R. A. M., Stolik, S., Orea, A. C., Sinencio, F. S., “Measurement of Thermal Diffusivity of Bone, Hydroxyapatite and Metals for Biomedical Application”, Vol.17, The Japan Society for Analytical Chemistry, (2001), 357-360.
- [14] Klein, C.P.A.T, Wolke, J. G. C., de Groot, K., “Stability of Calcium Phosphate Ceramics and Plasma Sprayed Coating”, An Introduction to Bioceramics, Ed: Larry, L. Hench, (1993), 192-207.
- [15] Ulm C., Solar P., Blahaut R., Reduction Of The Compact And Cancellous Bone Substances Of The Edentulous Mandible Acused By Resorbtion. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, (1992), 131-136.
- [16] Taubes, G., Bioceramics-from concept to clinic, Jour. Amer. Ceram. Soc., (1991), 1487-1510.
- [17] University of Aberden, ”Metallic Instrumentation” , Biomaterials-From Concept to Clinic, www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal3.hti - 14k, (2004).

- [18] Buehler, W.J., Gilfrich, J.V., and Wiley, R.C., Effect of low temperature phase changes on the mech. properties of alloys near composition Ti-Ni, Jour. Appl. Phys. 34, (1963).
- [19] Duerig, T.W., Melton, K.N., Stockel, D., and Wayman, C.M., Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, Butterworth-Heinemann, London, Eds. (1990) .
- [20] Jordan, D.R., Mawn, L.A., Brownstein, S., McEachren, T.M., Gilberg, S.M., Hill, V., Grahovac, S.Z., Adenis, J.P., 2000. The bioceramic orbital implant: a new generation of porous implants, Ophthal. Plast. Reconstr. Surg.,16, 5, 347-355, (2000).
- [21] Hench, L.L., Wilson, J., 1984. Surface active biomaterials. Science; 226: 630-636, (1984).
- [22] ASTM, F-67-89, Chemical composition of Ti and its alloys, (1992) 39.
- [23] Davidson, J.A., Mishra, A.K., Kovacs, P., and Poggie, R.A.,1994. New surf. hardened, low modul., corros. resist. Ti alloy for total arthroplasty, Biomed. Mater. Eng. 4, (1994) 231-243.
- [24] ASTM, F136-84, Mechanical properties of Ti and its alloys, (1992) 55.
- [25] Branemark, P.I., 1983. Osseointegration and its experimental background. Jour. Prosthet. Dent., (1983), 50:399-410.
- [26] Williams, D.F., 1991. Materials for surgical implants. Met. Mater. 1:24-29, (1991).
- [27] Hench, L.L., Splinter, R.J., Allen, W.C. ve Greenlee T.K., , “Bonding Mechanisms at the Interface of Ceramic Prosthetic Materials”, J. Biomed. Mater. Res., (1971), 117-141.
- [28] Hench, L.L., “Bioceramics: From Concept to Clinic”, J. Am. Ceram. Soc., (1991), 1487-1510.
- [29] Hench, L.L., “Bioactive Materials: The Potential for Tissue Engineering”, J. Biomed. Mater. Res., (1998), 511-518.
- [30] Kokubo, T., Takadama, H., “How Useful is SBF in predicting in vivo bone bio activity”, Biomaterials, (2006), 2907-2915.
- [31] Taubes, G., "Bioceramics-from concept to clinic", Jour. Amer. Ceram. Soc., 74[7]:, (1991), 1487- 1510.
- [32] Anonim, <http://www.azom.com/Details.asp?ArticleID=1718> (Erişim Tarihi: XX)
- [33] Anonim <http://www.scribd.com/doc/25023282/Biyoseramik-Malzemeler> (Erişim tarihi: 10.05.2010).
- [34] <http://www.bioeye.com> (Erişim Tarihi: XX)
- [35] Hamadouche, M., Sedel, L., 2000. Ceramics in orthopaedics, Reviwe article. The jour. of bone & joint surgery (Br), vol. 82-B: 1095-1096, (2000).
- [36] Lee, H.B., Khang, G. And Lee, J.H., 2000. Polymeric Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. CRC Press LLC, (2000).
- [37] Ayhan, H., *Biyomalzemeler*, Hacettepe Üniversitesi, Bilim Teknik Dergisi, (2002), 17.
- [38] Ayhan H., *Biyomalzemeler*, Bilim ve Teknik Temmuz (2002), 2-11.
- [39] Ramakrishna S., Biomedical applications of polymer composite materials,

Composite Science and Tech., Vol. 61 P: **(2001)**.

[40] Anonim, <http://www.frmtr.com/biyoloji/1002705-biyomalzeme-bilimi.html> (Erişim tarihi: 10.05.2010).

[41] Elgert, K. D., *Understanding The Immun System, Immunology*, Wiley- LPSS, New York, **(1996)**.

[42] Hildebrand, H. F., Veron, C., Martin, P., *Biocompatibility Of Co-Cr-Ni Alloys*, New York, **(1988)**.

[43] Enderle, J. D., Blanchard, M. S., Bronzino, D. J., *Introduction To Biomedical Engineering*.

[44] Enderle, J. D., Blanchard, M. S., Bronzino, D. J., *Introduction To Biomedical Engineering*, **(2012)**.

[45] Martin, R. I., Brovon, P. W., *Formation Of Hydroxyapatite In Serum, Journal Of Materials Science: Materials In Medicine*, **(1994)**.

[46] Anonim http://www.teknolojikarastirmalar.com/pdf/tr/04_010207_1_yaman-tr.pdf (Erişim tarihi: 12.05.2010).

[47] Anonim http://www.teknolojikarastirmalar.com/pdf/tr/04_010207_1_yaman-tr.pdf (Erişim tarihi: 10.05.2010).

[48] Anonim www.metalurji.org.tr/hudaci3_0809.pdf (Erişim tarihi: 11.05.2010).

[49] Gümüşderelioğlu, M., Tıbbın geleceği biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi*, **(2002)**, 2-4.

[50] Pasinli, A., Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, **(2004)** 25-34.

[51] Çakır, A., İnsan vücudunda kullanılan metalik implantların dünü ve bugünü, 8th International Metallurgy and Materials Congrees, **(1995)**.

[52] Corces, A., Metallic alloys, *Medicine Instant Access to the Minds of Medicine*, Section 1 of 11, **(2004)**.

[53] Biehl, V., Breme, J., Metallic biomaterials, *Mat.-wiss.u.Werkstofftech*, Skin (32), **(2001)**, 137-141.

[54] Akdoğan, G., *Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması*, Gazi Üniversitesi, Ankara, **(1998)**, 4-58.

[55] Manifold, I. H., Platts, M. M., Kenedy, A., *Cobalt Cardiomyopathy In A Patient On Maintenance Haemodilysis*, **(1968)**.

[56] Williams, D. F., *Properties And Clinical Uses Of Cobalt-Chromium Alloys*, Florida, **(1982)**.

[57] Langard, S., *Metals In The Environment*, London **(1973)**.

[58] Polak, T., Turk, J. L., Frey, J. R., *Studies On Contact Hypersensitivity To Chromium Compounds*, **(1973)**.

[59] Williams, D. F., *Fundamental Aspects Of Biocompatibility*, Florida, **(1981)**.

[60] University of Aberden, *Metallic Instrumentation, Biomaterials-From Concept to Clinic*, <http://www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal3.hti>, (Erişim tarihi: 30.04.2006).

- [61] Günyüz, M., Uğurlu, F., Çavuş, O., Baydoğan, M., Sener, C., Çimenoglu, H., Mikro ark oksidasyon işlemi uygulanmış Ti6Al4V alaşımlarının invivo biyouyumluluk özelliklerinin incelenmesi, *Mühendis ve Makine*, 51, (600), Ocak, **(2010)**, 10-15 .
- [62] Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-Ceramic Alloys in Dentistry: A Review. *J Prosthodont* **(2008)**.
- [63] Nikellis I, Levi A, Zinelis S. Effect of soldering on the metal-ceramic bond strength of an Ni-Cr base alloy. *J Prosthet Dent*, **(2005)**, 435-9.
- [64] LLaeijendecker R, Dekker SK, Burger PM, Mulder PGH, Van Joost T, Neumann MHA. Oral Lichen Planus and Allergy to Dental Amalgam Restorations. *Arch Dermatol* **(2004)**.
- [65] McCullough MJ, Tyas MJ. Local adverse effects of amalgam restorations. *Int Dent J* **(2008)**, 3-9.
- [66] Müller K, Valentine-Thon E. Hypersensitivity to titanium: clinical and laboratory evidence. *Neuro Endocrinol Lett*, **(2006)**.
- [67] Möller H. Dental gold alloys and contact allergy, Contact Dermatitis **(2002)**.
- [68] Lemfelder, K., F. An evaluation of casting alloys used for restorative procedures, **(1997)**.
- [69] Fisher, J., FLEETWOOD, P.W. Improving the processing of high gold metal ceramic frameworks by a pre-firing heat treatment. *Dental Materials*, **(2000)**, 109-13.
- [70] Anusavice, K., J. Noble metal alloys for metal-ceramic Restorations. *Dental Clinics of North America*, **(1985)**, 29: 789-803.
- [71] Valega TM Sr(ed). Alternativeto Gold Alloys in Dentistry. ConfProc, **(1987)**, 40-67.
- [72] Geldiyev M., Metal destekli porselen restlorasyonlar için metal alaşımları İzmir **(2013)**, 15.
- [73] TuccilloJJ, Cascone PJ. The evolution of porcelain-fused-to-metal (PFM) alloy systems. In JW McLean(ed). *Dental Ceramics Proc. First Intl Symp*, **(1983)**, 347-370.
- [74] WhitlockRP, et al. A Practical test to evaluate the castability of dental alloys. **(1981)**, 404.
- [75] ReeseJJ, Valega TM (edc). *Restorative Dental Materials*, **(1985)**, 108-133.
- [76] Baran GR. Selection criteria for base metal alloys for use with porcelain, **(1985)**, 779-787.
- [77] Bezzon, O., L., MATTOS, M., RIBEIRO, R.F., ROLLO, A., Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramic-metal bonds in nickel-chromium alloys. *J Prosthetic Dent.*, **(1998)**, 80:570-4.
- [78] Huang, H.H, LIN, C., LEE, H., YANG, CHEN, F.L, WU, S.C., HSU, C.C., Effect of chemical composition of Ni-Cr dental casting alloys on the bonding characterization between porcelain and metal. *Journal of Oral Rehabilitation*, **(2005)**.
- [79] Mclean, J., W. The Science And Art Of Dental Ceramics. vol 1: Quintessence Publishing Co., Inc. **(1979)**.

- [80] Anonim <http://www.frmtr.com/biyoloji/1002705-biyomalzeme-bilimi.html> (Erişim tarihi: 12.05.2010).
- [81] Anonim www.totaljoints.info/orthopaedic_metal_alloys.htm (Erişim tarihi: 12.05.2010).
- [82] Savigny, P., GIROVD, E., Metallic Biomaterials, Kungl Tekniska Högskolan, , December , (2002), 11-15.
- [83] JOHNSON, J., L., MASS, Production of medical devices by metal injection molding MDDI ,November (2002).
- [84] Kurzi, S., HODGSONIA.W.E, VIRTANENIS., FERVEL V., MISCHLER S., Corrosion Characterisation of Passive Films on CoCrMo with Electrochemical Techniques in Saline and Simulated Biological Solutions, European Cells and Materials Vol. 3. Suppl. 1, (2002) 26-27.
- [85] Savigny, P., GIROUD, E., Metallic biomaterials, Kungl Tekniska Högskolan, Functional materials 4H1609, Course PM Version 1, Rolf Sandström, 3rd December (2002).
- [86] Anonim, http://www.oxfordpm.com/medical_devices.htm (Erişim tarihi: 12.05.2010).
- [87] Çal, B., GÜNDÜZ, O., Biyoseramiklerin kaplama yöntemlerinin karşılaştırılması, Yüzey İşlemler, Ocak-Şubat, (2010), 12-26.
- [88] Kavasoglu A. E. sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması, *Doktora Tezi*, Hacettepe Üniversitesi, Ankara, (1986).
- [89] Meyer U., Vollmer D., Runte C., Bourauel C., Joos U., bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: A Finite-Element Analysis, (2001), 100-105.
- [90] Baran N. M., finite element analysis on microcomputers, mcgrow hill, ins, (1988), 27-60.
- [91] Balatlıoğlu A., Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi, *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul, (2000).
- [92] Digman RO, Natvig P., Surgery of facial fractures. Philadelphia: WB Saunders Company, 143-44.
- [93] Demirci M., Mandibula fraktürleri, *Bitirme Tezi*, Ege Üniversitesi, (2012).
- [94] Uçkan, S., Mandibulada kırık öncesi, sonrası stres dağılımı tayini ve miniplak vida stres analizleri, (1990).
- [95] Atik F., Mandibula kırıklarında kullanılan plak-fiksatorlerin malzeme ve geometri farklarının kırık tiplerine göre kıyaslanması, *Yüksek Lisans Tezi*, Düzce Üniversitesi, (2013).
- [96] Suchanek, W., YOSHIMURA, M., "Processing and Properties of Hydroxyapatite Based Biomaterials for Use as Hard Tissue Replacement Implants" J. Mater. Res., Vol. 13, No. 1, Jan (1998).

- [97] Türker M, Yüçetaş Ş. [Oral and Maxillofacial Surgery] Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi 3. Baskı Özyurt Matbaacılık (2004), 559-627.
- [98] Uyanır LO, Yazıcıoğlu D, Sayan NB., Occlusion and maxillo-mandibular fixation for maxillofacial fractures, Maksillofasiyal Kırıklarda Oklüzyon ve Maksillomandibular Fiksasyon Türkiye Klinikleri J E.N.T.-Special Topics (2008), 42-50.
- [99] Koca H, Çetingül E, Gomel M., The effect of plate and screw osteosynthesis method for preventing the sequels in treatment of maxillofacial fractures, Maksillofasiyal Kırıkların Tedavisindeki Sekellerin Önlenmesinde Plak Vida Osteosentez Yönteminin Etkisi Türkiye Klinikleri J Dental Sci, (1999).
- [100] Kemal Ö, Gökcan MK, Küçük B., The Fractures of Mandible: Open and Closed Fractures, Mandibula Kondil Kırıkları: Açık ve Kapalı Redüksiyon Türkiye Klinikleri J E.N.T.-Special Topics, (2008), 89-94.
- [101] Haerle F, Champy M. [Atlas of Craniomaxillofacial Osteosynthesis]. Apaydın A, Çeviren. Kraniomaksillofasiyal Osteosentez Atlası. 2. Baskı Habitat Yayıncılık, (2010), 202- 205.
- [102] Bhatt K, Bhutia O, Seith A. Equivalence Randomized Controlled Trial of Bioresorbable Versus Titanium Miniplates in Treatment of Mandibular Fracture: A Pilot Study. J Oral Maxillofac Surg, (2010).
- [103] Disegi JA. Titanium alloys for fracture fixation implants. Injury Int J. Care Injured (2000), 14-17.
- [104] Longwe EA, Bonnick A. Treatment of Mandibular Fractures via Transoral 2.0-mm Miniplate Fixation With 2 Weeks of Maxillomandibular Fixation: A Retrospective Study. J Oral Maxillofac Surg (2010), 68: 2943-46.
- [105] Arens S, Schlegel U, Printzen G, Ziegler WJ, Perren SM, Hansis M. Influence of Materials For Fixation Implants On Local Infection J Bone Joint Surg, (1996).
- [106] Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, Barbosa M, Planell JA. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. Biomaterials, (2003), 24: 263-73.
- [107] Ryhanen J, Kallioinen M, Serlo W, Peramaki P, Junila J, Sandvik P et al. Bone healing and mineralization, implant corrosion, and trace metals after nickel-titanium shape memory metal intramedullary fixation. J Biomed Mater Res, (1999), 47: 472-80.
- [108] Olmedo DG, Duffó G, Cabrini RL, Guglielmotti MB. Local effect of titanium implant corrosion: an experimental study in rats. Int J Oral Maxillofac Surg., (2008) Nov;37(11):1032-8.
- [109] Langford RJ, Frame JW. Surface analysis of titanium maxillofacial plates and screws retrieved from patients. Int J. Oral Maxillofac. Surg (2002), 31:511-518.
- [110] Gonzalez AS, Encinar JR, Marchante-Gayon JM, Sanz- Medel A. Titanium levels in the organs and blood of rats with a titanium implant, in the absence of wear, as determined by double focusing ICP-MS. Anal Bioanal Chem (2009), 393:335-343.
- [111] Meningaud JP, Poupon J, Bertrand J, Chenevier C, Galliot-Guilley M, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. Int. J. Oral Maxillofac Surg (2001), 30:185-188.
- [112] Choi MG, Koh HS, Klues D, O'Connor D, Mathur A, Truskey GA et al. Effects of titanium particle size on osteoblast functions in vitro and in vivo. PNAS (2005).

- [113] Thomas P, Bandl WD, Maier S, Summer B, Przybilla B. Hypersensitivity to titanium osteosynthesis with impaired fracture healing, eczema and T-cell hyperresponsiveness in vitro: case report and review of literature . *Contact Dermatitis* 2006;55:199-202]
- [114] Visuri T, Koskenvuo M. Cancer risk after Mckee-Farrar total hip replacement. *Orthopedics*, (1991), 137-42.
- [115] Goodfellow J. Malignancy and joint replacement. *J Bone Joint Surg Br*, (1992), Sep;74(5):645.
- [116] Friedman KE, Vernon SE. Squamous cell carcinoma developing in conjunction with a mandibular staple bone plate *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* (1983), 41(4):265-266.
- [117] Fraedrich G, Kracht J, Scheld HH, JundrG, Mulch J Sarcoma of the lung in a pacemaker pocket--simple coincidence or oncotaxis? *Thorac Cardiovasc Surg.* (1984), Feb;32(1):67-69.
- [118] Furukawa F, Doi Y, Suguro M, Morita O, Kuwahara H, Masunaga T et al. Lack of skin carcionogenicity of topically applied titanium dioxide nanoparticles in the mouse. *Food and Chemical Toxicology*, (2011), 49: 744-49.
- [119] Özder U., Farklı tip mandibula kırıklarında kullanılan mini fiksatorlerin optimal konumlarının tayini ve biyomekanik olarak değerlendirilmesi, *Yüksek Lisans Tezi*, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, (2015), 47-119.
- [120] Tate G. S, ELLIS E. 3rd, THROCKMORTON G. Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac*, (1994), 734-736.
- [121] Kaymaz İ., Hastaya özel mini vida kullanımında olasılık esaslı sonlu elemanlar yönteminin kullanılması, *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, (2014), 229-238.
- [122] Kuhn, T.L., *Biomaterials Introduction to Biomedical Engineering*, Third Edition, Elsevier Press, chapter 5, (2012).
- [123] Kıyıcı, İ.A., Plazma püskürtme yöntemiyle üretilen hidroksiapatit-cam kompozit kaplamaların karakterizasyonu, *Yüksek Lisans Tezi*, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Türkiye, (2011).
- [124] Anonim <http://www.drhowardweeks.com>, (Erişim tarihi:12.01.2014).
- [125] Anonim <http://admet.com/blogposts/astm-f2516-tension-testing-of-nitinol-how-to-guide/>, (Erişim tarihi:12.01.2014).
- [126] Anonim http://openi.nlm.nih.gov/detailedresult.php?img=3257425_or-2011-2-e16-g002&req=4, (Erişim tarihi 26.02.2014).
- [127] Anonim <http://www.morgantechnicalceramics.com>, (Erişim tarihi: 25.02.2014)
- [128] Ratner, B., D., Hoffman A., S., Schoen, F., J., Lemons, J., *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier Press, (2013).
- [129] Büyükakyüz N., Öztürk M., Çene yüz travmatolojisinde kullanılan titanyum mini plakların sistemik etkileri, *İstanbul Dış Hekimliği Odası Dergisi*, (2013).

[130]Klawitter, J.J., and Hulbert, S.F., Application of porous ceramics for the attachment of load bearing orthopaedic applications, *J. Biomed. Mater. Res. Symp.* 2, , (1971), 161-229.

[131] Esposito, M., Lausmaa, J., Hirsch, J. M. and Thomsen, P., Surface Analysis of Failed Oral Titanium Implants, *Journal of Biomed. Mater. Res.*, 48, (1999), 559–568.



6. EKLER

EK-1 TIBBİ TERİMLER

DİSTAL: Gövdeden uzak, merkezden uzak

FİKSASYON: Tespit etmek

İMLANT: Ortopedi ve travmatolojide kullanılan ve vücut içerisine kemik ve eklemler düzeyinde yerleştirilmiş ayrıca vücut içerisinde erimeden kalabilen ve vücut dokularıyla uyumluluk gösteren her türlü malzemem

İN VİVO: Canlı içinde, canlı vücudunda

İNKLÜZYON: Etrafı başka bir şeyle çevrilmiş herhangi bir madde, başka bir oluşum içine hapsedilmiş her hangi bir şey

İTERNAL: İç kısımda bulunan

KATETER: Tüp şeklinde ortası açık madeni, lastik veya plastikten yapıma araç

LATERAL: Yan, yan tarafla ilgili, yana ait

MANDİBULA: Alt çene kemiği

ORTOPEDİ: Kaslar, kemikler, sinirler, eklemler ve bağlarından oluşan hareket sisteminin hastalıklarının tanısı

OSTEOJENİK: Kemik oluşması ile ilgili

OSTEOPOROZ: Kemik dokusunda kalsiyum kaybı sonucu atrofi gelişmesi ile belirgin durum

OSTEOSENTEZ: Kemik yapımı

OSTEOTOMİ: Kemiği kesme

PROTEZ: Vücutta bir uzvun eksikliğini tamamlamak amacıyla kullanılan cihaz , araç ve gereç.

PELVİS: Önde ve yanlarda kalça kemiği arkada sakrum ve koksiksdan meydana gelen kemik oluşum, leğen kemik

SAGİTAL PLAN: Vücudun ortasından ön arka doğrultuda geçen dikey plan

TENDON: Kasların başlangıç veya bitiş kısımlarında bulunan ve kemiklere yapıştıkları yere kadar uzanan kolları

TİBİA: Ön bacağı oluşturan iki kemikten kalın olanı, kaval kemiği

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Şişik Nalan
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 28.12.1989 ADAPAZARI
Telefon : 05072934168
E-posta : nalansisik@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Düzce Üniversitesi - Fen Bilimleri Enstitüsü <i>Kompozit Malzeme Teknolojileri</i>	2016
Lisans	Düzce Üniversitesi - Teknik Eğitim Fakültesi <i>Tasarım ve Konstrüksiyon Öğretmenliği</i>	2013
Lise	Adapazarı Anadolu Meslek Lisesi <i>Grafik Tasarım</i>	2008

Yayınlar

1. **Şişik N.**, Özkan A., Öztürk U., Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi, Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 4(1) (2016) 227-242.