

168309

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ÇENE YÜZ CERRAHİSİNDE KULLANILAN TİTANYUM
ESASLI MALZEMELERİN KLİNİK KULLANIM
SONRASI ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Metalürji ve Malzeme Mühendisi Orçun GÜLAY

**F.B.E Biyomühendislik Ana Bilim Dalında
Hazırlanan**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. A. Binnaz HAZAR (YTÜ)

Y. Doç. Dr. Binnaz HAZAR



Y. Doç. Dr. Zeynep AKDESTE

İSTANBUL, 2005

Prof. Dr. Deniz GEMALMAZ

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
KISALTMA LİSTESİ	v
ŞEKİL LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGE LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT.....	xi
1. BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MALZEMELER	12
1.1 Giriş.....	12
1.2 Biyomalzemelerin Tarihçesi	13
1.3 Biyomalzemelerin Çeşitleri	14
1.3.1 Metalik Biyomalzemeler.....	15
1.3.1.1 Çelikler.....	17
1.3.1.2 Altın	17
1.3.1.3 Titanyum Ve Titanyum İçeren Alaşımlar	17
1.3.1.4 Nikel-Titanyum Alaşımları.....	18
1.3.1.5 Kobalt İçeren Alaşımlar	18
1.3.2 Biyoseramikler	18
1.3.2.1 Oksit Seramikleri	20
1.3.2.2 Kalsiyum Fosfat Seramikleri	21
1.3.2.3 Cam ve Cam Seramikler	21
1.3.3 Polimerik Biyomalzemeler	21
1.3.3.1 Polimerik Biyomalzemelerin Çeşitleri ve Kullanım Alanları.....	22
1.3.4 Biyokompozitler	24
1.3.4.1 Polimer Kompozitler.....	25
1.4 Biyoyumluluk	25
1.5 Biyomedikal Uygulamalar İçin Malzeme Seçimi	25
2. TİTANYUM VE ALAŞIMLARI	28
2.1 Titanyumun Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	31
2.1.1 Titanyumun Kimyasal Reaksiyonları	32
2.2 Titanyum Alaşımları	32
2.2.1 Ticari Safılıkta Titanyum	34
2.2.1.1 Grade 1	34
2.2.1.2 Grade 2.....	35
2.2.1.3 Grade 3	36
2.2.1.4 Grade 4.....	36
2.2.2 α -Titanyum Alaşımları	37
2.2.3 α - Yakın Alaşımları	38

2.2.4	β -Titanyum Alaşımları.....	38
2.2.5	$\alpha + \beta$ Titanyum Alaşımları	39
2.2.6	Üretim Yöntemleri	41
2.3	Titanyum Esaslı Biyomedikal Alaşımlar	41
2.3.1	Mekanik Özellikleri	43
2.3.2	Yüzey İşlemleri	46
2.3.2.1	Pasivasyon.....	46
2.3.2.2	Anodizasyon	47
2.3.2.3	Elektroparlatma.....	47
2.3.2.4	Nitrürleme	47
2.3.2.5	İyon Demeti Teknolojisi	48
2.3.3	Korozyon.....	48
2.3.4	Biyolojik Özellikler	51
2.3.5	Ti-6Al-4V (Grade 5)	51
2.4	Titanyum Esaslı Biyomedikal Alaşımların Uygulamaları	53
2.4.1	Sert Doku Uygulamaları	53
2.4.2	Kardiovasküler uygulamalar	55
2.4.3	Diğer Uygulamaları	56
3.	ÇENE VE YÜZ CERRAHİSİ	57
3.1	Çene ve Yüz Cerrahisinin Tarihçesi	57
3.2	Alt Çene Kırıkları	58
3.2.1	Alt Çene Kırıklarının Sınıflandırılması	59
3.3	Kırıklarda Genel Tedavi Prensipleri	60
3.3.1	Primer Tedavi.....	60
3.3.2	Sekonder Tedavi	60
3.4	Kırıklarda İyileşme	60
3.4.1	Kırık İyileşmesindeki Biyokimyasal Olaylar.....	60
3.4.1.1	Lokal Enflamasyon	61
3.4.1.2	Phosphatase Enzimi Konsantrasyonunda Lokal Artış	61
3.4.2	Kırık İyileşme Evreleri	61
3.4.2.1	Hematom Oluşması.....	61
3.4.2.2	Genç Granülasyon Dokusu Oluşması	61
3.4.2.3	Callus Oluşması	61
3.4.2.4	Lameller Kemik Oluşması	62
3.4.3	Kırık İyileşmesini Etkileyen Faktörler.....	62
3.5	Alt Çene Kırıklarının Tedavisi.....	63
3.5.1	Stabil Osteosentez.....	63
3.5.1.1	Basıncsız Osteosentez.....	63
3.5.1.2	Basıncılı Osteosentez	64
3.6	Alt Çene Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Titanyum Plaklar	65
3.6.1	Titanyum Plaklardan Metal Salıverilmesi	68
3.6.2	Titanyum Plakların Çevresindeki Doku Değişimi	69
3.6.3	Yerleştirilmeden Önce Plakların Yüzeylerinde Oluşan Metalik Çatlaklar	70
4.	DENEYSEL ÇALIŞMALAR.....	71
4.1	Kullanılan Malzemeler ve Cihazlar	72
4.1.1	Kullanılan Malzemeler.....	72
4.1.1.1	Kullanılmamış (Kontrol Numuneleri) Plaklar	72
4.1.1.2	Kullanılmış (Vücut İçerisinden Çıkarılmış) Plaklar	73

4.1.2	Kullanılan Cihazlar	76
4.2	Deneyisel Yöntem.....	77
4.2.1	Görüntü Analizi (Image Analyzer)	77
4.2.2	Metalografik İşlemler.....	77
4.2.2.1	Kesme İşlemi	77
4.2.2.2	Kalıplama İşlemi	78
4.2.2.3	Zımparalama İşlemi	80
4.2.2.4	Parlatma İşlemi	82
4.2.2.5	Dağlama İşlemi	83
4.2.3	Taramalı Elektron Mikroskobu İncelenmesi (SEM: Scanning Electron Microscope)	85
4.2.4	EDX Analizi (SEM-EDX)	85
4.2.5	Stereomikroskop Çalışması	85
4.2.6	Mekanik Testler	85
4.2.6.1	Sertlik Testi	85
4.2.6.2	Çekme Mukavemeti	86
4.2.6.3	Yorulma Mukavemeti	87
4.2.6.4	Eğme Testi	87
4.3	Deney Sonuçları ve Tartışma.....	88
4.3.1	Görüntü Analizi (Image Analyzer Mikroskop) Çalışması Sonuçları	88
4.3.2	Taramalı Elektron Mikroskop Sonuçları (SEM).....	92
4.3.3	EDX Analiz Sonuçları	97
4.3.4	Stereomikroskop Çalışması Sonuçları	102
4.3.5	Mekanik Testlerin Sonuçları.....	106
4.3.6	Kan Serum Analizleri	110
KAYNAKLAR		113
ÖZGEÇMİŞ		117

KISALTMA LİSTESİ

SEM	Scanning Electron Microscope
PMMA	Polimetilmetakrilat
ISO	International Standart Organisation
PTFE	Politetrafloretilen
UHMWPE	Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen
HMK	Hacim Merkezli Küp
HSP	Hegzagonal Sıkı Paket
ASM	American Society of Metals
EDX	Energy Dispersive X-Ray Analysis



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Kobalt-nikel-krom-molibden alaşımından üretilen diz implantı [13]	26
Şekil 1.2 Diz implantının X-ray görüntüsü [14]	26
Şekil 1.3 Silikon kauçuktan yapılan ve etrafındaki halka titanyum ile güçlendirilen kalp kapakçığı [15].....	27
Şekil 1.4 Paslanmaz çelik kalça implantları [16].....	27
Şekil 1.5 Kalça implantı X-ray görüntüsü [17].....	27
Şekil 2.1 Titanyum alaşımları için faz diyagramları [25].....	33
Şekil 2.2 Hekzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapısı [30].	37
Şekil 2.3 Ti-5Al-2.5Sn alaşımının genelde α ve çok az miktarda β fazı içeren mikroyapısı [25].	37
Şekil 2.4 $\alpha + \beta$ alaşımında oluşan Widmanstatten yapısı [25].	40
Şekil 2.5 İnce film ve yüzey modifikasyonu işlemleri sonucu geliştirilen titanyum yüzey tabakası (Hanawa, 1999).	48
Şekil 2.6 Titanyum alaşımının yüzeyinde oluşan oksit tabakası (Hanawa, 1999).	49
Şekil 2.7 Ti-6Al-4V ve hidrojen sisteminin faz diyagramı (Qazi vd., 2003).	52
Şekil 2.8 Ti-6Al-4V ($\alpha + \beta$ fazlı, tavlanmış) alaşımının mikroyapısı (Park ve Kon Kim, 2002).	52
Şekil 2.9 Titanyum kalça protezi [38].	54
Şekil 2.10 Titanyum diz protezi [39].	54
Şekil 2.11 Vidalı yapay titanyum diş [40].	55
Şekil 2.12 Disk yapısı pirolitik karbon, titanyum alaşımından üretilmiş yapay kalp kapakçığı [41].	56
Şekil 3.1 Mini plak [42].	65
Şekil 3.2 Mikro plak[42].	65
Şekil 3.3 Osteosentezde kullanılan mikro plak [42].	66
Şekil 3.4 Mikro plakların model üzerindeki görüntüsü [42].	66
Şekil 3.5 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen mini plakla osteosentez.	67
Şekil 3.6 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen osteosentez.	67
Şekil 3.7 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen osteosentez sonrasındaki röntgen görüntüsü.	68
Şekil 4.1 Kullanılmamış mikro plak (K1).	72
Şekil 4.2 Kullanılmamış mini plak (K3).	73
Şekil 4.3 Kullanılmamış mini plak (K4).	73
Şekil 4.4 Vücut içerisinden çıkarılmış mikro plak (V1).	74
Şekil 4.5 Vücut içerisinden çıkarılmış kompresyon plak (V2).	74
Şekil 4.6 Vücut içerisinden çıkarılmış mini plak (V3).	74
Şekil 4.7 Vücut içerisinden çıkartılmış mini plak (V4).	75
Şekil 4.8 Vücut içerisinden çıkarılmış mini plak (V6).	75
Şekil 4.9 Vücut içerisinden çıkartılmış mini plak (V7).	75
Şekil 4.10 Deneysel çalışmalarda kullanılan, titanyum esaslı plakların ve vidaların görüntüleri.	76
Şekil 4.11 Soğuk kalıplama malzemeleri.	79
Şekil 4.12 Kalıp içerisine yerleştirilen malzemelerin görüntüsü.	79
Şekil 4.13 Karışımın kalıplara dökülmesi.	80
Şekil 4.14 Malzemelerin kalıptan çıkartıldıktan sonraki görüntüsü.	80
Şekil 4.15 Zımparalama ve parlatma cihazı.	81
Şekil 4.16 Zımparalama işlemi.	82
Şekil 4.17 Parlatma işlemi.	83
Şekil 4.18 Dağlama işlemi.	84

Şekil 4.19 K1 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	88
Şekil 4.20 K3 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	89
Şekil 4.21 K4 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	89
Şekil 4.22 V1 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	89
Şekil 4.23 V2 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	90
Şekil 4.24 V3 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	90
Şekil 4.25 V4 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	91
Şekil 4.26 V6 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	91
Şekil 4.27 V7 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).....	92
Şekil 4.28 K1 mikro plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).	93
Şekil 4.29 K3 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).....	93
Şekil 4.30 K4 mini plağının SEM görüntüsü (X500).	93
Şekil 4.31 V1 mikro plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).	94
Şekil 4.32 V2 kompresyon plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).	95
Şekil 4.33 V3 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).....	95
Şekil 4.34 V3 mini plağının yüzeyinde tespit edilen çatlağın SEM görüntüsü (X1000).....	96
Şekil 4.35 V4 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).....	96
Şekil 4.36 V6 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).....	96
Şekil 4.37 V7 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X500) ve (b) (X200).....	97
Şekil 4.38 K1 malzemesinin EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.....	98
Şekil 4.39 V1 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.....	99
Şekil 4.40 V2 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.....	100
Şekil 4.41 V3 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.....	101
Şekil 4.42 V1 mikro plağının görüntüsü (X6.3).	102
Şekil 4.43 V1 malzemesinin a bölgesinin görüntüsü (X25).	102
Şekil 4.44 V2 malzemesinin görüntüsü (X6.3).....	103
Şekil 4.45 V2 malzemesinin görüntüsü (X25).....	103
Şekil 4.46 V3 malzemesinin görüntüsü (X6.3).....	104
Şekil 4.47 V3 malzemesinin görüntüsü (X25).....	104
Şekil 4.48 V6 malzemesinin görüntüsü (X6.3).....	105
Şekil 4.49 V6 malzemesinin görüntüsü (X25).....	105
Şekil 4.50 K4 malzemesinin görüntüsü (X6.3).....	106

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge 1.1 İmplantlarda kullanılan malzeme türleri (Gümüşderelioğlu, 2002).	14
Çizelge 1.2 Bazı metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri ve gerilme dayanımları (Dee vd., 2002).	16
Çizelge 1.3 Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri [5].	16
Çizelge 1.4 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan seramik tipleri (Dee vd., 2002).	19
Çizelge 1.5 Bazı polimerlerin mekanik özellikleri (Dee vd., 2002).	22
Çizelge 2.1 Çeşitli ülkelerin ton olarak rezerv miktarları [7].	29
Çizelge 2.2 Titanyumun fiziksel özellikleri [21,22].	31
Çizelge 2.3 Titanyumun kimyasal özellikleri [21,22]	31
Çizelge 2.4 Ticari saflıktaki titanyumun fiziksel özellikleri (Black ve Hastings, 1998).	34
Çizelge 2.5 Grade1 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [26].	34
Çizelge 2.6 Grade1 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).	35
Çizelge 2.7 Grade2 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [27].	35
Çizelge 2.8 Grade2 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).	35
Çizelge 2.9 Grade3 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [28].	36
Çizelge 2.10 Grade3 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).	36
Çizelge 2.11 Grade4 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [29].	36
Çizelge 2.12 Grade4 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).	36
Çizelge 2.13 Bazı α ve α - yakın alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).	38
Çizelge 2.14 Bazı β titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).	39
Çizelge 2.15 Bazı $\alpha+\beta$ alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).	40
Çizelge 2.16 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımlar (Niinomi, 1998).	43
Çizelge 2.17 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımların mekanik özellikleri (Niinomi, 1998).	44
Çizelge 2.18 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımların sertlik değerleri (Liu vd., 2004).	45
Çizelge 2.19 Şekil hafızalı alaşımların mekanik özellikleri (Black ve Hastings, 1998).	46
Çizelge 2.20 Saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımının çözeltilerdeki potansiyel değerleri(Black ve Hastings, 1998).	50
Çizelge 2.21 Ti-6Al-4V alaşımının kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) (ISO5832-3).	51
Çizelge 2.22 Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özellikleri [36].	52
Çizelge 3.1 Kırık olgusunun etkenleri (Çetingül, 1997).	58
Çizelge 4.1 Klinik uygulamalarda kullanılmış Ti-6Al-4V' un kimyasal bileşimi (ISO 5832-3).	71
Çizelge 4.2 Kontrol plakların özellikleri.	72
Çizelge 4.3 Vücut içerisinden çıkarılmış plakların özellikleri.	73
Çizelge 4.4 V6 mini plağına ait "a" ve "b" değerleri.	86
Çizelge 4.5 K1 plağının EDX analizi.	98
Çizelge 4.6 V1 plağının EDX analizi.	99
Çizelge 4.7 V2 plağının EDX analizi.	100
Çizelge 4.8 V3 plağının siyah ve beyaz renkli bölgelerinin EDX analizleri.	101
Çizelge 4.9 Malzemelerin sertlik değerleri.	107
Çizelge 4.10 Malzemelerin sertlik ve çekme dayancı değerleri.	108
Çizelge 4.11 Malzemelerin sertlik ve yorulma değerleri.	109
Çizelge 4.12 Malzemelerin eğme dayanımı değerleri.	109
Çizelge 4.13 Malzemelerin sertlik, çekme, yorulma ve eğme değerleri.	110
Çizelge 4.14 İmplantları çıkarılmış hastaların serum analizleri.	111

ÖNSÖZ

Tez çalışmalarına yön veren, benden bilgisini, yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen tez danışmanım Y.Doç.Dr. A. Binnaz Hazar'a teşekkürlerimi sunarım.

Derin bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Biyomühendislik Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Mehmet Mustafaev Akdeste'ye saygı ve şükranlarımı sunarım.

Deneysel çalışmalarımda yakın desteğini gördüğüm Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim üyesi Doç. Dr. Cem Şener'e ve deneysel çalışmalarına yardımcı olan Uzm. Polat Topuz, Arş. Gör. Zekeriya Cömert, Met. Müh. Tuğçe Taşeli, Met. Müh Gökşen Atalay, Tek. Şevki Şahin ve Öğr. Asis. Yeliz Koca'ya teşekkür ederim.

Ayrıca öğrenim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen annem Fahriye Gülay'a ve babam Ahmet Gülay'a içtenlikle teşekkür ederim.



ÖZET

Biyomedikal uygulamalarda biyomalzemelerin kullanılması, insan vücudundaki canlı dokuların görevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla. Doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut sıvıları ile temas ederler. Bu özel malzemeler, dokuyla direk temas halinde olduğundan malzemenin biyouyumluluğu büyük önem taşımaktadır. Bir implant, bir çok özelliğin bir araya getirilmesi sonucu oluşturulur. Mekanik özellikleri, fiziksel ve kimyasal özellikleri dokunun yapısına uyum sağlayabilmelidir.

Bu çalışmada; Çene ve Yüz Cerrahisinde kullanılan mini ve mikro plakların özellikleri incelenmiştir. Çalışmada, kullanılmamış (yeni) plaklar ile vücut içerisinden çıkarılmış plaklar (3 ay klinik kullanım süresi sonrasında) makro yapı, mikro yapı, mekanik ve korozyon özellikleri bakımından kıyaslanmıştır. Kullanılan plaklar; biyouyumluluğu, mükemmel korozyon direnci, mekanik özellikleri ve hafifliğinden dolayı sıklıkla tercih edilen, ($\alpha + \beta$) alaşım tipine sahip Ti-6Al-4V alaşımından üretilmiştir. Numunelere; görüntü analizi, metalografik işlemler (kesme, kalıplama, zımparalama, parlatma, dağlama), taramalı elektron mikroskopu (SEM) incelenmesi, stereomikroskop çalışması, sertlik testi, EDX analizi ve eğme testi uygulanarak her iki grup arasında kıyaslama yapılmıştır.

Anahtar kelimeler: Ti-6Al-4V, mini plak, mikro plak, mikroyapı, mekanik özellikler, biyouyumluluk.

ABSTRACT

The usage of biomaterials in biomedical field is to be a function of living tissues or to support them in human body. Biomaterials can be natural or synthetic which are in touch with body fluids continuously or periodically. Because of the direct touch of these special materials with the tissues, their biocompatibility gets more important. An implant can be formed by the result of many properties. Mechanical, physical and chemical properties must be well adjusted to the tissue structure.

In this work, mini and microplates which are used in maxillofacial surgery are researched by their properties. Used plates (3 months after the clinical use) and non-used (new) plates are compared with their micro structure, macro structure, mechanical and corrosion properties. These plates are produced from Ti-6Al-4V alloy which has ($\alpha + \beta$) alloy type and rather frequently prefer because of their corrosion resistance, biocompatibility, mechanical properties and their lightness. Both two groups are classified by the operations: Image analyzing, metallographic processes (cutting, moulding, grinding, polishing, etching), scanning electron microscope, stereomicroscope, hardness test, EDX analysis, flexural test.

Keywords: Ti-6Al-4V, mini plate, micro plate, microstructure, mechanical properties, biocompatibility.

1. BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN MALZEMELER

1.1 Giriş

Son 90 yıllık süreç içerisinde yapay malzeme ve cihazlar, insan vücudundaki canlı sistemlerle değiştirilebilecek kadar başarılı bir noktaya ulaşmıştır [1]. Önceki yıllarda bilimsel kriterlere dayanarak biyomalzemelerin gelişimi hedeflenmemiştir. Bunun yerine deneme-yanılma yöntemi kullanılmaktaydı. Savunma sanayi, uzay sanayi, tekstil ve tıp alanlarında yapılan çalışmalar bugünkü malzeme teknolojisinin temellerini atmıştır. Tıp alanında malzemeler, insanlar ve hayvanlar üzerinde denenmeye başlandıktan sonra karmaşık ve beklenmedik sonuçlar ortaya çıkmaktaydı. Tahta, kauçuk gibi doğal malzemelerin ve altın, cam gibi yapay malzemelerin biyomalzeme olarak kullanımı deneme-yanılma yoluyla yapılmaktaydı. Vücut, bu malzemelere farklı yanıtlar vermektedir. Bazı malzemeler vücut tarafından kabul edilirken, aynı malzemeler, koşullar değiştirildiğinde reddedilebilmektedir. Günümüzde biyomalzemelerle ilgili çalışmalar, milyarlarca dolarla ifade edilen bir pazarın temelini oluşturmaktadır (Dee vd., 2002). Dünya genelinde biyomalzeme pazarının değerinin yaklaşık olarak 24 milyar dolar olduğu düşünülüyor. Dental ve ortopedik uygulamalar, bu pazarın yaklaşık olarak % 55'ini kapsamaktadır. 2000 yılında ortopedik ürünlere (1999 yılından %12'lik bir oranla daha fazla) 13 milyar dolar harcanmıştır [4]. Biyomalzeme alanında yapılan çalışmalar, tıp alanındaki başlıca etkili gelişimi, hasta sağlığının korunmasını ve daha kaliteli bir yaşam standartlarının sağlanmasına olanak tanımıştır (Dee vd., 2002).

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut sıvıları ile temas ederler (Gümüşderelioğlu, 2002). Bu özel malzemeler, vücut tarafından reddedilme olasılığıyla birlikte dokuyla direk temas halinde oluşan reaksiyonlara rağmen fonksiyonlarını sürdürebilmektedirler [1]. Biyomedikal ürünlerde kullanılacak malzemelerin, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilmeleri ve yan etki oluşturmamaları için yoğun çaba harcanmaktadır. Gün geçtikçe önemi ve uygulama alanları artan biyoyouyumlu, güvenilir ve etkin biyomalzemeler, insan vücudunun çok değişken koşullara sahip olan ortamında kullanılırlar (Pasinli, 2004). Örneğin; vücut sıvılarının pH değeri farklı dokulara göre 1 ila 9 arasında değişebilmektedir (Gümüşderelioğlu, 2002). Günlük aktivitelerimiz sırasında kemiklerimiz yaklaşık 4 MPa, tendonlar ise 40-80 MPa değerinde gerilime maruz kalırlar. Bir kalça eklemiindeki ortalama yük, vücut ağırlığının 3 katına kadar çıkabilir, sıçrama gibi

faaliyetler esnasında ise bu değer vücut ağırlığının 10 katına kadar ulaşabilir. Vücudumuzdaki bu gerilimler ayakta durma, oturma ve koşma gibi durumlar esnasında sürekli tekrarlanır. Biyomalzemelerin tüm bu koşullara karşı dayanıklı olması gerekmektedir (Katti, 2004).

Ulusal bilim ve sağlık fikir birliğini geliştirme konferansında biyomalzemeler; **“sentetik veya doğal herhangi bir madde veya maddelerin kombinasyonu; doku ve organların yerine geçebilecek ve vücut fonksiyonlarının bir parçası olarak davranabilecek malzemeler”** olarak tanımlanmışlardır. Yapılmış olan tanımların ışığı altında biyomalzemeleri diğer malzeme gruplarından ayıran keskin özellik ise biyouyumlulukları olmaktadır (Dee vd., 2002).

1.2 Biyomalzemelerin Tarihçesi

Bilimsel anlamda yeni bir alan olmasına karşın, uygulama açısından biyomalzeme kullanımı tarihin çok eski zamanlarına kadar dayanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz ve dişler bunun bir kanıtıdır. Fakat esas biyomalzeme kullanımındaki ilerleme 19. yüzyıl ortasından itibaren başlamıştır. Başarı ile uygulanmış en eski implantlar; 1900’lerin başında üretilmiş protezlerdir. Bu protezler, kemik kırıklarını dengelemede ve iyileşmesini hızlandırma da çok etkili olmuşlardır [2]. İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal, “Vanadyum Çeliği” olup, 1938 yılında üretilmiş ve kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır (Pasinli, 2004). 1933 yılında polietilen, 1937 yılında polimetil metakrilat, 1970’lerde ilk sentetik, bozunur yapıdaki ameliyat ipliği poliglikolikasitten üretilmiştir. İlk metal protez vitallyum (kobalt-krom-molibden alaşımı) alaşımından 1938’de üretilmiştir [3]. Cerrahi teknikler ve malzeme bilimindeki gelişmeler, 1950’li yıllarda kan damarları nakline, 1960’larda da yapay kalp kapakçıkları ve kalça eklemleri üretimine yol açmıştır [4]. Bu ilk çalışmalar, erken fonksiyon kaybı ve zayıf biyouyumluluk gibi problemlerin saptanmasına yol açmıştır [2].

1972’de alumina ve zirkonya olarak adlandırılmış iki seramik yapı herhangi bir biyolojik uyumsuzluk olmaksızın kullanılmaya başlanmıştır. Fakat inert yapıdaki bu seramikler dokuya kuvvetli bağlanamadıklarından dolayı uygulamada sorun oluşturmuşlardır. Hench tarafından geliştirilen biyoaktif seramiklerle (biyocam) bu sorun çözülmüştür. Son otuz yılda 40’ı aşkın metal, seramik ve polimer, vücudun 40’dan fazla değişik parçasının onarımı ve yenilenmesi için kullanılmıştır. Biyomalzemeler; sadece implant olarak değil, ekstrakorporeal cihazlarda (vücut dışına yerleştirilen ama vücutla etkileşim halindeki cihazlar), çeşitli eczacılık ürünlerinde ve teşhis kitlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Gümüşderelioğlu,

2002).

Tasarım, malzeme seçimi ve biyouyumluluk biyomalzemelerin tarihi gelişiminde önemli şekilde belirleyici rol oynamışlardır. Yapılan bir araştırmaya göre; Amerika da 1988 yılında 674.000 yetişkin insana 811.000 adet implant parça yerleştirilmiştir. 1994 yılında ise dünya genelinde 170.000 kişiye kalp kapakçığı takılmıştır [2].

1.3 Biyomalzemelerin Çeşitleri

Canlı bir ortama yerleştirilecek yabancı malzemenin tamamen vücut tarafından kabul edilmesi mümkün değildir, ancak vücut kendi ürettiği yapıları tamamıyla kabul edebilir. Yabancı olarak algılanan malzemeler ise vücut tarafından reddedilirler [4]. Canlı ve cansız malzemeler arasında çok büyük farklılıklar vardır. Biyomalzeme ve biyouyumluluk terimleri malzemelerin biyolojik performanslarını belirlemek için kullanılırlar. Biyouyumlulukları yüksek malzemeler metaller, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olarak gruplandırılmaktadır.

Çizelge 1.1 İmplantlarda kullanılan malzeme türleri (Gümüşderelioğlu, 2002).

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
Eklemler	Titanyum, Ti-Al-V Alaşımları
Kemik dolgu maddesi	Polimetil metakrilat (PMMA)
Diş implantları	Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Yapay tendon ve bağlar	Teflon, poli etilen teraftalat
Kan damarı protezleri	Teflon, poliüretan
Kalp kapakçıkları	Paslanmaz çelik, karbon
Yapay kalp	Poliüretan
İç kulak kanalında	Platin elektrotlar
Kontakt lensler	Silikon-akrilat, hidrojel

1.3.1 Metalik Biyomalzemeler

Yaşlı insan nüfusunun hızla artmasıyla birlikte, yapay doku ve organ naklinde kullanılan biyomalzemelerde de hızlı bir artış gözlenmektedir. Bu artış, genellikle hasar görmüş sert dokular yani kalça protezi veya dental protezler olarak gözlenmektedir. Geçmişten günümüze kadar sert dokularda kullanılmak için en uygun görülen biyomalzemeler, metalik biyomalzemelerdir. Genel olarak kullanım alanları; ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer yandan yüz ve çene cerrahisinde diş implantı, kalp damar cerrahisinde kalp parçaları, kalp kapakçıkları olarak kullanılmaktadırlar (Niinomi, 2003). Bu malzemelerin implant olarak kullanılabilmesi biyoyumluluklarına ve uzun zaman insan vücudunda (yaklaşık olarak 20 yıl) korozyona ve kırılmaya uğramadan kalmalarına bağlıdır (Conforto vd., 2004). Metalik biyomalzemelerin tercih edilmelerinin ana sebepleri; biyoyumlulukları, kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikleri ve uygun fiyatları olarak gösterilebilir (Dee vd., 2002). Dezavantajları olarak ise dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik reaksiyona sebep olabilecek metal iyonu salınımı örnek olarak verilebilir (Pasinli, 2004).

Metallerin biyolojik ortama olan uygunlukları vücut içerisinde korozyona uğramalarıyla ilgilidir. Elektrokimyasal korozyon reaksiyonları esnasında, metalik biyomalzemeler iyon salınımı oluşturabilirler ve bunun sonucunda malzemenin biyoyumluluğunu etkilerler. Sonuç olarak, kimyasal reaksiyonlar oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunmalarına yol açarlar. Örneğin; korozyonun çeşidi ve korozyon ürünlerinin konsantrasyonu, implant etrafındaki hücrelerin fonksiyonlarını değiştirebilir, hücrelere zarar verebilir. Oluşan ürünler, vücudun diğer kısımlarındaki hücrelere kadar taşınarak, onlarında fonksiyonlarını değiştirebilirler. İnsan vücudu, metalik biyomalzemeler için koroziv bir ortam özelliği taşıdığından, canlı ortamlarda kullanılacak metal protezlerin serum, tükürük veya farklı vücut sıvılarına benzer çözeltiler içerisinde test edilmeleri gerekmektedir.

Biyomalzemelerin mekanik özellikleri, ortopedik ve dental implantların tasarımı aşamasında büyük önem taşımaktadır. Yüksek gerilme ve yorulma dayanımları sayesinde, seramik ve polimerlerle karşılaştırıldıklarında, mekanik yüklemeye maruz kalacak bölgeler için en uygun seçim oldukları tespit edilmiştir. Bununla birlikte implantların sadece mekanik özellikleri değil üretim yöntemleri de önem kazanmaktadır. Örneğin; soğuk haddeleme yöntemi ile üretilen bir metal daha sert ve güçlü olur. Fakat metal sertleştikçe ve güçlendikçe daha az sünek bir yapı formu ortaya çıkar. Bu durum, metali daha reaktif yapar. Bu nedenden dolayı dokularla etkileşimi esnasında istenmeyen sonuçlar ortaya çıkabilir (Dee vd., 2002).

Çizelge 1.2 Bazı metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri ve gerilme dayanımları (Dee vd., 2002).

METALİK BİYOMALZEMELER	ELASTİSİTE MODÜLÜ (GPa)	GERİLME DAYANIMI (MPa)
Paslanmaz Çelik	190	586-1.351
Kobalt-Krom Alaşımları	210-253	655-1.896
Titanyum	110	760
Ti-6Al-4V	116	965-1.103
Kemik	15-30	70-150

Titanyum ve Ti-6Al-4V'un elastisite modülü değerleri, paslanmaz çelik veya kobalt-krom alaşımlarıyla karşılaştırıldığında hemen hemen yarısı kadar oldukları görülür. Titanyum alaşımları için bu özellik bir avantajdır ve bir diğer önemli özellikleri ise düşük yoğunluk değerlerine sahip olmalarıdır (Dee vd., 2002).

Çizelge 1.3 Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri [5].

METALİK BİYOMALZEMELER	YOĞUNLUK (g/cm ³)
Ti ve Alaşımları	4.51
316 Paslanmaz Çelik	7.90
Kobalt-Krom Alaşımları	8.50
Kemik	5.0

1.3.1.1 Çelikler

Karbon çeliği ve alaşım çeliği olmak üzere iki grup olarak incelenebilirler. Karbon çeliği; demir, karbon, eser miktarda fosfor, silisyum ve mangandan oluşan çeliklerdir. Karbon çeliklerinin özelliklerini iyileştirmek için yapılarına alaşım elementleri eklenerek alaşımli çelikler geliştirilmiştir. %1'den daha düşük karbon içeriğine sahip olacak şekilde ve diğer elementleri de (metaller ve ametalleri) içerecek şekilde hazırlanırlar.

Alaşımli çelikler için kullanılan başlıca alaşım elementleri mangan, nikel, krom, molibden ve volframdır. Kullanılan diğer elementler ise vanadyum, kobalt, bor, bakır, alüminyum, kurşun, titanyum ve niobyumdur (Smith, 1996). Bu tür çelikler “paslanmaz çelikler” olarak adlandırılırlar. Paslanmaz çelikler, korozyona karşı mükemmel dirençleri için tercih edilirler ve en az %12 krom içerirler. Krom, oksijenle etkileştiğinde ince koruyucu krom oksit (Cr_2O_3) katmanı oluşturur. Alüminyum ise aşınmaya karşı direnci artırır (Askeland, 1998). Biyomalzeme olarak kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. “L”, karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için eklenmiştir. %60-65'i demir olup, %17-19 krom ve %12-14 nikel metallere oluşur. Yapısında az miktarda azot, mangan, kükürt, fosfor ve molibden bulunur (Gümüşderelioğlu, 2002).

1.3.1.2 Altın

Altın ve altın alaşımları korozyon direnci, kararlılık ve uzun ömürlü olmalarından dolayı dental uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Altın, hava koşullarından ve tek başına hiçbir asitten etkilenmeyen tek metaldir. Altının sertliğini arttırmak için bakır karıştırılır. Altın ve alaşımları saf altına göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptirler. Bu alaşımların %75 veya daha fazlası altın, geri kalan kısmı ise soy metallerden oluşur. Dişçilikte kullanılan altın-bakır-gümüş alaşımlarından yavaş yavaş vazgeçilmekte ve onun yerine daha ekonomik olduğu için altın oranı %15'in altında olan altın-gümüş-bakır-platin-paladyum-iridyum alaşımları kullanılmaktadır [6].

1.3.1.3 Titanyum Ve Titanyum İçeren Alaşımlar

Titanyum, fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren bir metaldir. Ancak elde edilmesi ve işlenmesi zor olduğundan metal olarak kullanılması çok özel alanlarla sınırlandırılmıştır [7]. Bu alaşımlar hafiflik, sağlamlık, ısıya dayanıklılıkları, korozyona dayanımları, biyouyumlulukları ve düşük yoğunluklarından dolayı tercih edilirler [8]. Bu konu ile ilgili geniş kapsamlı bilgiler Bölüm 2'de verilmektedir.

1.3.1.4 Nikel-Titanyum Alaşımları

Nikel-Titanyum alaşımları, şekil hafızalı alaşımlar (Shape Memory Alloys) olarak adlandırılmaktadırlar. Uygun bir ısı işlemi ile gerçek şekline veya boyutuna geri dönebilme yeteneğine sahip alaşımlardır. Bu alaşımlar ısı değişimlerine duyarlı fonksiyonel malzemelerdir. Isıtma halinde şekil değiştirirken, soğutma halinde tekrar eski şekillerine dönebilme yeteneklerine sahiptirler. Nitinol olarak da adlandırılan bu alaşımların korozyon dirençleri doğal bir biçimde oluşan ince pasif bir oksit tabakası ile sağlanmaktadır. Bu oksit tabakası yüksek dayanıma sahip olduğundan korozif ortamlarda kullanılabilir. 1980 yılında Speak, Hank's solüsyonunda Ni-Ti içeren titanyum malzemelerin Co-Cr-Mo alaşımlarından ve 316 paslanmaz çeliğinden daha iyi korozyon direncine sahip olduklarını kanıtlamıştır.

Bu alaşımlar medikal alanda yeni olarak kullanılmaya başlanan malzemelerdir. Ve mükemmel biyoyumluluğa sahiptirler. Uygulama alanları; kafatası içerisindeki damar bağlantıları, ortopedik uygulamalar, yumuşak dokular, yapay kalp için kaslar, damarlar içindeki kan pıhtılarını yakalayan filtreler, dişlerde ortodontik düzeltme imkanı sağlayan kavisli tellerde kullanılırlar (Brohzo, 2000).

1.3.1.5 Kobalt İçeren Alaşımlar

Kobalt alaşımlarının ergime noktalarının ve dayanımlarının yüksek olması, bu alaşımları korozyona karşı dayanıklı hale getirmektedir. Kobalt-krom-molibden alaşımı, dental ve cerrahi uygulamalarda kullanılır. Bu alaşımların bir diğer adı ise “**Vitalyum (Vitallium)**” dur ve %65 oranında kobalt, geri kalanı kromdan oluşur [9]. Bir diğer alaşım ise kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı olup diz ve kalça protezlerinde kullanılmaktadırlar (Gümüşderelioğlu, 2002).

1.3.2 Biyoseramikler

Seramikler, genellikle metal ve metal olmayan elementlerin bileşiklerinden oluşan inorganik malzemelerdir. İnsan vücudunda kullanılmak üzere tasarlanan seramikler “**biyoseramikler**” olarak adlandırılır. Seramikleri metallerden ayıran en önemli özellikleri ise yüksek erime noktaları ve kırılgenlikleridir (Enderle vd., 2000). Geleneksel seramiklerin bir çoğu uygulamalarda biyoseramik olarak kullanılmıştır. 1960’lardan beri ise yüksek sertlikleri, düşük sürtünme katsayıları ve mükemmel korozyon dirençleri nedeni ile alümina ve zirkonya ortopedik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Yük altında çalışan seramikler zamanla çatlaklar oluştururlar ve işlenme zorlukları gösterirler [10]. Bu malzemelerin yük altında

çalışırken çatlak oluşturarak, kırılma eğilimi göstermelerinin sebebi; gerilme dayanımının düşük değerde olması ve çatlak etrafında oluşan gerilim konsantrasyonudur (Silver ve Christiansen, 1999). Biyoseramiklerin medikal sektöründeki kullanım alanları; dişçilikte dolgu maddesi, teşhis cihazları, gözlük camları, doku kültür kapları, termometreler, endoskopik fiber optiklerdir (Gümüşderelioğlu, 2002).

Biyoseramikler, canlı dokularla etkileşime girme şekillerine göre üç ana grupta sınıflandırılmaktadır; biyoaktif, biyoinert ve rezorbe olan (bioerodable) seramikler. Biyoaktif seramikler, canlı doku ile implant arasında kimyasal bağ oluşumuna izin veren seramiklerdir. Örnek olarak kalsiyum fosfat seramikleri verilebilir. Biyoinert seramikler ise implantasyon işleminden sonra vücut içerisinde yapısını koruyarak, herhangi bir immünolojik reaksiyona neden olmayan seramiklerdir. Örnek olarak oksit seramikleri verilebilir (Barbucci, 2002). Rezorbe olan (emilebilen) seramikler, zamanla bozunacak şekilde tasarlanan ve yerlerini dokuya bırakan malzemelerdir (Dee vd., 2002).

Çizelge 1.4 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan seramik tipleri (Dee vd., 2002).

SERAMİK TİPLERİ	KİMYASAL BİLEŞİM	İN VİVO DAVRANIŞ
Alümina	Al_2O_3	Biyoinert
Zirkonya	ZrO_2	
Biyoaktif cam	$Na_2O \cdot CaO \cdot P_2O_5 \cdot SiO_2$	Biyoaktif
Hidroksiapatit (yüksek sıc. sinterlenmiş)	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	
Hidroksiapatit (düşük sıc. sinterlenmiş)	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	Rezorbe
Trikalsiyum fosfat	$Ca_3(PO_4)_2$	

Yapısal olarak biyoseramikler üç grupta incelenebilir:

1.3.2.1 Oksit Seramikleri

İnert yapıda olan seramiklerdir. Oksijen iyonlarının oluşturduğu düzlemde metal iyonlarının dağılmasıyla oluşan polikristalin seramiklerdir (Gümüşderelioğlu, 2002). Genel fonksiyonları yüksek mekanik yüklemelere karşı direnç göstermeleridir. Alümina ve zirkonya olmak üzere iki önemli türü bulunur.

Alümina

Kimyasal formülü Al_2O_3 olan alümina, biyomedikal ürünlerin üretiminde kullanılmaktadır. Tercih edilmesinin sebepleri; yüksek saflığa sahip olması, korozyon direncinin yüksek olması, iyi biyouyumluluk göstermesi ve düşük yoğunluğa sahip olmasıdır. Biyomedikal uygulamalarda genellikle α -alümina kullanılmaktadır. Faz transferi sonucunda çok iyi tane yapısına sahip olurlar ve kirlilik, nem gibi etkenler ortadan kaldırılır (Barbucci, 2002). İşlem $1600-1700\text{ }^{\circ}C$ 'de presleme ve sinterleme ile yapılır. Presleme sırasında difüzyonla parçacıklar birbirine kaynar, sürekli, boşluksuz bir kristal yapıya dönüşürler. Alüminanın ergime sıcaklığı ise $2050\text{ }^{\circ}C$ 'dir (Onaran, 1999). Kalça protezlerinde ve diş implantlarında yaygın olarak kullanılmaktadırlar [10].

Zirkonya

Kimyasal formülü ZrO_2 olan zirkonya, kırılma tokluğu yüksek, aşınmaya ve yüksek sıcaklığa dayanıklı bir yapıdır. Ergime sıcaklığı $2500\text{ }^{\circ}C$ 'dir. Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunan bu yapı, $1000-1200\text{ }^{\circ}C$ arası tetragonal yapıya, $2000-2400\text{ }^{\circ}C$ arasında ise kübik yapıya dönüşmektedir. Mekanik özelliklerini arttırmak için yapının tetragonal veya kübik yapıya dönüştürülmesi gerekmektedir. Bununla birlikte kübik yapıyı oda sıcaklığında kararlı hale getirmek için yapıya CaO , MgO , Y_2O_3 gibi stabilizatörler eklenebilmektedir. Örneğin; %9 MgO ilavesini takiben, özel bir ısı işlem uygulandığında, yüksek kırılma tokluğu veren seramik yapılar elde edilmektedir. Endüstriyel uygulamalarda kullanılan zirkonya bazlı bazı seramiklerde radyoaktif elementlere (uranyum, toryum) rastlanmıştır, fakat medikal alanda kullanılan zirkonyada radyoaktif elementler bulunmamaktadır (Barbucci, 2002).

Uygulamada uyluk kemiği protezlerinde kullanılmaktadır. Alümina kadar sert bir yapıya sahip olmasa da mükemmel aşınma direncine sahip olduğundan bazı ortopedik uygulamalarda da kullanılmaktadırlar [10].

1.3.2.2 Kalsiyum Fosfat Seramikleri

Biyoaktif yapıda olan seramiklerdir. Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), trikalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), örnek olarak verilebilir. Hidroksiapatit'in kimyasal kompozisyonu kemiğe yakın olduğu için kemik içerisine tamir amaçlı veya kemiğin büyümesine yardım amaçlı olarak yerleştirilirler. Kalsiyum fosfat seramikleri 1000-1500 °C'de sinterlenir ve bütün kalsiyum fosfat seramikleri değişen hızlarda rezorbe olurlar (Barbucci, 2002). Kullanım alanları ise yüz kemikleri, kulak kemikleri, kalça ve diz protezleri ile dental uygulamalardır [11] (Katti, 2004).

1.3.2.3 Cam ve Cam Seramikler

Silika temelli seramiklerdir. Lityum/Alüminyum veya Magnezyum/Alüminyum kristalleri içeren camlardır. Biyocamda ise silika gruplarının bazıları kalsiyum, fosfor veya sodyum ile yer değiştirmiştir. Böylece doku ve implant arasında kimyasal bağlanma gerçekleşir (Gümüşderelioğlu, 2002). Yükleme koşullarının bulunmadığı uygulamalarda kullanılırlar. Örnek olarak, orta kulak implantları verilebilir. Biyoaktif camlar 1971 yılında Hench ve arkadaşları tarafından geliştirilmişlerdir. Bu uygulamada kimyasal olarak kemiğe bağlanma özelliğine sahip bir biyocam olan “45S5- Bioglass®” kullanılmıştır. Kimyasal bileşimi; %45 SiO_2 , %24,5 CaO , %24,5 NaO_2 , ve %6 P_2O_5 'dir. Bu yapı, hidroksiapatit'e göre kemik oluşumunda daha etkin olmasına rağmen, zayıf mekanik özelliklerinden dolayı ağırlık taşıyan bölgelerde kullanılmaz [10]. Sonuç olarak seramik implantların en önemli özellikleri, doku için toksik etki oluşturmamalarıdır (Barbucci, 2002).

1.3.3 Polimerik Biyomalzemeler

Polimerler; medikal olarak geniş bir aralıkta kullanılırlar, çünkü fiziksel özellikleri yumuşak dokulara benzerlik göstermektedir. Polimerler, organik yapıli malzemelerdir ve küçük, tekrarlanabilir birimlerin oluşturduğu uzun zincirli moleküllerdir. Tekrarlanan birimler “**mer**” olarak, senteze başlarken kullanılan küçük molekül ağırlıklı birimler ise “**monomer**” olarak adlandırılır. Polimerlerde moleküler yapı, polimerizasyon derecesi, dallanma ve çapraz bağ oluşumu üretim koşullarına bağlı olarak değişebilir. Atomlar, çapraz bağlı kovalent bağlarla bağlanmışlardır. Çapraz bağlı olmalarından dolayı makromoleküller birbirleriyle hidrojen ve van der Waals bağları yapar. Bu sebepten dolayı ısı ve elektrik iletkenliği açısından iyi özellik göstermezler. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde ise, zincirlerin yapısı ve molekül ağırlığı önem kazanmaktadır. Mekanik kuvvetler uygulandığında plastik deformasyon oluşur ve makromoleküler zincirlerin kaymasına neden olur. Metaller ve seramiklerle

kıyaslandığında çok daha düşük dayanıma sahiptirler. Biyomedikal uygulamalarda, yük taşıyan bölgelerde kullanılmaz. Fakat bunun bir istisnası, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen olup kalça ve diz implantlarında kullanılır (Dee vd., 2002).

Çizelge 1.5 Bazı polimerlerin mekanik özellikleri (Dee vd., 2002).

POLİMER TÜRLERİ	Gerilme Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)
Polimetil metakrilat (PMMA)	30	2.2
Naylon 66	76	2.8
Polipropilen	28-36	1.1-1.55
Politetrafloretilen (PTFE)	17-28	0.5
Ultrayüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)	≥35	4-12

Polimerler içerdikleri zincir türüne göre “organik polimerler” ve “inorganik polimerler” olarak adlandırılırlar. Organik polimerler hidrokarbon zincirinden yani hidrojen ve karbon atomlarından meydana gelen polimerlerdir. İnorganik polimerler ise hidrojen, karbon atomlarından başka silisyum (Si), azot (N) veya fosfor (P) atomlarından oluşan polimer zincirlerine sahiptirler (Dee vd., 2002).

1.3.3.1 Polimerik Biyomalzemelerin Çeşitleri ve Kullanım Alanları

Polietilen

Arı halde iken saydam bir yapıdadır. Simetrik moleküler yapı nedeniyle büyük ölçüde kristalleşebilir. Tıbbi uygulamalarda yüksek yoğunluklu polietilen kullanılır (Onaran, 1999). Tüp formundaki uygulamalarda ve kateterlerde, çok yüksek molekül ağırlıklı olanı ise kalça ve diz protezlerinde kullanılır (Dee vd., 2002). Malzemenin sertliği iyidir ve ucuzdur (Barbucci, 2002).

Polipropilen

Mukavemeti ve yumuşama sıcaklığı oldukça yüksektir. Kimyasal yönden inert bir yapıdadır ve su emmesi çok azdır (Onaran, 1999). Çekme dayanımı iyidir. Polietilenden daha sert bir malzemedir ve polietilenin kullanıldığı uygulamalarda kullanılır (Gümüşderelioğlu, 2002). Ortopedik implantlarda kullanılırlar (Barbucci, 2002).

Politetrafloretlen (PTFE)

Teflon olarakta adlandırılır. Mukavemeti ve aşınmaya karşı direnci yüksek, sürtünme katsayısı çok düşüktür. $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$ ile $+260\text{ }^{\circ}\text{C}$ arasında kullanılmaya elverişlidirler. Kimyasal ve ısısal etkilere karşı çok dayanıklıdırlar (Onaran, 1999). Polietilen'deki hidrojenlerin flor atomlarıyla yer 'değiştirmesi sonucu sentezlenirler. Çok hidrofobik (su sevmeyen) ve mükemmel kayganlığa sahiptirler. Damar protezlerinde kullanılırlar (Gümüşderelioğlu, 2002) ve kardiyovasküler implant olarak kullanılırlar (Dee vd., 2002).

Polimetilmetakrilat (PMMA)

Sert, kararlı ve dış etkilere karşı dayanıklıdır(m). Hidrofobik, doğrusal yapıda bir zincir polimeridir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur (Gümüşderelioğlu, 2002). Ortopedik implantlarda, dişçilikte ve göz içi lenslerde, diz ve kalça protezlerinde de kullanılırlar [12] (Dee vd., 2002).

Polivinilklorür (PVC)

Mukavemeti yüksek, kimyasal etkilere ve aşınmaya karşı dirençlidir (Onaran, 1999). Tıp alanında kan nakli ve diyaliz uygulamalarında kullanılırlar (Barbucci, 2002).

Polidimetilsiloksan (PDMS)

Karbon ana zinciri yerine silisyum oksijen ana zincirine sahiptir. Drenaj borularında, kateterlerde, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği sebebiyle solunum cihazlarında kullanılırlar. Mükemmel esneklik ve kararlılığından dolayı parmak eklemleri, kan damarları, kalp kapakçıkları, göğüs implantları, diş, kulak, çene ve burun implantlarında kullanılırlar (Gümüşderelioğlu, 2002).

Naylon

Mukavemeti ve tokluğu yüksek olup aşınmaya karşı dayanıklıdır. Naylonlar kopolimer olup içerdikleri karbon atomu sayısına göre sınıflandırılırlar. Örneğin; uygulamalarda en çok kullanılan ve en ucuz olan naylon 66'da her iki mer biriminde altışar karbon atomu bulunmaktadır. Naylonlar ameliyat iplikleri olarak kullanılmaktadırlar (Onaran, 1999).

Poliüretan

Kalp ve damar uygulamalarında kullanılırlar.

Sonuç olarak biyopolimerler; tıbbi uygulamalar için çok değişik yapılarda ve şekillerde (lif, film, jel, nanopartikül) hazırlanabilmeleri sebebiyle geniş bir uygulama alanına sahiptirler (Barbucci, 2002).

1.3.4 Biyokompozitler

Kimyasal birleşimleri farklı, birbiri içinde çözünmeyen, iki veya daha çok mikro veya makro bileşenin karışımı veya birleşimi sonucu oluşan malzemelerdir. Dolayısıyla kompozit malzeme, kendini oluşturan her bir ögenin özelliğinden daha üstün bir özelliğe sahip olmaktadır.

Kompozit malzeme matris olarak adlandırılan malzeme içerisine güçlendiriciler katılarak hazırlanırlar. Matris polimerlerden, güçlendiriciler ise cam, karbon ve polimer liflerden oluşabilmektedir. Cam lifler kullanılarak güçlendirilen karma malzemeler; ısıya, soğuğa, neme iyi dayanım gösterir; kolay üretim ve şekillendirme özelliklerine sahip olurlar. Karbon lifler kullanılarak güçlendirilen kompozit malzemeler ise; hafiflik, yüksek dayanım ve yüksek esneklik modülü gibi özellikleri bir arada bulundurulur (Smith, 1996). Bir çok biyolojik malzeme de kompozittir. Bunun en iyi örneği ise kemiktir. Hidroksiapatit ve kollajen yapılarından meydana gelmiştir. Hidroksiapatit kırılman ve güçlü bir yapıya, kollajen ise daha düşük modüle sahiptir. Kompozit kemik ise çok daha güçlü ve esnek bir yapıya sahiptir (Enderle vd., 2000).

Kompozitlerin mekanik özelliklerini yükleme yönü ve liflerin hacimsel oranı belirler. Düşük hacimsel oranlarda elastisite modülü liflerin elastisite modülünden daha düşük değerdedir. Fakat belli bir kritik değer aşıldığında kompozitin modülü, fiberin modülüne yaklaşır. Bu sayede elastiklik modülü belirlenebilir. Ortopedi ve diş hekimliği alanlarında, yumuşak doku implantlarında kullanılırlar (Silver ve Christiansen, 1999).

1.3.4.1 Polimer Kompozitler

Güçlendirici olarak cam, karbon ve kevlar lifleri kullanılır. Matris malzeme olarak ise poliyester ve epoksi kullanılır. Lifler yönlenmiş veya rastgele dağılmış olabilirler. Liflerin miktarı arttıkça kompozitin mukavemeti de artmaktadır. Polimer kompozitler yüksek özgül mukavemete ve elastisite modülüne sahiptirler. Yüksek korozyon direncinin olması ve alerjik reaksiyonlar oluşturmamaları diğer avantajlarıdır (Onaran, 1999). Polimer kompozitler, manyetik özellik taşımadıklarından dolayı manyetik rezonans ve tomografi gibi modern sistemlere uyumludurlar [2].

1.4 Biyouyumluluk

Biyoyumluluk terimi yorumlanmak için basit gibi görünse de canlı sistemlerle bir ahenk içerisinde olduğu için, anlam olarak daha çok geliştirilmeye ihtiyaç duymaktadır. Genel olarak uygulama esnasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak açıklanmaktadır. Biyouyumlu bir malzeme, dokuların değişimine engel olmayan, zehirli olmayan, alerjik olmayan, tahriş edici olmayan, iltihap ve pıhtı oluşumu meydana getirmeyen özellikler taşımalıdır (Black ve Hastings, 1998).

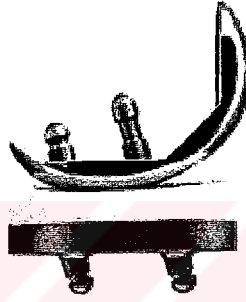
Biyomalzemelerin yapısal ve yüzey uyumlulukları da ayrı ayrı tanımlanabilir. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur. Bu sebeplerden dolayı biyoyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir (Gümüşderelioğlu, 2002).

1.5 Biyomedikal Uygulamalar İçin Malzeme Seçimi

Geçmişte biyomedikal uygulamalarda kullanılan malzemelerin başarısı, biyoyumluluk kriterine uygun seçilmeye göre değil, malzemenin yüzey işlemlerindeki ilerlemeler sonucunda olmaktadır. Günümüzde ve gelecekte, spesifik uygulamalar için biyomalzeme seçimi bazı kriterlere dayanmalıdır. Malzemenin fizikokimyasal özellikleri ve sağlamlığı, protezin fonksiyonu, organ veya doku etrafındaki yapının doğası, başarısızlık durumunda malzemenin etkileri, üretim, maliyet sorunları ve biyoyumluluk. Birde mekanik özelliklerin seçim esnasında göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Örneğin, malzemenin gerilme dayanımı, sertliği, yorulma dayanımı, korozyon direnci ve kararlılığı malzemenin başarısını etkileyecek özelliklerdir.

Kararlı ve sert bir malzeme kalça implantı için daha uygun olurken, esnek ve daha az güçlü bir malzeme vasküler nakil için yeterlidir. Dinamik yükleme koşulları altında malzemenin performansı göz önüne alınmalıdır çünkü vücut içerisinde implantlar bir çok çeşit ve şiddette tekrarlanan gerilimlere maruz kalmaktadırlar. Örneğin, bir diz implantı yılda yaklaşık olarak bir milyon adıma maruz kalmaktadır. Bir kalp kapakçığı protezi ise, dakikada 70 kere atarak yılda 3,500,000 devir gerçekleştirmektedir.

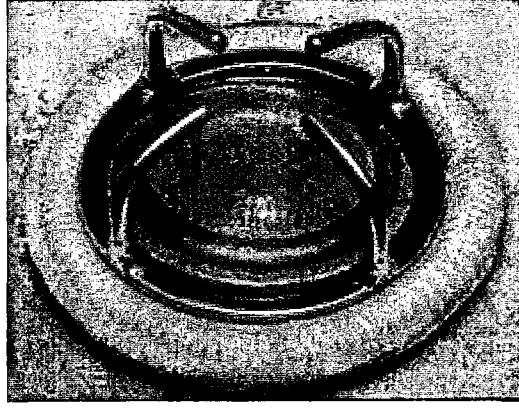
Bu sebeplerden dolayı biyomalzemeler kullanılacakları yerlerin spesifik özelliklerine uyum sağlayabilecek şekilde seçilmelidirler (Dee vd., 2002).



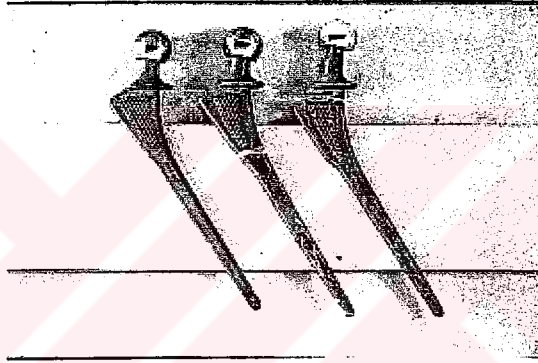
Şekil 1.1 Kobalt-nikel-krom-molibden alaşımından üretilen diz implantı [13]



Şekil 1.2 Diz implantının X-ray görüntüsü [14]



Şekil 1.3 Silikon kauçuktan yapılan ve etrafındaki halka titanyum ile güçlendirilen kalp kapakçığı [15]



Şekil 1.4 Paslanmaz çelik kalça implantları [16]



Şekil 1.5 Kalça implantı X-ray görüntüsü [17]

2. TİTANYUM VE ALAŞIMLARI

Titanyum, metalik element olarak ilk defa 1791 yılında Gregor tarafından, İngiltere’de saptanmıştır. Birkaç yıl sonra Almanya’da Klaproth, Yunan mitolojisinden esinlenerek, metali Titan olarak adlandırmıştır. Yüksek saflıktaki titanyumun, oksijen ve azot ile reaksiyona girme eğilimi yüzünden, üretimi 1940’lı yıllara kadar yapılamamıştır. Dr. Kroll tarafından geliştirilen proste ise inert gaz atmosferinde, titanyum tetraklorür’ün magnezyumla indirgenmesi gerekmektedir. Titanyumun genel özellikleri Bureau tarafından tespit edilmiş, İkinci Dünya Savaşı’nın sona ermesi ile birlikte titanyum endüstrisi de şekillenmeye başlamış ve günümüze kadar gelişerek gelmiştir (ASM Committee).

Titanyum fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösteren bir metaldir. Ancak elde edilmesi ve işlenmesi çok zordur [7]. Mühendislikte kullanılan metaller arasında doğadaki yaygınlığı bakımından alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra dördüncü sırada gelir [18]. Ekonomik açıdan önemli mineralleri; Rutil ve İlmenittir (Gürleyik, 1988). Rutilin rengi sarımsı kırmızı, siyah ve kızıl kahvedir. Kimyasal bileşimi ise TiO_2 ‘dir. İlmenitin rengi siyahtır, kimyasal bileşimi ise $FeTiO_3$ ‘dür [7]. Rutil ve ilmenitten elde edilen titanyum dioksidin yaklaşık %95’i boya, kağıt, plastik ve tekstil sanayinde pigment olarak kullanılmaktadır. Yakın zamana kadar daha çok beyaz pigment olarak kullanılan titanyum mineralleri, özellikle uzay endüstrisinin ilerlemesi sonucu, metalik titan eldesinde de önemli ölçüde kullanılmaya başlanmıştır. Rutil mineralinin hemen hemen tümü sahil kumlarından, ilmenit ise sahil kumlarından olduğu kadar diğer tür cevher yataklarından da elde edilmektedir. Önemli rutil yatakları Avustralya, Hindistan ve Meksika’da; ilmenit yatakları ise Avustralya, Norveç, ABD, Kanada ve Brezilya’da bulunmaktadır. İlmenitten cevher zenginleştirme ve metalurjik işlemler sonrasında hem titanyum metali hem de saf demir eldesi mümkündür. Sahil kumlarındaki ilmenitlerden titan ve demir üretimi başta Avustralya ve Güney Afrika’da olmak üzere pek çok ülkede başarıyla yapılmaktadır. Dünya toplam titanyum rezervinin 600-650 milyon ton civarında olduğu tahmin edilmektedir. Ülkemizde ise yüzölçümünün %8’i kadar bir alanı kapsayan sahil yatakları içerisinde karalardan taşınan ve mekanik yolla zenginleşen rutil, ilmenit vs. gibi ağır minerallerin ekonomik miktarda uygun yerlerde bulunduğu bilinmektedir. Ancak, diğer yeraltı zenginliklerinde de olduğu gibi titanyum mineralleri açısından da ülkemizde, şimdiye kadar yeterli arama, etüd ve rezerv geliştirme çalışmaları maalesef yapılamamıştır [18].

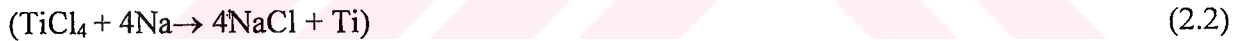
Çizelge 2.1 Çeşitli ülkelerin ton olarak rezerv miktarları [7].

ÜLKE	REZERV MİKTARI (TON)
ABD	100.000.000
Avustralya	>100.000.000
Sri Lanka	5.600.000
Yeni Zellanda	17.000.000-31.000.000
Uruguay	3.300.000
Mozambik	166.000.000

Dünyada titanyum cevheri üretimi ise yılda 3-3.5 milyon ton civarındadır [7]. Titanyum ilk saptanmasından ancak 30 yıl sonra metalik halde elde edilmiştir. Titanyum, TiO_2 'in indirgenmesi ile



ve titanyum tetraklorürün sodyum ile



indirgenmesinden elde edilebilir (Baykut, 1979).

Türkiye'nin herhangi bir titan cevheri üretimi henüz yoktur ve tüm titan mineralleri gereksinimini ithalat yoluyla karşılamaktadır. Devlet İstatistik Enstitüsü verilerine göre, 2000 yılında toplam 10.000 tonluk yani yaklaşık 2.5 milyon \$'lık titan cevheri ve titan oksitleri ithalatı gerçekleşmiştir [18]. Titanyum metalinin 1994 yılında fiyatı 7.70-9.70 \$/kg iken alüminyumun 1.61 \$/kg 'dı. Titanyum metalinin pahalı olmasının sebebi ise bileşiklerinden saf halde elde edilememesinin güçlüğüdür. Titanyum yüksek sıcaklıklarda oksijen, azot, hidrojen, karbon ve demirle birleştiğinden, dökümü ve talaşsız işlenmesi için özel teknikler gerekmektedir (Smith, 1996).

Geleneksel olarak titanyum kullanımı uzay, otomobil, uçak ve deniz sanayi alanlarında yoğunlaşmıştır. Fakat son yıllarda titanyum ve titanyum alaşımlarının, medikal ve dental uygulamasında ciddi bir artış görülmektedir [19]. Bu artışın sebepleri ise;

- Mükemmel korozyon direnci
- İyi yorulma özellikleri
- Yüksek mukavemet (%99.0 Ti için 662 MPa)
- Biyouyumluluk (Lakshmi vd., 2002)
- Yoğunluğunun düşük olması (4.51 g/cm^3) (Topbaş, 1993)
- Yüksek ısılara dayanıklılığı
- Geniş bir alaşımlandırılabilme ve ısı işlem kabiliyeti
- 882°C 'de HSP 'den HMK yapıya geçişle allotropik dönüşüm (Bozdoğan, 1995).

Uzay aracı, uçak ve füze yapımında yeri doldurulamaz bir metaldir. Yüksek hız, titreşim ve yüksek ısı söz konusu olduğu araç kısımlarında, motor türbin kanatlarında ve benzeri aşırı yüklenen diğer araç bölümlerinde çok kullanılır. Kimyasal dayanıklılığı ise aşındırıcı kimyasal madde üreten fabrikalarda kullanılmasının nedenidir [7]. Titanyum, çelik kadar dayanıklı, ancak ondan %45 daha hafiftir. Alüminyumdansa %60 daha ağır olmasına karşın, 2 kat daha dayanıklıdır. Dayanıklılığı ve asitlere karşı dirençli oluşu nedeniyle, çeşitli alaşımların yapısına katılır. Deniz suyuna karşı eşsiz bir dayanıklılığa sahip olması nedeniyle, deniz suyundan tatlı su elde edilen tesislerde ve tuzlu suya temas eden gemi donanım parçalarının yapımında kullanılır. Kalıcılık ve kapaticılık özelliği nedeniyle, farklı tipteki boyaların yapısına da katılır. Kızılötesi ışığı yansıtma özelliği gösteren titanyum boyasından, ısı nedenli görüş kaybının yaşandığı güneş gözlemevlerinde de yararlanılır. Titanyum tetraklorit bileşiği, camların renklendirilmesinde kullanılır. Beyaz ve iyi kapaticı bir pigment olan titanyum dioksit (TiO_2) silgi, kağıt, boya ve benzeri maddelerin yapımında kullanılır. Safir ve yakut kristallerinin yıldız şekilleri, içeriklerindeki titanyum dioksitten ileri gelir [20].

2.1 Titanyumun Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

Çizelge 2.2 Titanyumun fiziksel özellikleri [21,22].

Yoğunluk	4.51 g/cm ³
Erime noktası	1668 °C (1941K)
Kaynama noktası	3287 °C (3560K)
Molar hacmi	10.64 ml/mol
Isıl iletkenliği (300K)	0.219W cm ⁻¹ K ⁻¹
Özgül ısı	0.520 J g ⁻¹ K ⁻¹
Buharlaşma entalpisi	425 kJ mol ⁻¹
Atomlaşma entalpisi	471 kJ mol ⁻¹
Dönüşüm sıcaklığı	882.5 °C

Çizelge 2.3 Titanyumun kimyasal özellikleri [21,22]

Atom numarası	22
Atom ağırlığı	47.90
Elektron konfigürasyonu	[Ar].3d ² .4s ²
Proton ve elektron sayısı	22
Nötron sayısı	26
Elektron ilgisi	7.6 kJmol ⁻¹
Elektronegatiflik	1.54 (pauling birimi)
Kabuk yapısı	2.8.10.2
İzotopların kütle no.	46,47,48,49,50
Atomik yarıçap	140 pm

2.1.1 Titanyumun Kimyasal Reaksiyonları

Titanyum metali hava ile reaksiyona girdiğinde, metalin yüzeyi ince bir oksit tabaka ile kaplanır. Bu sebepten dolayı havadan etkilenmez ve havada yanması ile TiO_2 ve TiN_2 oluşur.



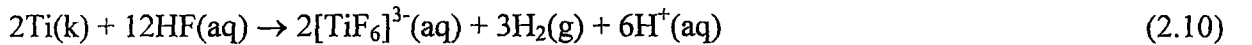
Titanyum metalinin su ile reaksiyonunda yüzeyinde ince bir oksit tabaka oluşumu gözlenir. Reaksiyon vermez fakat su buharı ile titanyum (IV) oksit bileşiği oluşur.



Titanyum metali halojenlerle reaksiyona girdiğinde ise, sıcaklığa bağlı olarak titanyum (IV) halojenürlerini oluşturur.



Titanyum metali hidroflorik asit ile çok rahat reaksiyona girerek hekzaflortitanit kompleks anyonunu oluşturur.



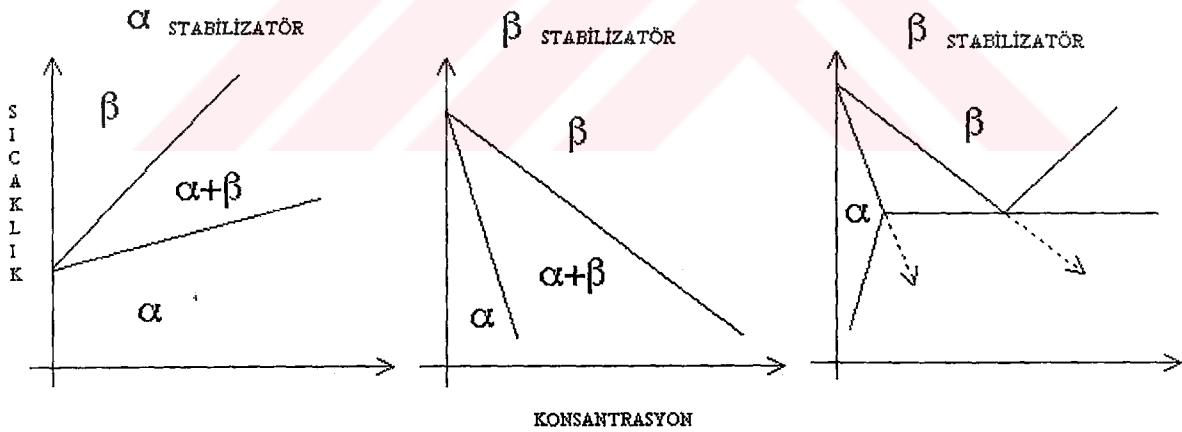
Titanyum metali normal koşullar altında bazlarla (alkali çözeltilerle) reaksiyon vermez [22].

2.2 Titanyum Alaşımları

Titanyum düşük sıcaklıklarda hekzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapılı (α) ve 823 °C üzerinde hacim merkezli küp (HMK) kristal yapılı (β) bir metaldir[24]. Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması ilave edilen alaşım elementinin allotropik dönüşüm üzerindeki etkileri referans alınarak yapılır. Titanyum için alaşım elementleri üç grupta incelenebilir: (1) α -stabilizatörler, (2) β -stabilizatörler, (3) nötr elementler. α -stabilizatörler yani dengeleyici elementler alüminyum, oksijen, hidrojen, azot ve karbondur. (α)'dan (β)'ya dönüşüm sıcaklığını yükseltirler ve (α) bölgesini genişletirler (Liu vd., 2004). Saf titanyuma, oksijen ilavesinin miktarı arttıkça dayanımda artmaktadır. Alüminyum ise ticari açıdan kullanılan bir

dengeliyici elementtir. Yaklaşık olarak 550 °C civarına kadar yükselen sıcaklıklarda, etkili bir dayanım artırıcı özellik gösterir. Vanadyum, tantalum, molibden ve niobyum gibi elementler, β -stabilizatörleridir ve β fazını kararlı hale getirerek, bu fazın kararlı olduğu sıcaklığı düşürürler [23]. Mangan, krom, demir ve silisyum gibi diğer β -stabilizatörler ise β fazının kararlı olduğu sıcaklığı düşürerek oda sıcaklığında iki fazlı bir yapı oluşturan ötektoid tepkimeye yol açarlar (Smith, 1996). Kalay ve zirkonyum gibi nötr elementler ise mukavemet artışı sağlarken dönüşüm sıcaklığını etkilemezler. Uygulamada kullanılan titanyum esaslı malzemeler beş farklı grupta toplanırlar (Bozdoğan, 1995).

Şekil 2.1'de sıcaklık ve konsantrasyon arasındaki ilişki verilmektedir. α -stabilizatörlerin konsantrasyonu artırıldığında (Al, O, N, C), α bölgesinde ve dönüşüm sıcaklığında artış gözlenir. β -stabilizatörlerin (Mo, V, Nb, Ta) konsantrasyonları artırıldığında, dönüşüm sıcaklığının azaldığı ve β faz bölgesinin genişlediği görülmektedir. Mn, Cr, Fe, Si, W gibi diğer β -stabilizatörlerin konsantrasyonu artırıldığında ise, dönüşüm sıcaklığının azaldığı ve ötektoid reaksiyon oluşumu olduğu görülür. Ve bu sayede oda sıcaklığında ($\alpha + \beta$) iki fazlı yapı oluşumu olduğu görülebilir [25].



Şekil 2.1 Titanyum alaşımları için faz diyagramları [25].

2.2.1 Ticari Saflıkta Titanyum

Saf titanyum yani alaşımlandırılmamış titanyum, üstün korozyon direncine sahiptir. Oksijen gibi impuritelere, titanyumun mukavemetini çarpıcı şekilde artırır. Ticari saflıktaki titanyum nispeten zayıftır ve yüksek sıcaklıklarda dayanımını kaybeder (Askeland, 1998). Korozyon direncinin yüksek olması yüzeyde oluşan TiO_2 film yüzündendir. Korozyon dayanımı ağırlıkça %0.15 paladyum eklenmesiyle geliştirilebilir [25]. Alaşımlandırılmamış titanyumun yoğunluğu 4.51 g/cm^3 'tür. 316 paslanmaz çelik (7.9 g/cm^3), CoCrMo (8.3 g/cm^3) ve CoNiCrMo (9.2 g/cm^3) ile karşılaştırıldığında yoğunluk değeri yüzünden hafif bir metaldir. 650°C 'nin üzerine çıkıldığında ise oksit film tabakası kırılır ve korozyon direnci düşer (Anusavice, 1996).

Çizelge 2.4 Ticari saflıktaki titanyumun fiziksel özellikleri (Black ve Hastings, 1998).

Elastisite modülü	105-110 Gpa
Erime noktası	1700°C
Kaynama noktası	3600°C
Dönüşüm sıcaklığı (α - β)	885°C
Kristal yapısı	$>850^\circ\text{C}$ β HMK $<850^\circ\text{C}$ α HSP

Saf titanyumun uygulamaları; ısı eşanjörleri, boru donanımları, reaktörler, pompalar ile kimya ve petrol endüstrileri için valfleri içerir (Askeland, 1998). Dört farklı çeşidi bulunmaktadır.

2.2.1.1 Grade 1

Çizelge 2.5 Grade1 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [26].

O	N	C	H	Fe	Ti
0.18	0.03	0.08	0.015	0.2	Denge

Çizelge 2.6 Grade1 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).

Gerilme dayanımı	240 MPa
Akma dayanımı	170 MPa
Uzama (%)	24
Kesit daralması (%)	30

Çok iyi kaynaklanabilirlik kabiliyetine sahiptir. Tek fazlı bir yapıya sahip olmasından dolayı kaynak sıcaklığında mikroyapıları değişim göstermez. Ve iyi süneklilik özellikleri gösterir [26].

2.2.1.2 Grade 2

Çizelge 2.7 Grade2 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [27].

O	N	C	H	Fe	Ti
0.25	0.03	0.08	0.015	0.3	Denge

Makul derecedeki sünekliliği, dayanımı ve korozyon direnci sayesinde endüstriyel alanda en çok kullanılan titanyum alaşımlarından bir tanesidir. Deniz ve uçak sanayisinde, ısı değiştiricilerde ve yangın söndürme sistemlerinde kullanılırlar [27].

Çizelge 2.8 Grade2 titanyumun mekanik özellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).

Gerilme dayanımı	345 MPa
Akma dayanımı	275 MPa
Uzama (%)	20
Kesit daralması (%)	30

2.2.1.3 Grade 3

Optimum süneklik ve soğuk Şekillendirilebilme zellikliini, kullanılabılır bir dayanım özellikleri ile birlikte sunmaktadır.

Çizelge 2.9 Grade3 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [28]

O	N	C	H	Fe	Ti
0.35	0.05	0.08	0.015	0.30	Denge

Çizelge 2.10 Grade3 titanyumun mekanik zellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).

Gerilme dayanımı	450 Mpa
Akma dayanımı	380 Mpa
Uzama (%)	18
Kesit daralması (%)	30

2.2.1.4 Grade 4

Çizelge 2.11 Grade4 titanyumun kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) [29]

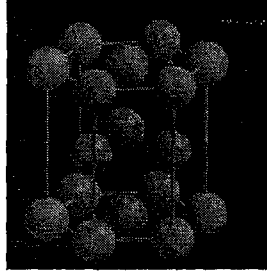
O	N	C	H	Fe	Ti
0.40	0.05	0.08	0.015	0.50	Denge

Çizelge 2.12 Grade4 titanyumun mekanik zellikleri (Park ve Kon Kim, 2002).

Gerilme dayanımı	550 MPa
Akma dayanımı	485 MPa
Uzama (%)	15
Kesit daralması (%)	25

2.2.2 α -Titanyum Alaşımları

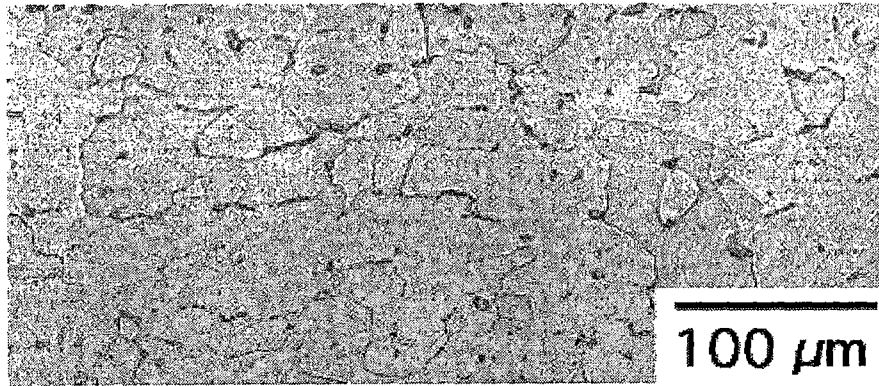
Çok bilinen α alaşımlarının hepsi %5 Al ve %2.5 Sn içermektedir. Bunların her ikisinde alfa alaşımına katı eriyik mukavemetlendirmesi sağlamaktadır. Bu alaşımlar, hekzagonal sıkı paket kristal yapılarına sahiptirler (Askeland, 1998). Yüksek sıcaklıklarda dayanımlarını korurlar, korozyon, oksidasyon dirençleri, kaynaklanabilme kabiliyetleri yüksektir ve iyi şekillendirilebilme özelliğine sahiptirler [31].



Şekil 2.2 Hekzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapısı [30].

α alaşımları, β bölgesinde tavlınırlar ve soğutulurlar. Soğutma hızlı olursa çok ince iğnesel şekilli α tane yapısı sağlanır veya yavaş olursa düzlemsel bir yapı oluşumu gözlenir (Bozdoğan, 1995). Ti-5Al-2.5Sn ticari açıdan bir çok formda kullanılan bir α alaşımıdır. Çünkü α fazında kararlı bir yapıya sahiptir. Bu sebepten kolaylıkla kaynaklanabilir [25].

Kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça); %0.05 N, %0.08 C, %0.02 H, %0.50 Fe, %0.20 O, %5 Al ve %2.5 Sn'dır (ASM Committee).



Şekil 2.3 Ti-5Al-2.5Sn alaşımının genelde α ve çok az miktarda β fazı içeren mikroyapısı [25].

2.2.3 α - Yakın Alaşımları

Çok miktarda α stabilize edici elementlerin yanında az miktarda β stabilize edici elementler içeren alaşımlardır. Bu alaşımlar, yüksek sürünme dirençlerinden dolayı yüksek sıcaklık uygulamalarında kullanılırlar (max. 600 °C). Örneğin uçak motorlarının son aşama kompresör bıçakları; Ti-6Al-4Sn-3.5Zr-0.5Mo-0.35Si-0.7Nb-0.06C alaşımından üretilmektedir [25](Bozdoğan, 1995),

Çizelge 2.13 Bazı α ve α - yakın alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).

ALAŞIM TİPLERİ	GERİLME DAYANIMI (min.) (MPa)	AKMA DAYANIMI (min.) (MPa)
Ti-5Al-2,5Sn	790	760
Ti-5Al-2,5Sn-ELI	690	620
Ti-8Al-1Mo-1V	900	830
Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo	900	830
Ti-6Al-2Nb-1Ta-0,8Mo	790	690

2.2.4 β -Titanyum Alaşımları

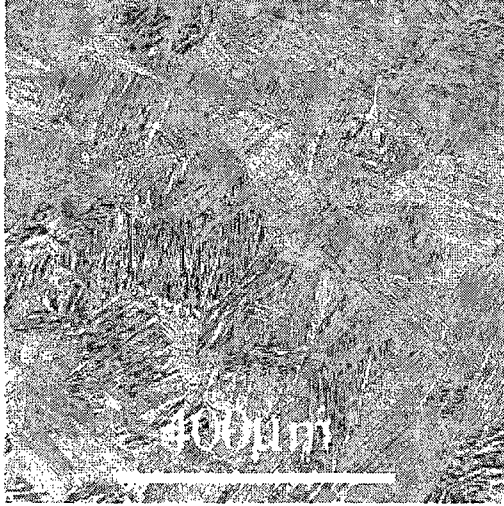
Yüksek oranda β stabilize edici element içeren alaşımlardır. Alaşım elementlerinin ilavesi β dönüşüm sıcaklığını düşürdüğünden, β bölgesi genişleyip oda sıcaklığında β fazlı yapı verir (Bozdoğan, 1995). Hızlı soğutma yapıldığında, hepsi β 'dan oluşan dengesiz bir faz oluşumu meydana gelir. Tavlama işlemi yapıldığında ise mikroyapıda sadece β vardır. Mukavemet genellikle katı eriyik sertleşmesi ile sağlanır. Yüksek dayanım sağlamak için alaşımlar yaşlandırılabilir (Askeland, 1998).

Çizelge 2.14 Bazı β titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).

ALAŞIM TİPİ	GERİLME DAYANIMI (min.) (MPa)	AKMA DAYANIMI (min.) (Mpa)
Ti-13V-11Cr-3Al (yaşlandırılmış)	1170	1100
Ti-8Mo-8V-2Fe-3Al (yaşlandırılmış)	1170	1100
Ti-3Al-8V-6C-4Mo- 4Zr (tavlanmış)	900	830

2.2.5 $\alpha + \beta$ Titanyum Alaşımları

Alaşımlar uygun bir kombinasyon ile istenilen seviyede $\alpha + \beta$ mikroyapısı verecek derecede α ve β stabilize edici elementlerden bulundurulur. β dönüşüm sıcaklığının hemen altında bir bölgede ısıtılma işlemi tabi tutulurlar [31]. Bu tarz bir ısıtılma işlemi ile az miktarda α dönüşmeden kalarak tane büyümesini engeller. β dönüşüm sıcaklığının üzerinde hızlı soğumalar iğnesel yapıda α oluştururken, yavaş soğumalar β etrafında eş taneli α 'ların oluşmasını sağlar. Eş taneli α taşıyan yapıda çatlak ilerlemesi zor olurken, iğnesel yapıda α ve β fazları arasında çatlak daha kolay ilerler (Bozdoğan, 1995). Daha fazla mukavemet elde etmek için β dönüşüm sıcaklığına yakın bir sıcaklıkta ısıtılma işlemi tabi tutulurlar. Hızlı soğutma sonucu aşırı doymuş bir katı eriyik (β') veya titanyum martensit (α') oluşumu meydana gelir. Ve 500 °C 'de yaşlandırılır. Yaşlanma esnasında α' ve β' fazlarından homojen ve küçük boyutlarda α ve β fazları çöker ve alaşımın dayanımını artırır.



Şekil 2.4 $\alpha + \beta$ alaşımında oluşan Widmanstatten yapısı [25].

Titanyum martensit, tipik olarak iğne şeklinde bir görüntüye sahiptir. Yaşlandırma işlemi esnasında oluşan yapı yani α çökmesi, Widmanstatten yapıdadır. Bu yapı alaşımın çekme mukavemetini ve kırılma tokluğunu artırır. Uçak iskeleti roketler, jet motorları ve iniş takım dişlileri için parçalar, ısıtıl işlem görmüş α - β alaşımları için tipik uygulamalardır.

Çizelge 2.15 Bazı α + β alaşımlarının mekanik özellikleri (ASM Committee).

ALAŞIM TİPİ	GERİLME DAYANIMI (min.) (MPa)	AKMA DAYANIMI (min.) (MPa)
Ti-6Al-4V (tavlanmış)	900	830
Ti-6Al-6V-2Sn (tavlanmış)	1030	970
Ti-7Al-4Mo (tavlanmış)	1030	970
Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo (yaşlandırılmış)	1170	1100
Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr (tavlanmış)	1030	970
Ti-10V-2Fe-3Al (yaşlandırılmış)	1170	1100

2.2.6 Üretim Yöntemleri

Titanyum alaşımlarını kullanışlı şekillere getirmede döküm, şekillendirme, toz metalurjisi, dövme ve kaynak gibi yöntemler kullanılabilir. Ancak alaşım sıcaklığının 535 °C 'yi geçmesi halinde koruyucu atmosfer kullanılmalıdır (Bozdoğan, 1995). Çünkü titanyum elementi 535 °C üzerindeki sıcaklıklarda karbon, oksijen, hidrojen ve azot gibi elementler ile birleşme özelliğine sahiptir(g). Döküm ile üretilen titanyum alaşımları vakumlu fırınlarda eritilir, seramik veya grafitten yapılmış kalıplara dökülür. Kaynak esnasında kaynak bölgesi sıcaklığının 535 °C 'nin altına ininceye kadar TİG kaynağı gibi koruyucu veya inert gazlar ile korunmalıdır.

Ti-6Al-4V alaşımını da içeren bazı alaşımlar süperplastiktir (Askeland, 1998). Titanyumun "süperplastik" hale getirilerek şekil verilmesi "hi-tech" kabul edilen bir konudur. Süperplastiklik; bazı malzemeler gibi titanyum ve bazı alaşımları da erime sıcaklığının altında belli yükseklikte bir ısıya getirildiklerinde sakız gibi bir hale gelirler. Ağzımızdaki sakızdan balon yapmamıza benzer bir şekilde, süperplastik durumundaki titanyum malzemenin içine üflendiğinde balon gibi şişer ve etrafına koyulan kalıbın şeklini alır. Titanyum ve alaşımlarının süperplastik ısı aralıkları 800-1000 °C arasında değişmektedir. Yani Ti-5Al-2,5Sn alaşımının sıcaklık aralığı 800-950 °C ise, Ti-6Al-4V alaşımının sıcaklık aralığı 850-910 °C olabilmektedir. Bu ısı aralıklarına getirdiğinizde malzeme hemen oksitlendiğinden, bu işlemin vakumda veya argon atmosferinde yapılması gerekmektedir [32].

2.3 Titanyum Esaslı Biyomedikal Alaşımlar

Biyolojik sistemler ve katı yüzeyler arası etkileşimler tıp, teknoloji ve ar-ge alanları için önem taşımaktadır. Genel olarak, doku ile implant yüzeyi doğrudan temas halinde olduğundan malzemenin biyouyumluluğu büyük önem taşımaktadır. Malzemenin yüzeyi zaman içerisinde oksidasyon veya kirlenme (zehir etkisi oluşturma veya iltihap oluşturma) gibi etkenler sonucu değişebilir. İmplant-hücre etkileşimlerinde yüzey önemli bir etken olmasına rağmen, implant yüzeyinin doku öğeleriyle olan ilişkileri ve uzun dönemdeki klinik yararları halen tam olarak anlaşılamamıştır (Hsin Ku vd., 2002). Bir implant, bir çok özelliğin bir araya getirilmesi sonucu oluşturulur. Yapının uyumlu olması ve dokularla etkileşime girebilmesi gerekmektedir. Mekanik özellikleri, fiziksel ve kimyasal özellikleri dokunun yapısına uyum sağlayabilmelidir. Üretiminde kaliteli hammadde kullanılmalı, mükemmel bir son yüzey elde edilmeli, sterilizasyon işlemleri yapılmalı ve üretim masrafları göz önünde bulundurulmalıdır (Long ve Rack, 1998).

Titanyum ve alaşımları; biyouyumlulukları, mükemmel korozyon dirençleri, mekanik özellikleri ve hafifliklerinden dolayı biyomedikal alanda sıklıkla tercih edilmektedirler (Lu vd. , 2005). Paslanmaz çelik ve kobalt esaslı alaşımlar, titanyumun oluşturduğu oksit tabakasının sağladığı korozyon direncinin yanında tatminkar olmayan korozyon dirençlerine sahiptirler. Biyouyumluluk sorunları, korozyon ürünleri ile doğrudan ilişkili olduğundan, titanyuma biyouyumlu implant malzeme ünvanını kazandırmıştır (Papakyriacou vd., 2000). Yüksek derecede biyouyumluluk sağlamak için titanyum ve alaşımlarına yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kaplama işlemleri uygulanarak yüzey tabakaları modifiye edilmektedir. Örnek olarak plazma sprej (püskürtme) uygulaması verilebilir (Bruni vd., 2004).

Ticari saflıktaki titanyum, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4V ELI temel yapısal malzemeler olarak geliştirilmişlerdir ve hala implant malzemesi olarak geniş bir alanda kullanılmaktadırlar. Vanadyum içermeyen $\alpha + \beta$ alaşımlarından Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe, implant malzemesi olarak ön plana çıkmaya başlamıştır. Buna ek olarak, vanadyum ve alüminyum içermeyen, toksik olmayan elementlerden oluşan $\alpha + \beta$ alaşımlarından Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd ve Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd geliştirilmiştir. Artık günümüzde düşük elastisite modülüne sahip alaşımlar istenmektedir. Çünkü kemiğin modülüne daha yakın değerlere sahip alaşımlara gereksinim duyulmaktadır. Bu tip alaşımlar genel olarak A.B.D.'de üretilmiş ve üretilmektedir. Bu alaşımlar toksik etkiye sahip olmayan Nb, Ta, Zr gibi elementlerden oluşmaktadırlar (Niinomi, 1998). Son zamanlarda bu yeni tip alaşımlar Ti-6Al-4V alaşımının yerini yavaş yavaş almaya başlamıştır. Yapılan araştırmalar, vanadyumun sitotoksik etki yarattığını, doku reaksiyonları olumsuz etkilediğini göstermektedir. Alüminyum elementinin ise potansiyel nörolojik düzensizlikler oluşturduğunu belirtmektedir. Elastisite modülleri ise yeni tip alaşımlardan daha yüksek değerlerdedir (Silva vd., 2004). Biyomedikal uygulamalar için üretilen titanyum esaslı alaşımlar Çizelge 2.16'daki gibidir.

Çizelge 2.16 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımlar (Niinomi, 1998).

Saf titanyum (ASTM F76): Grade 1, 2, 3, 4	Ti-6Al-4V (dövülmüş ASTM F620): $\alpha+\beta$
Ti-6Al-4V (döküm F1108): $\alpha+\beta$	Ti-6Al-7Nb (ASTM F1295): $\alpha+\beta$, (İsviçre üretim)
Ti-5Al-2.5Fe (ISO/DIS 5832-10): β zengin, $\alpha+\beta$, (Almanya üretim)	Ti-5Al-3Mo-4Zr: $\alpha+\beta$, (Japonya üretim)
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd: $\alpha+\beta$, (Japonya üretim)	Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd: $\alpha+\beta$, (Japonya üretim)
Ti-13Nb-13Zr: β , (USA üretim), düşük modüllü	Ti-12Mo-6Zr-2Fe: β , (USA üretim), düşük modüllü
Ti-15Mo: β , (USA üretim), düşük modüllü	Ti-16Nb-10Hf: β , (USA üretim), düşük modüllü
Ti-15Mo-5Zr-3Al: β , (Japonya üretim), düşük modüllü	Ti-15Mo-3Nb: β , (USA üretim), düşük modüllü
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr: β , (USA üretim), düşük modüllü	Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr: β , (Japonya üretim), düşük modüllü

2.3.1 Mekanik Özellikleri

Biyomedikal titanyum alaşımlarının akma mukavemeti 500-1000 MPa arasında değişmektedir. Saf titanyumun akma mukavemeti diğerlerine oranla daha düşük değerlere sahiptir. Uzama miktarları ise %10-20 arasında belirlenmiştir. Gerilme dayanımı en düşük (Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd) 715 MPa, en büyük ise (Ti-15Mo-5Zr-3Al ve Ti-12Mo-6Zr-2Fe) 1100 Mpa 'dır. Diğer metalik malzemelerin elastisite modülleri, paslanmaz çelik ve kobalt alaşımları gibi, 206-240 GPa arasındadır. Kemiğin elastisite modülü ise 17-28 GPa arasındadır. Biyomedikal titanyum alaşımlarının elastisite modülü ise diğer metalik malzemelerden daha düşük değerlere sahiptir. Son zamanlarda geliştirilen β tipi alaşımların modülü 55-85 GPa arasındadır. α ve $\alpha+\beta$ alaşımlarından küçük değerlere sahiptirler fakat halen kemiğin elastisite modülünden büyüktürler (Niinomi, 1998).

Çizelge 2.17 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımların mekanik özellikleri (Niinomi, 1998).

ALAŞIM TİPİ	GERİLME DAYANIMI (MPa)	AKMA DAYANIMI (MPa)	Uzama (%)	MODÜL (GPa)	FAZ TİPİ
Ti-6Al-4V ELI (tavlanmış)	860-965	795-875	10-15	101-110	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-4V (tavlanmış)	895-930	825-869	6-10	110-114	$\alpha + \beta$
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8,1-15	114	$\alpha + \beta$
Ti-5Al-2.5Fe	1020	895	15	112	$\alpha + \beta$
Ti-15Mo-5Zr-3Al (yaşlandırılmış)	1060-1100	1000-1060	18-22	80	β
Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd (yaşlandırılmış)	1109	1020	10	103	$\alpha + \beta$
Ti-15Zr-4Nb-4Ta-0.2Pd (tavlanmış)	715	693	28	94	$\alpha + \beta$
Ti-13Nb-13Zr (yaşlandırılmış)	973-1037	836-908	10-16	79-84	β
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (tavlanmış)	1060-1100	100-1060	18-22	74-85	β
Ti-15Mo (tavlanmış)	874	544	21	78	β
Ti-16Nb-10Hf (yaşlandırılmış)	851	736	10	81	β
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	596,7	547,1	19	55	β
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (yaşlandırılmış)	911	864	13,2	80	β

Biyomedikal titanyum alaşımlarının 10^7 çevirimdeki yorulma dayanımı değerleri 265-816 MPa arasında değişmektedir. Ti-6Al-4V 620-725 MPa, Ti-6Al-4V ELI 598-816 MPa, Ti-6Al-7Nb 580-710 MPa aralıklarındaki değerlere sahiptirler. Diğer metalik malzemeler; paslanmaz çelik (tavlanmış) 241-276 MPa, Co-Cr-Mo (döküm,tavlanmış) 207-310 Mpa aralığındaki yorulma dayanımı değerlerine sahiptirler. Görüldüğü gibi titanyum diğer malzemelere oranla daha iyi yorulma özellikleri göstermektedir. Kırılma tokluğu açısından ise β tipi titanyum alaşımları ile $\alpha + \beta$ tipi alaşımları birbirlerine yakın özellikler gösterirler. Saf titanyum $58-135 \text{ MPa.m}^{1/2}$, Ti-6Al-4V (tavlanmış) $65-90 \text{ MPa.m}^{1/2}$, Ti-6Al-4V ELI (tavlanmış) $91-92 \text{ MPa.m}^{1/2}$, Ti-12Mo-6Zr-2Fe $88-92 \text{ MPa.m}^{1/2}$ kırılma tokluğu değerlerine sahiptirler.

Canlı bir tavşanın vücuduna yerleştirilen Ti-5Al-2.5Fe, Ti-6Al-4V ELI ve 316L paslanmaz çelik implantlar 11 ay sonucunda şu özellikleri vermiştir: İmplantasyon öncesinde ve sonrasında Vickers sertlik değerleri titanyum alaşımlarında değişiklik göstermemiştir. Paslanmaz çelikte ise implantasyon öncesine göre Vickers sertliğinde artma gözlemlenmiştir. Kırılma tokluğunda ise titanyum alaşımlarının önceki ve sonraki değerlerinde değişim gerçekleşmemiştir (Niinomi, 1998).

Çizelge 2.18 Titanyum esaslı biyomedikal alaşımların sertlik değerleri (Liu vd., 2004).

ALAŞIM TİPİ	ISIL İŞLEM	SERTLİK (HRC)
Ti-6Al-4V ($\alpha+\beta$)	700 °C 'de tavlanmış	36
Ti-6Al-7Nb ($\alpha+\beta$)	700 °C 'de tavlanmış	32
Ti-15Mo (β)	800 °C 'de tavlanmış	24
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	760 °C 'de tavlanmış	33

Titanyum alaşımları, Çizelge 2.18' de görüldüğü gibi yüksek sertlik değerlerine sahip değildirler. Bu nedenle düşük aşınma direnci gösterirler. Alaşımların sertlik ve aşınma değerlerinin iyileştirilmesi için yüzey işlemleri uygulanmaktadır (Liu vd., 2004).

Diğer titanyum alaşımlarından özellikleri ile ayrılan Ni-Ti alaşımları, “**şekil hafızalı alaşımlar**” olarak adlandırılırlar. Temel karakteristikleri, kritik dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında iki farklı şekil veya kristal yapısına sahip olmalarıdır. Düşük sıcaklıklarda

deforme edilebilen bu malzemeler, daha yüksek sıcaklıklarda deformasyon öncesi şekillerine dönebilmektedirler. Bu malzemeler sadece ısıtma halinde **"tek yönlü şekil hafızaya sahip malzemeler"** olarak tanımlanırken, yeniden soğutma halinde ise **"iki yönlü şekil hafızalı malzemeler"** olarak tanımlanmaktadır (Bronzio, 2000). Mekanik özellikleri Çizelge 2.19'daki gibidir.

Çizelge 2.19 Şekil hafızalı alaşımların mekanik özellikleri (Black ve Hastings, 1998).

MEKANİK ÖZELLİKLER	ÖSTENİT FAZI ($> 55\text{ }^{\circ}\text{C}$)	MARTENZİT FAZI ($< 55\text{ }^{\circ}\text{C}$)
Gerilme dayanımı (MPa)	827-1172	103-862
Akma dayanımı (MPa)	621-793	34-138
Modülü (GPa)	83-110	21-69
Uzama (%)	1-15	15-60

2.3.2 Yüzey İşlemleri

Titanyum esaslı biyomedikal alaşımların yüzey karakteristikleri, malzemelerin performansında bir başka yön oluşturmaktadır. Malzemelerin yüzey dayanımını geliştirmek için genel olarak yüzey modifikasyonları, ısıtma işlemleri ve alaşım kompozisyonunun ayarlanması gibi yöntemler kullanılır (Li vd., 2004). Kimyasal ve elektro-kimyasal yüzey işlemleri malzemenin yüzeyini modifiye eder ve malzemenin biyolojik performansı ile ilgili olan kimyasal kompozisyonu kontrol eder.

2.3.2.1 Pasivasyon

Pasivasyon işlemleri, tek biçimli oksitlenmiş yüzey tabakaları meydana getirir. Yoğun ve kararlı oksit film korozyon dayanımını geliştirir. Pasivasyon prosesinde nitrik asit metalik kirlilikleri yüzeyden yok eder. Pratik açıdan bütün titanyum yüzeyinde etkisi yoktur. Bu kimyasal işlemde oluşan TiO_2 filmin kalınlığı 2-6 nanometre kadardır.

2.3.2.2 Anodizasyon

Bu proseste titanyum, elektrolit içerisine daldırılır. Yüzeyde oksit film oluşumu meydana gelmesi için anot olarak bağlanır.



TiO₂ tabakası yüksek dirence sahiptir. Uygulanan voltaj, oksit film içerisindeki eşit olana kadar oksidasyon reaksiyonu devam eder. Tabakanın kalınlığı uygulanan voltajın bir fonksiyonudur. Kalınlık uygulanan voltaja göre 1,5-3 nanometre arasında değişir. Voltaj değerleri arttırıldıkça, oksit film üzerinde gökkuşağı renkleri oluşumu gözlenir.

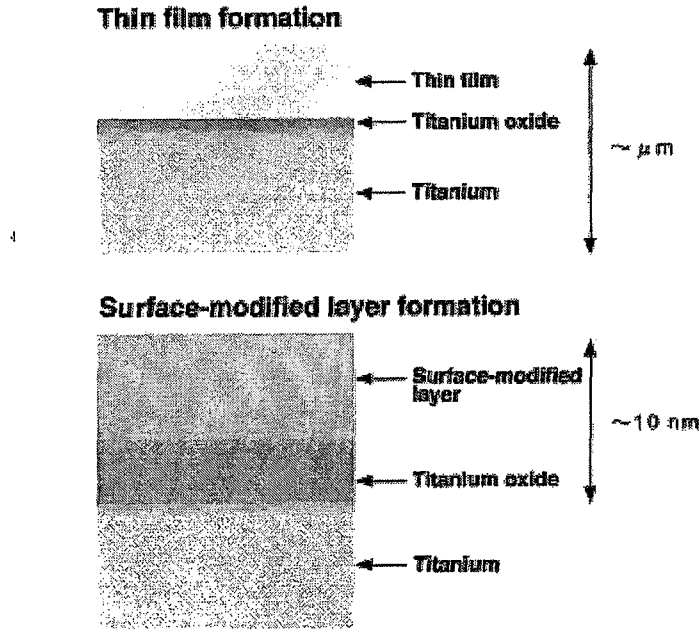
2.3.2.3 Elektroparlatma

Titanyum, elektrolit içerisine daldırılır ve anot olarak bağlanır. Elektrolit, çözünebilir bileşiklerin oluşumuna izin verir. Ayrıca elektrolit, titanyumun yüzeyinde yapışkan bir film tabakası oluşumunu sağlar. Fakat kimyasal yapının (perklorik asit) patlayıcı özelliğe sahip olmasından dolayı sanayide geniş uygulama alanı yoktur. Oluşan film kalınlığı 5-30 mikrometredir (Puipe, 2003).

2.3.2.4 Nitrürleme

Titanyum malzemenin yüzeyinde titanyum-nitrür tabakası oluşturulur. Bu tabaka; TiN ve Ti₂N bileşiklerini içerir. Genelde ısı ile ilgili yerlerde kullanılacak titanyum alaşımlarına uygulanan bir prosestir. Oluşan tabaka açık sarı renklidir [33].

2.3.2.5 İyon Demeti Teknolojisi

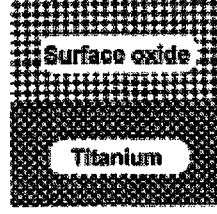


Şekil 2.5 İnce film ve yüzey modifikasyonu işlemleri sonucu geliştirilen titanyum yüzey tabakası (Hanawa, 1999).

İyon demeti teknolojisi iki ana gruba ayrılır: İnce film ve yüzey modifikasyonu sağlayan tabakanın oluşturulması. İnce film oluşumu; korozyon dayanımı ve aşınma dayanımını geliştirmek için kullanılır. İnce film TiO_2 ve TiN ' den oluşur. Film oluşturma tekniğinde, film kompozisyonu kontrolü kolaydır fakat filmin zayıf yapışma özelliği göstermesi dezavantajıdır. İyon implantasyonu ile yüzey modifikasyonu sağlayan tabaka oluşturulur. Sırasıyla azot ve kalsiyum iyonlarının implantasyonu, aşınma direncinin geliştirilmesini sağlar. Avantaj olarak ise, yüzey tabakası ve substrat arasında hiç fark edilmeyen bir ara yüzey oluşumu sağlanır (Hanawa, 1999).

2.3.3 Korozyon

Metal implantların korozyonu kritik bir öneme sahiptir, çünkü biyoyumluluk ve mekanik bütünlüğü olumsuz yönde etkileyebilir. Kullanılan malzeme vücut içerisinde istenmeyen biyolojik reaksiyon meydana getirmemeli, vücut içerisinde kararlı bir yapıda bulunmalı ve fonksiyonel özelliklerini koruyabilmelidir. Metal iyonlarının malzemeden salıverilmesi istenmeyen biyolojik reaksiyonlarla sonuçlanabilir ve implantın başarısız olmasına sebep olabilir. Yüzeyde oluşan oksit tabakasının fizikokimyasal, elektrokimyasal özellikleri ve biyolojik çevredeki uzun süreli sağlamlıkları titanyum alaşımlarının biyoyumluluklarında önemli rol oynar (Gonzalez ve Mirza-Rosca, 1999).



Şekil 2.6 Titanyum alaşımının yüzeyinde oluşan oksit tabakası (Hanawa, 1999).

Titanyum metali son derece reaktiftir ve oksijene yüksek bir afinitesi vardır. Bu nedenle, metal yüzeyi hava veya nem ile temasa geçtiği anda, çok hızlı bir şekilde yüzeyde oksit film tabakası oluşur. Hasar görmüş bir oksit tabakası da ortamda eser miktarda su veya oksijen varsa, çok kısa sürede (hemen) yenilenir. Çoğu sulu ortamda oluşan oksit türü tipik olarak TiO_2 'dir, ancak Ti_2O_3 ve TiO de bulunabilir. Doğal olarak oluşan film 10 nm kalınlıkta oluşur ve göz ile görülemez, ancak kimyasal olarak çok dirençlidir. Bu ince yüzey oksiti aynı zamanda hidrojene karşı da etkili bir bariyerdir. Titanyum, sulu bir elektrolit içinde katot olarak kullanıldığında iyonların elektrokimyasal redüksiyonuna izin verir. Diğer taraftan, sulu ortamda pasif oksit film oluşumu nedeniyle anodik akıma karşı yüksek bir direnç oluşur [34].

İmplant malzemeler genelde vücut sıvılarıyla temas halinde bulunurlar. Vücut sıvıları, aminoasit ve protein gibi korozyonu hızlandıracak yapılar içermektedirler. Kanın pH derecesi 7.35-7.45 arasında değişmektedir. Fakat sert dokularda implantasyona göre bu değer 5.2 'ye kadar düşebilmektedir. Ve iki hafta içerisinde 7.4 değerine tekrar dönebilmektedir. Vücut sıvılarının pH değerlerine yakın değerlere sahip malzemelerin pH değerleri, biyomoleküller sayesinde değişebilir. Eğer metalik malzemeler vücut sıvıları yüzünden korozyona uğrarsa ve metalik iyonlar vücut sıvıları içerisinde iken serbest kalıp, protein ve enzimlerle birleşirlerse alerji ve zehir etkileri ortaya çıkar. Titanyumun in vivo korozyon direnci pasivasyonuna bağlıdır. Hemen hemen hiçbir titanyum iyonunu serbest bırakılmaz, çünkü parçalıyıcı etkiye sahip klorür iyonlarına karşı yüksek dayanıma sahiptirler. Pasifleşme teorisine göre; sıvı çözeltilerde titanyum metali aktif ve pasif yüzeylere sahip olduğundan kısmi çözünmelere ve çökelmelere uğrar. Bu nedenle pasif film tabakasının bileşimi ve özellikleri zaman ile in vivo ortamına dayanarak değişebilir (Hanawa, 1999).

Titanyum ve alaşımları $70^{\circ}C$ ' nin üzerindeki sıcaklıklarda klorür, bromür, iyodür, florür veya sülfat içeren çözeltiler içinde, dar aralıklar bulunduğu zaman, lokalize saldırıya maruz kalabilirler. Bu aralıklarda oluşan titanyum klorür dengesizdir ve hidrolize olarak, korozyon ürünleri olarak hidroklorik asit (HCl) ve titanyum oksit/hidroksit oluşturmaya meyillidir. Bu

aralıklardaki kısıtlı miktarlardaki çözelti nedeniyle, bir veya daha düşük pH değerleri ortaya çıkabilmektedir. Bu koşullar, alaşım direnci ve sıcaklığa bağlı olarak, çok hızlı ve aktif lokalize bir korozyon oluşması için uygun bir ortam hazırlar. Oksijen, klor, demir iyonları (Fe^{3+}) ve bakır iyonları (Cu^{2+}) gibi çözünmüş ve oksidasyona yol açan türler açığındaki titanyum yüzeylerinde genel korozyonu etkili bir şekilde inhibe etme eğiliminde olmalarına rağmen, aralık korozyonunu hızlandırırlar. Aralık korozyonu titanyum yüzeyinde tipik olarak düzensiz şekilli oyuklar oluşturur. Bu oyukların şekilleri çok karakteristiktir ve küresel olur. Aralık korozyonu, çok hızlı gelişen ve devam eden bir korozyon türü olduğu için, hiçbir şekilde istenmez.

Oyuklanma, aralıklanma söz konusu olmayan durumlarda, açığındaki metal yüzeyleri üzerinde oluşan lokalize korozyon saldırısı olarak tanımlanabilir. Oyuklanma; belirli bir ortamda metalin potansiyeli, metal oksit filminin anodik çözünme (oyuklanma) potansiyelini geçtiğinde gerçekleşir. Belirli bir ortamda metalin anodik oyuklanma potansiyeli; korozyon potansiyeline eşit veya daha düşük ise kendi kendine (spontane) bir oyuklanma oluşması beklenmelidir. Koruyucu oksit tabakası nedeniyle titanyum, çok yüksek anodik oyuklanma potansiyellerine sahip olduğu için, titanyum ve alaşımları için oyuklanma korozyonu sorunu pek geçerli değildir. Söz konusu potansiyel, titanyumun alaşımına, ortam kimyasına, sıcaklık, tarama hızı ve özellikle de yüzeyin durumuna bağlıdır. Alaşımın kendine has özelliklerinden birisi de repasivasyon potansiyelidir ve oyuklanmanın sürebilmesi için gerekli asgari potansiyel olarak tanımlanır. Titanyum ve titanyum alaşımlarının repasivasyon potansiyelleri de çok yüksektir. Böylece titanyum ve titanyum alaşımları genel olarak oyuklanmaya dirençlidir [34].

Yapıya vanadyum ve krom eklenmesi korozyon direncini arttırıcı etki yaratır [35].

Çizelge 2.20 Saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımının çözeltilerdeki potansiyel değerleri(Black ve Hastings, 1998).

ALAŞIM TİPİ	Korozyon Potansiyeli (mV)	
	Hank's Çözeltisi	0,17M NaCl
Saf titanyum	-94	-94
Ti-6Al-4V	-240	-180

2.3.4 Biyolojik Özellikler

Titanyum ve alaşımları genel olarak iyi biyouyumluluk özelliklerine sahip alaşımlardır. İnert bir yapıya sahiptirler. İyi korozyon özellikleri, yüzeylerindeki oksit film tabakası ile sağlanır. Biyolojik ortamlarda önemli sayılabilecek düzeyde korozyona uğramazlar. Titanyum kolaylıkla biyolojik sıvılardan proteinleri adsorbe eder. Örneğin; albumin, laminin, fibronektin, fibrinojen gibi proteinleri içeren yapılar titanyum yüzeyine absorbe olmuş şekilde bulunmaktadırlar. Titanyum yüzeyi hücre gelişimini ve hücreler arasında farklılaşmayı desteklemektedir. Hücrelerin titanyum yüzeyleriyle olan etkileşimlerini belirlemek amaçlı bir çok çalışma yapılmaktadır. İmplantlar insan vücuduna yerleştirildikten sonra, implantlar üzerinde nötrofiller ve makrofajlar görülmüştür. Bunları harekete geçirilmiş makrofaj hücrelerinden oluşan, kocaman vücut hücrelerinin oluşumu takip etmektedir. Genel olarak hücrelerin implant bölgesine göç ettiği ve kemik dokusunu meydana getiren osteoblast hücrelerine dönüştükleri kabul edilmektedir. İmplantasyon işleminden sonra vücut içerisinde oluşan ilk reaksiyon ise spesifik olmayan protein absorpsiyonudur (su ve iyonlarla olan etkileşimden sonra). Makrofaj etkileşimleri ve makrofajlar tarafından serbest kalan sitokinlerin, fibroblastları çektiğine ve bu sayade implant yüzeyinde kapsülasyon prosesinin oluşturulduğuna inanılmaktadır (Liu vd., 2004).

2.3.5 Ti-6Al-4V (Grade 5)

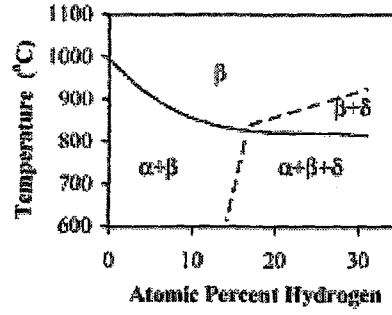
En çok uygulama alanı olan titanyum alaşımıdır. $\alpha + \beta$ alaşım yapısına sahiptir. 990 C° 'nin üzerindeki sıcaklıklarda β fazına geçiş gösterirler. Yüksek mekanik, korozyon dayanımı ve düşük yoğunluk değerlerinin kombinasyonu sonucu kimya endüstrisinde, uzay çalışmalarında ve biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır (Azevedo vd. 2003).

Çizelge 2.21 Ti-6Al-4V alaşımının kimyasal kompozisyonu (%ağırlıkça) (ISO5832-3).

Alüminyum	Vanadyum	Oksijen	Karbon	Nitrojen	Hidrojen	Titanyum
5,5-6,75	3,5-4,5	0,2 (max.)	0,08 (max.)	0,05 (max.)	0,015 (max.)	Denge

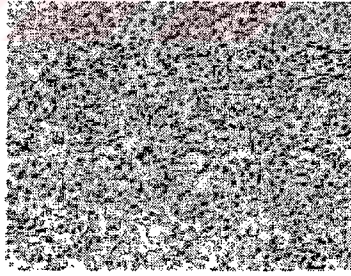
Yapıdaki hidrojen elementine dikkat etmek gerekmektedir. Çünkü titanyum, hidrojene karşı yüksek afinitete sahiptir. Hidrojen elementinin varlığı mikroyapıyı ve mekanik özellikleri etkiler. Hidrojen, düşük sıcaklıklarda (tetragonal sıkı paket yapısı- α fazında) düşük

çözünürlüğe sahip iken, yüksek sıcaklıklarda (hacim merkezli kübik yapı- β fazında) yüksek çözünürlüğe sahiptir. Hidrojen miktarının 200 ppm seviyesinde olması $\alpha + \beta$ alaşımlarında hidrojen kırılganlığı oluşturur. Yüksek çözünürlükteki hidrojenin yapıdan tamamen uzaklaştırılması veya 200 ppm seviyesi altına çekilmesi gerekmektedir. Bu işlemde 700-800 C° aralığında vakum uygulaması yapılarak gerçekleştirilir (Qazi vd., 2003).



Şekil 2.7 Ti-6Al-4V ve hidrojen sisteminin faz diyagramı (Qazi vd., 2003).

İstenilen mekanik dayanımın elde edebilmesi için bazı işlemler uygulanır. Örneğin; tavlama işlemi 732 C° 'de 4 saat uygulanır, yaşlandırma işlemi ise 904-954 C° derece aralığında 2 dakika-2 saat zaman diliminde uygulanabilir ve 538 C° 'ye kadar suda 4 saat boyunca soğutulur.



Şekil 2.8 Ti-6Al-4V ($\alpha + \beta$ fazlı, tavllanmış) alaşımının mikroyapısı (Park ve Kon Kim, 2002).

Çizelge 2.22 Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özellikleri [36].

GERİLME DAYANIMI (MPa)	AKMA DAYANIMI (MPa)	UZAMA (%)	MODÜL (GPa)	SERTLİK (Rockwell C)
895-930	825-869	6-10	110-114	36

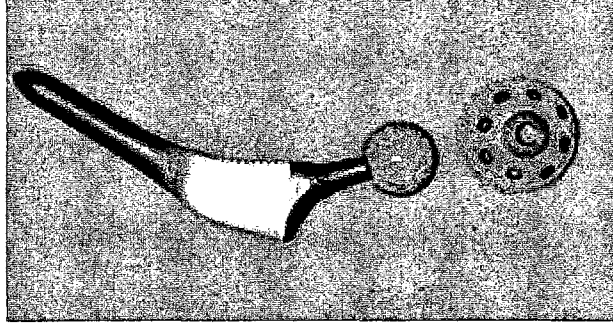
Ti-6Al-4V 'un bir türü ise Ti-6Al-4V ELI (extra low interstitials)' dir. Grade 23 olarak adlandırılır. Grade 5 ile aralarındaki fark oksijen içeriğinden (% 0,13 max.) kaynaklanmaktadır. Oksijen miktarındaki azalma, süneklik değerlerini iyileştirirken dayanımda az miktarda azalmaya sebep olur [36]. Gerilme dayanımı 860 MPa, akma dayanımı ise 795 MPa civarındadır. Ortopedik ve ortodontik uygulamalarda kullanılırlar [37].

2.4 Titanyum Esaslı Biyomedikal Alaşımların Uygulamaları

Bir malzemenin vücut içerisinde kalıcı implant olarak kullanılabilmesi, o malzemenin biyouyumluluk, korozyon ve doku ile etkileşim özellikleriyle ilgilidir (Eisenbarth vd., 2004). Örneğin cerrahi implantasyon için tasarlanan bir malzemenin etrafını saran bölge içerisindeki hücreler üzerinde toksik etki yaratmaması gerekmektedir. Doku ile implant arasında gerçekleşecek bir bağlanma reaksiyonu ise yüzey morfolojisinin ve kimyasal kompozisyonun karşılıklı etkileşimine bağlıdır (Jones, 2001). Vücut içerisinde titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımının artmasında düşük elastisite modüllerinin, korozyon dirençlerinin ve biyouyumluluk özelliklerinin etkisi vardır. Bu çekici özellikler saf titanyumun, Ti-6Al-4V'un, ortopedik β titanyum alaşımlarının üretilmesinde ve geliştirilmesinde güçlü bir etki oluşturmuşlardır. Titanyum ve alaşımlarının uygulamaları, biyomedikal işlevselliklerine göre sınıflandırılır (Liu vd., 2004).

2.4.1 Sert Doku Uygulamaları

Sert dokular genellikle kazalar, yaşlılık ve diğer nedenlerden dolayı hasara uğramaktadırlar. Hasarlı sert dokular ile yapay implant malzemelerin yer değiştirmesi yaygın olarak yapılmaktadır. Titanyum ve alaşımları; yapay kemikler, eklemler ve dental implantlarda kullanılmaktadır. Sert doku implantasyonlarında, düşük elastisite modülüne sahip titanyum ve alaşımları genel bir avantaj olarak görülmektedir. Çünkü düşük elastiklik modülü düşük gerilim meydana gelmesi demektir. Titanyum ve alaşımlarının en genel uygulamalarından bir tanesi, yapay kalça eklem protezleridir. Mafsallarla bitişik olarak taşıma işlevini gören femoral baş ve başın yerleştiği oyuk yapıları bulunmaktadır. Bu yapılarda kalça gövdesine bağlıdır. Taşıma işlevini üstlenecek olan bu parça öyle bir yerleştirilmelidir ki kalça protezi, vücut içerisinde iken doğal hareketlerin oluşumuna engel teşkil etmemelidir.



Şekil 2.9 Titanyum kalça protezi [38].

Titanyum ve alaşımları, sıklıkla diz eklemi protezlerinde de kullanılmaktadırlar. Bu yapı ise femoral parça ve yapay diz kapağından oluşmaktadır.



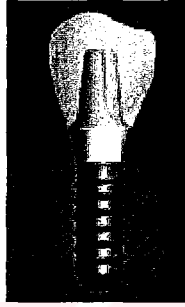
Şekil 2.10 Titanyum diz protezi [39].

Bu iki uygulamada da en çok kullanılan titanyum alaşımı Ti-6Al-4V' dur. Ti-6Al-4V' un özelliklerine yakın özellikler gösteren Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe alaşımları da bu uygulamalarda kullanılmaktadırlar.

Ortopedik uygulamalar için ise, yüksek biyouyumluluk özelliğine ve düşük modüle sahip, ikinci nesil olarak adlandırılan titanyum alaşımlarının kullanılmasına başlanmıştır. Bu alaşımlar;

- Ti-12Mo-6Zr-2Fe,
- Ti-15Mo-5Zr-3Al,
- Ti-15Mo-3Nb-3O,
- Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd,
- Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd olarak sıralanabilir (Long ve Rack, 1998).

Dental uygulamalarda; saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımları yaygın olarak kullanılır. Ti-6Al-7Nb, alaşımı cerrahi uygulamalar için üretilmiş olmasına rağmen dental alan için çekici bir seçenektir. Dental uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımlarının düşük erime noktalı olmaları istenir, çünkü bu alanda titanyum altın ve gümüş bazlı alaşımlarla rekabet etmektedir. Ni-Ti alaşımları, dişlerde ortodontik düzeltme imkanı sağlayan kavisli tellerde kullanılırlar. Bu alanda kullanılan diğer titanyum alaşımları; Ti-20Cr-0.2Si, Ti-25Pd-5Cr, Ti-13Cu-4.5Ni, Ti-Ni' dir (Katti, 2004).

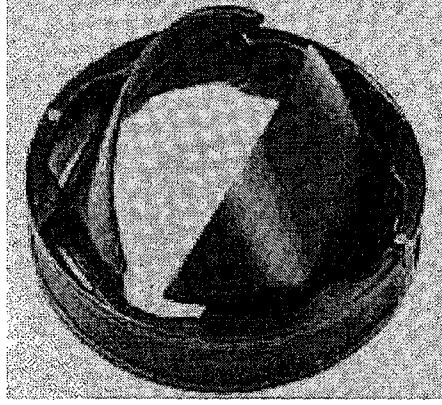


Şekil 2.11 Vidalı yapay titanyum diş [40].

2.4.2 Kardiyovasküler uygulamalar

Titanyum ve alaşımları kardiyovasküler implantlarda, benzersiz özelliklerinden dolayı sıklıkla kullanılırlar. Kalp kapakçıkları, yapay kalpler ve kan dolaşımını sağlayan cihazlar örnek olarak verilebilir. Ni-Ti şekil hafızalı alaşımlardan yapay kalp için kaslar, damarlar içindeki kan pıhtılarını yakalayan filtreler yapılmaktadır. Titanyumun kardiyovasküler uygulamalarda ki avantajı sert, inert ve manyetik olmamasıdır.

Klinik olarak bir çok çeşit kalp kapakçığı kullanılmaktadır. Kafes titanyum alaşımlarından imal edilirken, etrafındaki disk yapısı pirolitik karbondan üretilmektedir. Metal yapının üzerine, karbondan üretilen disk yapısının konulmasının sebebi, kanın uyumluluğunu arttırmaktır.



Şekil 2.12 Disk yapısı pirolitik karbon, titanyum alaşımından üretilmiş yapay kalp kapakçığı [41].

2.4.3 Diğer Uygulamaları

Yapay eklemler, dental implantların yanında titanyum ve alaşımları kırık kemiklerin iyileştirilmesinde sıkça kullanılmaktadırlar. Bu alanda vida ve plakalar kullanılmaktadır. Genellikle maksillofasiyal uygulamalarda kullanılmaktadırlar (Liu vd., 2004). Bu konu ile ilgili geniş bilgi Bölüm 3’ te verilmektedir.

3. ÇENE VE YÜZ CERRAHİSİ

Günümüzde teknolojik gelişmeler, insanların gereksinmelerini karşılamada, büyük kolaylıklar ve neredeyse sınırsız olanaklar sağlarken, bu yararlanma uğruna, çeşitli kazalara uğrayan insanlar sonuçta yüklü bir faturayı da ödemek zorunda kalmaktadırlar. Karşılaşılan farklı yaralanmalar arasında kırıklar büyük bir yer tutmakta ve özellikle kafa-yüz yaralanmalarıyla sıkça karşılaşılmaktadır. Kırık oranındaki bu belirgin artış karşısında tedavi yöntemleri de günden güne değişerek hem kullanılan araç ve gereçler hem de uygulama biçimleri farklılıklar göstermektedir. Yüzyıllar öncesi çene kırıklarının tedavisi için yapılan işlemin çeneyi basitçe sarmak olduğunu görüyoruz. Deriden yapılmış bir bandajı çene ucundan enseye ve çene ucundan başın üst kısmına doğru ilk olarak Hippocrates uygulamış ve onu başkaları izlemiştir.

İkinci Dünya Savaşı sırasında ortopedik tedavi ve cerrahi tedavi alanındaki tartışmalar dikkat çekici düzeye ulaşmıştır. Bu tartışmalar tedavi yöntemlerinin, araç ve gereçlerin gelişmesine neden olmuştur. Son 20-25 yıl içinde çene-yüz bölgesi kırıklarının tedavilerinde büyük aşamalar yapılmasına karşın dişsiz ve kapanışın yeterli olmadığı çenelerdeki kırık tedavileri halen birtakım sorunlar çıkarmaktadır.

Çene-yüz bölgesinin kırıklarında başarılı bir tedavi yapabilmek için bölge anatomisinin bilinmesinden daha önemlisi bu bölgenin fonksiyonlarının bilinmesidir. Çünkü hareketli bir bölgede hareketsizlik yaratabilmek için en uygun yöntemi seçmek, gerektiği şekilde uygulamak ve iyileşme için gereken süreye saygılı olmak bir kırık tedavisi için vazgeçilmez temel ilkelerdir. Bu ilkeler doğrultusunda hareket edebilmek için; yaş, kemiğin kompakt yapısı, iyileşme yeteneği gibi faktörler önemlidir ve her zaman dikkate alınmalıdır. Bir kırığın genel şeklini, kırığa neden olan kuvvetin şiddeti ve yönü tayin eder. O halde bunun da bilinmesi gerekecektir (Çetingül, 1997).

3.1 Çene ve Yüz Cerrahisinin Tarihçesi

Kırıkların tedavisiyle ilgili ilk belgeler Babylon 'da 2300 yıl önce bulunmuştur. 1862 yılında Luxor 'da bulunmuş olan "Edwin Smith Papyrus'u", MÖ 1700 yılına ait olup medikal ve cerrahi bilgiler içeren en eski yazılı belge olma niteliğini taşımaktadır. Çene kırıklarının tedavileri ile, yanak dudak yaralanmalarının tedavilerine ait bilgiler içeren bu belgede kapalı kırıkların tahtalar ve bandajlarla tedavi edildiği fakat açık kırıkların tedavisinin mümkün olmadığı anlatılmaktadır.

Mısır 'da, Herman Zinker tarafından 1914 yılında Gizeh piramidinde bulunan, MÖ 3000-2500 yıllarına ait bir mumyada dişlerin altın tellerle fıkse edildiği görülmüştür. 1572 yılında Ambroise Pare yayınladığı "Cinque Livre de Chirurgie" isimli kitabında yüz bölgesinin yumuşak doku yaralarının, çene ve burun kırıklarının tedavileri anlatılmaktadır. Hippocrates 'den günümüze kırık tedavileri çene-alın-baş sargısından plak-vida osteosentezine kadar çok çeşitli yöntem ve materyallerle uygulanarak gelmiştir. Günümüzde de artık kırık olgusunun özelliğine göre çeşitli tedavi yöntemlerinden biri seçilerek hedefli bir kırık tedavisi uygulanmaktadır.

3.2 Alt Çene Kırıkları

Kırık oluşturan etkenler yerleşim birimlerinin sosyal, ekonomik ve kültürel yapıları ile ilişkili olarak değişiklikler gösterirler. Trafiğin yoğun olduğu kalabalık kentlerde trafik kazası yaralanmaları daha sıklıkla görülürken, kırsal kesimlerde değişik yerlerden düşme, kavga, hayvan tekmesi gibi etkenler daha sık görülmektedir. Son yıllarda ateşli silah yaralanması ile oluşan kırık olguları da dikkat çekici düzeye gelmiştir.

Çizelge 3.1 Kırık olgusunun etkenleri (Çetingül, 1997).

Nedenler	Sayı	Oran
Trafik kazası	324	0,324
Kavga	320	0,320
Düşme	271	0,271
İş kazası	28	0,028
Spor kazası	24	0,024
Hayvan tekmesi	20	0,020
Cerrahi girişim	6	0,006
Ateşli silah	3	0,003
Patolojik kırık	3	0,003
Elektro şok	1	0,001
Toplam	1000	%100

Ege Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız-Diş ve Çene Hastalıkları ve Cerrahisi 'ne 1974-1994 yılları arasında başvuran 1000 kırık olgusunun etkenleri çizelge 3.1 'de belirtilmiştir. genel olarak alt çene kırıklarının oluşmasında trafik kazaları %32,4 ile ilk sırayı alırken, kavga (yumruk, taş, sopa ile vurma) sonucunda alt çene kırığı oranı % 0,4 'lük bir farkla ikinci sırada yer almaktadır. Düşme (yerden yere ya da yüksekten düşme) ise % 27,1 'lik bir oranla üçüncü sırayı alan etken olmuştur. 16 yaşın altındaki bireylerde düşme (çeşitli türden düşmeler) genellikle ilk neden olarak gözlenmektedir. Bu kırık olgularının %78,7 si erkek %21,3 kadın bireylerden oluşmuştur.

3.2.1 Alt Çene Kırıklarının Sınıflandırılması

Alt çenede meydana gelen kırıkları iki şekilde sınıflandırarak incelemek gerekir. Bu iki sınıflamadan ilki tedavi planı yaparken. ikincisi klinik ve radyolojik bulguları değerlendirirken yani tanı koyarken yararlı olmaktadır. Örneğin total dişsiz bir ağızda ön bölge kırığı ile total dişli bir ağızda ön bölge kırığı arasında ayrıcalıklar yalnızca uygulanacak tedavi yöntemi açısından söz konusu edilebilir.

1- Dişlerin varlığına göre sınıflama

- Total dişli çenelerdeki kırıklar
- Total dişsiz çenelerdeki kırıklar
- Parsiyel dişli çenelerdeki kırıklar
- Süt dişli çocuk çenelerinin kırıkları

2- Kırığın lokalizasyonuna göre sınıflama

Bu sınıflandırma kırık çizgisinin bulunduğu bölgeye göre yapılmıştır. Ve iki ana bölge aşağıdaki gibi gruplandırılır:

A- Dişlerin bulunduğu bölgede oluşan kırıklar

- Ön bölgenin kırıkları (Symphysis)
- Kanin diş bölgesi kırıkları
- Yan dişler bölgesi kırıkları (Corpus Mandibulae kırıkları)
- Pars alveolaris kırıkları

B- Dental arkın dışındaki kırıklar

- Angulus mandibulae kırıkları
- Ramus mandibulae kırıkları
- Processus muscularis kırıkları
- Processus condylaris kırıkları (Çetingül, 1997).

3.3 Kırıklarda Genel Tedavi Prensipleri

Çene ve yüz bölgesi kırıklarının tedavisi üçlü bir amaca yöneliktir; canlılık, fonksiyon, estetik. Bu nedenle yaralanmanın olduğu andan itibaren uygulanacak tedavi birkaç periyoda ayrılabilir.

3.3.1 Primer Tedavi

Yaralanmadan sonra en geç bir hafta, on gün içerisinde primer tedaviyi uygulamak gerekir. Bu tedavi şekli fizyolojik olarak iyi bir sonuç elde etmeye yönelik ve bizzat kırığın kendisinde yapılan tedavi şeklidir. Üç girişimi içerir. Enfeksiyondan koruma, kırık parçalarındaki değişmeyi düzeltmek, kırık parçalarını hareketsiz hale getirmek. Bütün bunların uygulanmasından sonra kırığın normal iyileşme süresine saygı göstermek gerekir.

3.3.2 Sekonder Tedavi

Sekonder tedavinin amacı, kemikleşme oluncaya kadar geçen süre içinde çıkabilecek komplikasyonlara çare bulmak ve yaralıyı kontrol altında tutmaktır.

3.4 Kırıklarda İyileşme

3.4.1 Kırık İyileşmesindeki Biyokimyasal Olaylar

Kırık meydana geldiği anda onun tamiri de başlar ve kırık uçlarının lameller kemikle birleşmesine kadar devam eder. Bu süre içerisinde birçok faktör iyileşmeyi etkilemektedir. Bu faktörlerin bir kısmı tamir olayını hızlandırırken bir kısmı da geciktirir hatta durdurur. Kırığın iyileşmesi olayı, travmaya uğrayan bölgedeki dokuların lokal bir fonksiyonudur ki bunun hızı ve miktarı önem taşır. Bireyin yaşı, direnci, sistemik hastalığı, kırığın şekli, lokal ve genel hastalıklar bu iyileşmeye yani lokal fonksiyona etki etmektedir.

3.4.1.1 Lokal Enflamasyon

Bu olay, damarlanmanın artması ile karakterize edilir. Kırıktan sonra ilk birkaç hafta boyunca kırık hematomu içinde Ca^{+2} konsantrasyonunda belirgin bir artış olur. Ancak kandaki genel Ca^{+2} seviyesinde ise değişme olmamaktadır. Hematom kalsiyumundaki lokal artış kemik uçlarından sağlanır. Her yaralı dokuda olduğu gibi burada da Histamin açığa çıkmıştır. Ortamda Ca^{+2} serbestlenmesi devam eder. Böylece yeni kemik yapımı için gerekli Ca^{+2} serbestleşmiştir.

3.4.1.2 Phosphatase Enzimi Konsantrasyonunda Lokal Artış

Kırık hematoma da phosphatase enzimi miktarında artma olur. Bu enzim osteoblastlar tarafından salgılanan bir kemik enzimidir. Her zaman kemik formasyonunun en aktif olduğu yerlerde bulunur. Bu enzimin artmasıyla plasmada proteine bağlı olan Fosforik asidin fosfatları hidrolize olarak açığa çıkarlar. Bu da serbest haldeki Ca^{+2} ile birleşerek kemiği besleyen sıvılardaki Kalsiyum Fosfatı oluşturur.

3.4.2 Kırık İyileşme Evreleri

Biyokimyasal olaylar çerçevesinde kemik iyileşmesinde dört fazda oluşmaktadır.

3.4.2.1 Hematom Oluşması

Travma sonucunda kemiğin devamlılığı bozulmuş ve çevredeki yumuşak dokular zarara uğramıştır. Bunu takiben kırık aralığına, kan ve plazma dolumu gerçekleşir. Kırık aralığı hematoma oluşur. Kırık aralığında ölü kemik hücreleri, zarar görmüş yumuşak doku artıkları ve bazen yabancı cisimler bulunmaktadır.

3.4.2.2 Genç Granülasyon Dokusu Oluşması

Hematoma sıvı kısımları rezorbe ve katı kısımları da organize olarak kaybolurlar. Bu olay makro ve mikrofajlar yardımıyla gerçekleşir. Kırık sonucu açılan boşluklarda hücre çoğalması başlar. Böylece genç bir granülasyon dokusu oluşur. Bu doku kaybolan hematoma yerini alarak kırık aralığını doldurur.

3.4.2.3 Callus Oluşması

Bu yeni dokuda hücre sayısı azalmaya başlar. Çevresindeki hücreler osteoblastlar halinde farklılaşmıştır. Bu sözü edilen hücre farklılaşması (Differentiation) ilk 48 saatte gerçekleşmeye başlar. Bir hafta içerisinde kan damarları ve çevresinde küçük küçük bölgeler halinde genç bir kemik dokusunun yer aldığı görülür. Bu doku osteoblastlar tarafından

salgılanan yağıştırıcı bir kemik ara maddesidir. Buna Osteoid doku adı verilir. Daha sonra biyokimyasal olaylar sonucu meydana gelen Ca tuzları bu doku üzerinde birikecek ve ağ şeklinde, kırık uçları arasında uzanan köprüler tarzında bir yapıyı oluşturacaktır. Bu oluşuma da Callus denir.

3.4.2.4 Lameller Kemik Oluşması

Callus oluşması kırığın fonksiyonel (klinik) iyileşmesini tanımlayan bir iyileşme safhasıdır. Asıl iyileşme, ise klinik iyileşmeyi takiben oluşan ve olgun lameller kemik formasyonunu tanımlayan bir evredir. Lameller kemik dördüncü haftadan itibaren oluşmaya başlar. Kırık uçlarının çok iyi şekilde karşı karşıya gelmediği olgularda aşırı derecede oluşan yeni kemik dokusu da geçen süre içinde rezorbe edilecektir. Bunun sonucunda kemik normal anatomik şekil ve görünüşünü yeniden kazanacaktır. Bu olaya da Remodelasyon adı verilir. Anlatılan düzen içinde oluşan kırık iyileşmesine Sekonder kırık iyileşmesi denir. Eğer kırık uçları basınç yaratılarak birbirlerine yaklaştırılmışlar ve bu şekilde fikse edilmişlerse callus oluşmadan bir iyileşme meydana gelir ki bu tür iyileşmeye de Primer kırık iyileşmesi denir.

3.4.3 Kırık İyileşmesini Etkileyen Faktörler

Kırık bölgesinde hızlanan metabolik olaylar O_2 kullanımını artırırlar. Özellikle hücreden zengin yeni dokularda bu gereksinmeye bağlı olarak O_2 hızla tüketilir. Bunun sonucu CO_2 yoğunluğu artar ve pH düşer. Bir kırığın iyileşmesi kırık uçlarının birbirinden uzaklığına bağlıdır. Aralık ne kadar fazla olursa yani kırığın fiksasyonun da kırık uçları kemiğin anatomik formuna uygun olarak iyi bir şekilde karşı karşıya getirilmemişse kırığın iyileşmesi o denli geç olur. Hatta kemikleşme oluşmayabilir.

Kemik iyileşmesi bozuklukları sık görülen olaylardır. İyileşmeyi bozan veya geciktiren faktörler şöyle sıralanabilir :

- Kırık uçlarının birbirinden uzak olması,
- Travmaya uğrayan kemikte parçalanma,
- Ağır yumuşak doku yaralanmaları,
- Yetersiz beslenme,
- C vitamini noksanlığı,
- Mineral noksanlığı,

- Kırık bölgesinde dolaşımın bozulması ve buna bağlı olarak kırık alanının beslenememesi,
- Enfeksiyon; çoğunlukla açık kırıklarda söz konusu olmakla beraber kırık aralığının ağız boşluğu ile ilişkisi her zaman mümkündür. Bu ilişki mukoza yırtıkları, kırık aralığında bir diş ya da diş kökünün bulunması ile sağlanır (Çetingül, 1997).

3.5 Alt Çene Kırıklarının Tedavisi

Alt çene kırıklarının primer tedavisinde kullanılan tedavi yöntemleri konservatif, operatif, kombine ve fonksiyonel yöntemlerdir. İlk üçü hareketsizlik yaratırken fonksiyonel tedavi ise hareketliliği esas almaktadır. Bu çalışmada incelenecek olan yöntem tipi operatif tedavi yöntemlerinden olan stabil osteosentezdir.

3.5.1 Stabil Osteosentez

Metal plak ve vidalar kullanılarak yapılan bir osteosentez şeklidir. Bu operatif immobilizasyonun ilk gereçleri Tammann ve Haynes tarafından geliştirilmiştir. 1932 yılında da döküm olarak elde edilmiş elemanları da ilk olarak Erdle ve Prange kullanmışlardır. Daha sonraları değişik şekilde ve değişik amaçlar için plak ve vidalar geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Önceleri basınçsız olan plak vida osteosentezleri daha sonra basınç uygulayan plak ve vidaların kullanılmasıyla yeni bir görünüm kazanmıştır. 1968 yılında Luhr kendi adıyla anılan plakları ve basınç yaratan osteosentez yöntemini uygulamıştır.

3.5.1.1 Basınçsız Osteosentez

Buradaki amaç; plak-vida ya da yalnızca vida kullanarak kırık parçalarının kesin immobilizasyonunu sağlamaktır. Bu amaçla Tantal, Vitalyum, Krom-Kobalt alaşımları, Paslanmaz Çelikler ve Titanyum gibi malzemelerden yapılmış değişik şekillerde ve boyutlarda plaklar, değişik uzunlukta vidalar üretilmiştir. Kullanılan yöntem ise; Kırık odağı ağız içinden ya da ağız dışından açığa çıkarılır. Kırık parçaların redüksiyonu sağlandıktan sonra osteosentez için kullanılacak plağın kemik üzerindeki adaptasyonu sağlanır. Gerekirse özel pensleri yardımıyla belirli ölçüde şekillendirilebilir. Plağın kemik üzerindeki uyumu sağlandıktan sonra önce kırık parçalardan biri üzerinde vida için delik açılır ve vida yerleştirilir. Sonra aynı işlem karşı parçada uygulanır. Bu şekilde vidalama her iki fragmanda ikişerden dört delik için simetrik olarak yapılır. En son olarak her bir vida sırasıyla iyice sıkılır.

3.5.1.2 Basıncılı Osteosentez

Kullanılan yöntem, plakların vidalanması sırasında hem vidaların hem de plakta bulunan deliklerin özelliklerine bağlı olarak kırık parçaların yaklaşarak birbirleri üzerine belirli oranda bir basınç yaratması esasına dayanmaktadır. Plakların yerleştirme işlemi bir önceki yöntemde olduğu gibidir. Ancak vidalama işlemi ayrıcalık gösterir. Bu yöntemde kemiğe delik açıldıktan sonra boyu ölçülür, tirbuşona benzer bir aletle vida için yivler hazırlanır. Sonra da hazırlanan bu yuvaya uygun boy ve kalınlıkta vida yerleştirilir. Vidalama esnasında deliklerin şekli nedeniyle kırık parçaları birbirleri üzerine basınç yaparak karşı karşıya gelirler ve sıkıca birleşirler. Daha sonra ikinci vidalar yerleştirilerek osteosentez tamamlanır (Szabo, 2001).

Plak Vida İle Yapılan Osteosentez Avantajları

- Kısa sürede kaliteli ve konforlu bir iyileşme sağlanır.
- Hava yolu açık kalır.
- Hastanın beslenmesi kolaydır.
- Ağız kapalı tutulduğu için ağız hijyeninde bozulma görülmez.
- Çeneye erken fonksiyon kazandırılır.

Plak Vida İle Yapılan Osteosentezin Endikasyonları

- Dişli ve dişsiz çenelerin kırıklarında,
- Çok parçalı kırıklarda,
- Alt çenenin diğer bölge kırıklarında,
- Enfekte yada tedavisi gecikmiş kırık olgularında,
- Yanlış pozisyonda iyileşmiş kırıklarda.

Plak Vida ile Yapılan Osteosentezin Sakıncaları

- Çıkartılması için ikinci bir operasyon gerektirmesi,
- Bazı kimselerde metal reaksiyonlarının yarattığı komplikasyonların ortaya çıkması,
- Uygulama esnasında yapılan hataların iyileşmeye olumsuz etkileri.

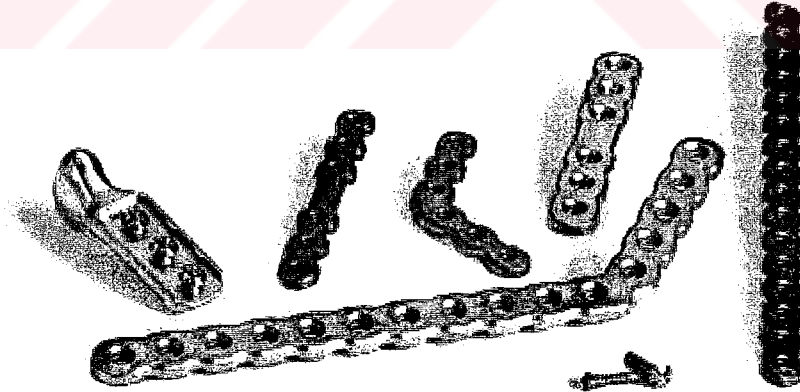
3.6 Alt Çene Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Titanyum Plaklar

Kullanılan plaklar mini, midi ve micro olarak üç gruba ayrılır. Mini plak çapı 1,0 mm, midi plak çapı 1,7 mm, mikro plak çapı ise 2,0 mm 'dir. Üretici firmaya ve kullanılacakları bölgenin morfolojisine göre plakların çaplarında değişiklikler yapılabilmektedir [42].



1.0mm titanium plates and screws are used to fixate a Class III Nasal Orbital Ethmoidal Fracture.

Şekil 3.1 Mini plak [42].



Şekil 3.2 Mikro plak[42].



2.0mm titanium plates and screws used to fixate fractures in the zygomatic arch and the frontozygomatic suture area of the lateral orbital rim.

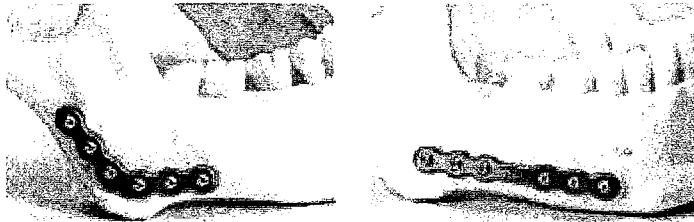


2.0mm titanium plate used to fixate a fracture of the zygomatic arch.



2.0mm plates and self-drilling screws (blue) used in the reconstruction of severe trauma to the maxilla.

Şekil 3.3 Osteosentezde kullanılan mikro plak [42].



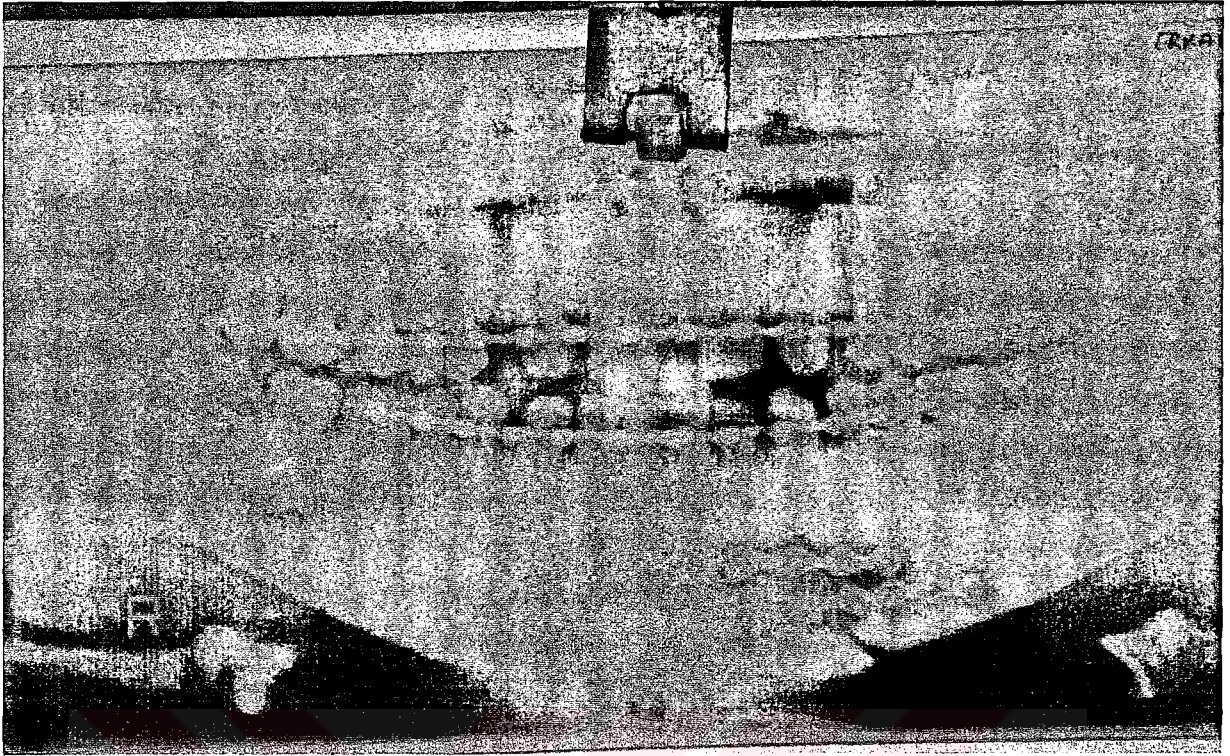
Şekil 3.4 Mikro plakların model üzerindeki görüntüsü [42].



Şekil 3.5 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen mini plakla osteosentez.



Şekil 3.6 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen osteosentez.



Şekil 3.7 Marmara üniversitesi diş hekimliği fakültesinde gerçekleştirilen osteosentez sonrasındaki röntgen görüntüsü.

Bu alanda kullanılan $\alpha + \beta$ titanyum alaşımları mükemmel biyouyumlulukları, üstün korozyon ve mekanik özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir. Yeni yapılan biyomalzeme araştırmaları β titanyum alaşımları üzerine odaklanmıştır. β titanyum alaşımları, $\alpha + \beta$ titanyum alaşımlarıyla mukayese edildiğinde daha düşük elastisite modülüne ve daha iyi korozyon direncine sahip oldukları görülür.

En sık olarak kullanılan titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V alaşımında yer alan vanadyum elementinin vücut içerisinde toksik etkiye sahip olduğu saptanmıştır. İsviçre Davos 'ta hayvanlar üzerinde yapılan in vivo çalışmada vanadyum elementi istenmeyen biyolojik yanıt oluşturmuştur. Bu sebepten dolayı yeni yeni Ti-6Al-7Nb alaşımı kullanılmaya başlanmıştır (Disegi, 2000).

3.6.1 Titanyum Plaklardan Metal Salıverilmesi

Belirtildiği gibi mükemmel korozyon ve mekanik özellikleri sayesinde maksillofasiyal cerrahide kullanılan titanyum alaşımları, metal salıverilmesi hakkında bir kaygı oluşturmaktadır. Bu kaygının iyice anlaşılabilmesi için maksillofasiyal cerrahide kullanılan titanyum plaklarda in vivo bir araştırma yapılmıştır. Bu araştırma dört maymun üzerinde

yapılmıştır. Hayvanlar belirli zaman aralıklarıyla öldürülmüş ve yumuşak dokuları incelenmiştir. Plakların çıkarılması sırasında bağ dokusu karakterinde olan bir doku ile örtülü oldukları görülmüştür. Dokular incelendiğinde azda olsa yabancı partiküle rastlanmıştır.

Fakat elde edilen bu sonuç, yapay diz ve kalça eklemleri operasyonları için bir önem teşkil etmemektedir. Çünkü bu alanlardaki implantlar hem mini plaklara göre çok büyüktür hem de etkileşim halinde olduğu vücut sıvıları farklıdır. İki yapının da kullanıldıkları yerlerden dolayı mekanik aşınma özellikleri farklılık göstermektedir.

Bu sonuçtan yola çıkılarak titanyum seviyesi ve implantın vücut içinde kalma süresi arasında bir ilişki kurulamamıştır. Doku etrafındaki konsantrasyon değişikliği metal salıverilmesi ile değil, vücut sıvılarında meydana gelen konsantrasyon değişimi ile açıklanabilir. Bununla birlikte titanyumun difüzyonu mümkün değildir, çünkü titanyum iyonları transportasyon yapmazlar. Çünkü $Ti(OH)_4$ titanyum tuzunun çözünürlüğü, aşırı derecede düşüktür ve bu yüzden olası herhangi bir titanyum eldesi mümkün olmamaktadır. Fakat fikse etme işlemi esnasında yapılan hatalar sonuçlarda değişikliğe sebep olabilmektedir. Örneğin; vidaların sıkılmasında vida başlarının deforme edilmesi, kemikte vida delikleri açarken plaktan koparılan metal partiküllerinin vida deliği içersine nüfuz etmesi ve vida boyundan daha uzun delik açılması halinde bu partiküllerin daha derin bölgelere ulaşması gibi.

Kullanılan plakalar titanyum alaşımları yerine paslanmaz çelik veya vitalliyum gibi metaller olursa daha farklı değerler elde etmek mümkün olacaktır. Çünkü serbest metal partikülleri makrofajlar tarafından fagosit edilirler ve yakın çevre dokularına taşınırlar. Doku içerisinde izole olurlar ve kollajen lifler içerisinde kalırlar. Bu korozyon ürünü olan metalik yabancı cisimler, osteosentezden sonra görülen başarısızlıklarda önemli bir etkindirler. Ve metaller vücutta biyolojik aktiftirler. Bu etki insanların immün cevaplarına göre değişiklik göstermektedir (Meningaud vd., 2001).

3.6.2 Titanyum Plakların Çevresindeki Doku Değişimi

Titanyum mini plakların uzun süreli etkileri hakkında pek bilgi yoktur. Uzun süre vücut içerisinde kalan titanyum elementinin hücrelere zarar verip vermeyeceği belli değildir. Bu sebepten dolayı 13 yıllık bir süreyi kapsayan bir araştırma yapılmıştır. 31 hasta üzerinde yapılan bu çalışmada plakaların hastaların vücutlarında kalma süreleri 1 aydan 13 yıla kadar (4-676 hafta aralığı) değişmektedir. Kullanılan örnekler 2,0 mm çapa sahip mini plaklardır. Bu zaman aralığı içerisinde plakların çıkarılma nedenleri; enfeksiyon, plak kırılması ve vida kaybıdır. 13 yıllık zaman sonunda plağın vücut içerisinde kalması yumuşak dokunun

histolojisini değiştirmemiştir. Canlı dokuda oluşan metal partik  lleri ise zamanla aşınma ve korozyondan veya takılırken yapılan işlemlerden kaynaklanmaktadır. Fakat bunun gibi uzun zaman dilimleri içerisinde maksillofasiyal plaklardan mutlaka metal salıverilmesi gerçekleşecektir. Çok daha uzun s reler vücut içerisinde kalması halinde ise titanyum metali uzak mesafedeki organlara ulaşabilir ve akciğer, karaciğer, dalak, böbrek gibi organlarda birikerek zarara yol açabilir. Kısa zaman aralığında kullanılan plaklar ise tehlike teşkil etmemektedir (L ngford ve Frame, 2002).

3.6.3 Yerleştirilmeden  nce Plakların Yüzeylerinde Oluşan Metalik  atlaklar

Maksillofasiyal cerrahisinde mini plak ve çivilerin fiksasyon yöntemleri önemli bir role sahiptir. Plak ve çivilerin elle fiksasyonu esnasında metal partik  llerinin kaybı meydana gelebilir. Buda implantın etrafını  eviren dokularda değişikliğe ve hasara yol açabilmektedir. Metal partik  lleri dokulara farklı mekanizmalarla da geçebilmektedir. Plak ve vidaların sterilizasyon işlemi sırasında farklı metallerle temas halinde olması, mini plakların şekillendirilmesinde ve vidalama işlemi esnasında farklı metallerden yapılmış aletlerin kullanılması örnek olarak verilebilir (Ray vd., 1998).

4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Deneysel çalışmalar; *çene yüz cerrahisinde kullanılan titanyum esaslı malzemelerin klinik kullanım sonrası özelliklerinin incelenmesi*' ni amaçlamaktadır. Bu amaç doğrultusunda Marmara Üniversitesi Çene-Yüz Cerrahisinde tedavisi yapılmış hastalardan çıkarılmış (3 ay klinik kullanım süresi sonrasında) titanyum esaslı mini plakların makro yapı, mikro yapı, mekanik ve korozyon özellikleri incelenmiştir. Özellikle hareketli çene bölgesinde kırıkları bulunan hastalara osteosentez amacıyla uygulanmış mini implantların üç aylık kullanım süresi içerisinde vücut ile etkileşimi araştırılmıştır.

Osteosentez oluşum derecesi ve süresi; kişinin biyolojik özelliklerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Bu nedenle kırık kemiklerin iyileşmesi en az üç ay veya daha fazla süreleri alabilmektedir. Kırık iyileşme süresi içerisinde titanyum esaslı implant plaklarda oluşabilecek değişimler, klinik açıdan önem taşımaktadır. Son yıllarda yapılan araştırmalar özellikle Ti-6Al-4V alaşımlarından titanyum, alüminyum ve vanadyum metallerinin salınımının gerçekleştiğini göstermiştir. Daha çok uzun dönem (1 yıl ve üzeri) çalışmaları kapsayan bu sonuçlar, kısa dönem çalışmalar için de yapılmaya başlanmıştır. Bunun nedeni; çene bölgesinin hem hareketli olmasından, hem de vücut sıvılarıyla temasının yüksek olmasından kaynaklanmaktadır. Klinik uygulamalarda kullanılan mini plaklar ($\alpha + \beta$) alaşım tipine sahip Ti-6Al-4V alaşımından üretilmiştir.

Çizelge 4.1 Klinik uygulamalarda kullanılmış Ti-6Al-4V' un kimyasal bileşimi (ISO 5832-3).

ELEMENT (% AĞIRLIKÇA)						
Al	V	O	C	N	H	Ti
5.5- 6.75	3.5- 4.5	0.2 (max.)	0.08 (max.)	0.05 (max.)	0.015 (max.)	Denge

Deneysel çalışmalarda klinik kullanım süresi dolmuş (osteosentez gerçekleşmiş) titanyum mini plaklar ile kontrol plakları kullanılmıştır. Numunelere yapılan çeşitli incelemelerin sonucunda, kullanılmış ve kontrol grupları arasında makro yapı, mikro yapı, mekanik ve korozyon özellikleri açısından karşılaştırmalar yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar ile klinik çalışmalara yön verecek bulgular elde edilmiştir.

4.1 Kullanılan Malzemeler ve Cihazlar

4.1.1 Kullanılan Malzemeler

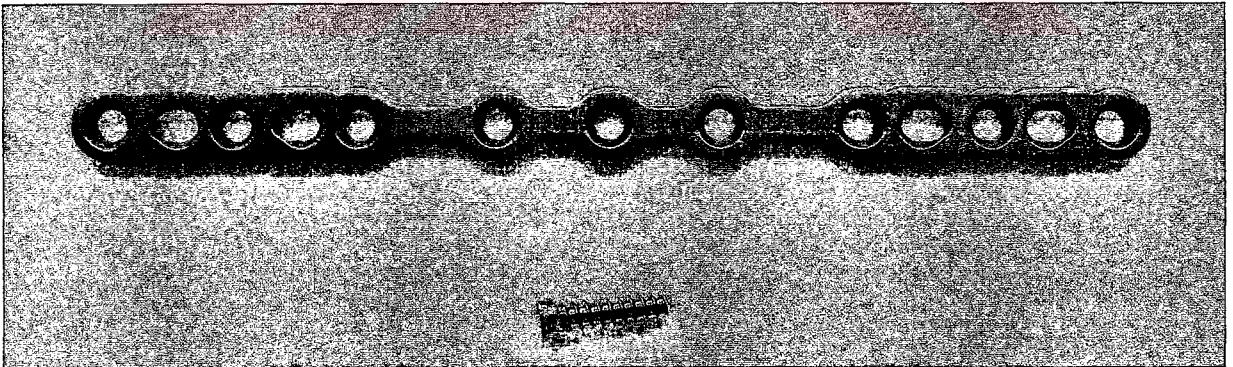
Deneyisel çalışmalarda kullanılan plakların boyutları mini veya mikro seviyede olabilmektedir. Sarı renkli mini plaklar 1,0 mm çapında, gri renkli mikro plaklar 2,0 mm çapındadırlar.

4.1.1.1 Kullanılmamış (Kontrol Numuneleri) Plaklar

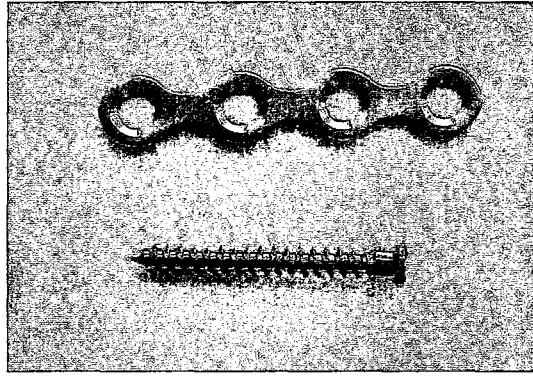
Kontrol numuneleri olarak adlandırılan üç adet kullanılmamış plak deneyisel çalışmalarda kullanılmıştır.

Çizelge 4.2 Kontrol plakların özellikleri.

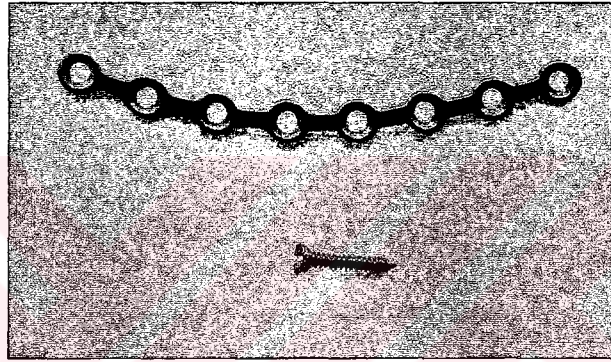
NUMUNE ADI	PLAK TİPİ	ÇAP (mm)
K1	Mikro plak	2.0
K3	Mini plak	1.0
K4	Mini plak	1.0



Şekil 4.1 Kullanılmamış mikro plak (K1).



Şekil 4.2 Kullanılmamış mini plak (K3).



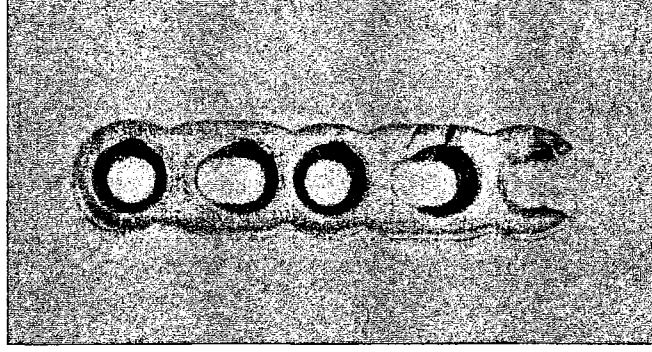
Şekil 4.3 Kullanılmamış mikro plak (K4).

4.1.1.2 Kullanılmış (Vücut İçerisinden Çıkarılmış) Plaklar

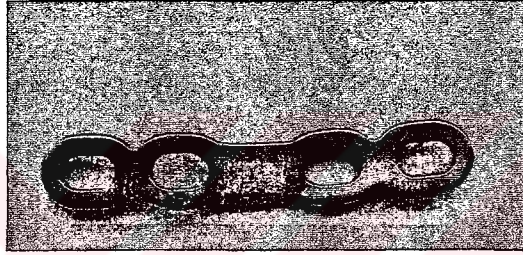
Vücut içerisinden çıkarılmış altı adet plak deneysel çalışmalarda kullanılmıştır. Plakların tümü vücut içerisinde üç ay süre ile kalmıştır. Osteosentez gerçekleştikten sonra cerrahi işlemle dışarıya alınmışlardır.

Çizelge 4.3 Vücut içerisinden çıkarılmış plakların özellikleri.

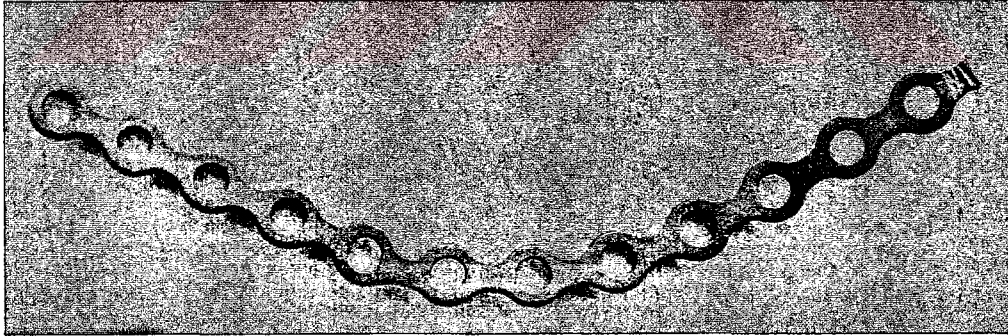
NUMUNE ADI	PLAK TİPİ	ÇAP (mm)	KULLANIM YERİ
V1	Mikro Plak	2.0	Alt çene kırığı
V2	Kompresyon Plak	1.0	Alt çene kırığı
V3	Mini Plak	1.0	Alt çene kırığı
V4	Mini Plak	1.0	Üst çene kırığı
V6	Mini Plak	1.0	Alt çene kırığı
V7	Mini Plak	1.0	Yapısı bozulmuş kemiğin başka bir kemiğe tutturulması



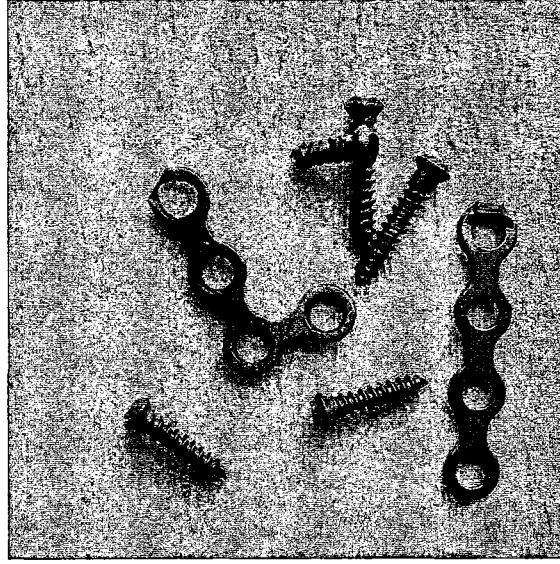
Şekil 4.4 Vücut içerisinde çıkarılmış mikro plak (V1).



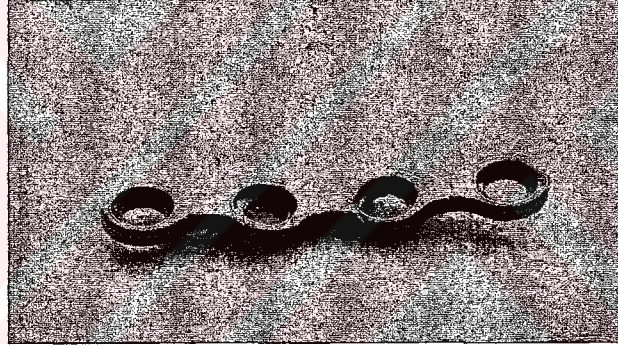
Şekil 4.5 Vücut içerisinde çıkarılmış kompresyon plak (V2).



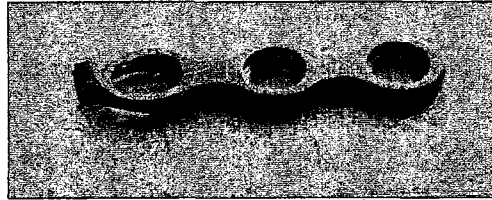
Şekil 4.6 Vücut içerisinde çıkarılmış mini plak (V3).



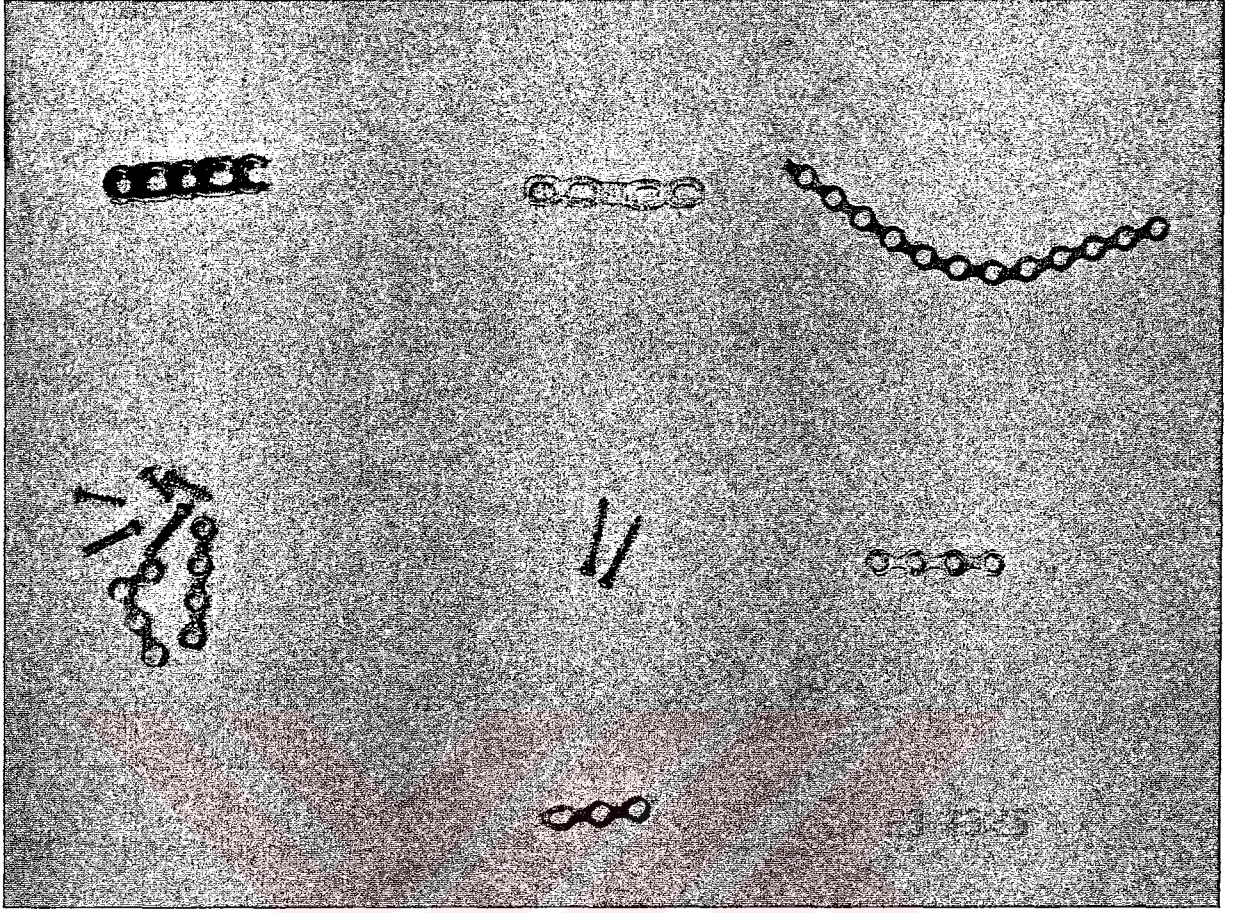
Şekil 4.7 Vücut içerisinde çıkarılmış mini plak (V4).



Şekil 4.8 Vücut içerisinde çıkarılmış mini plak (V6).



Şekil 4.9 Vücut içerisinde çıkarılmış mini plak (V7).



Şekil 4.10 Deneysel çalışmalarda kullanılan, titanyum esaslı plakların ve vidaların görüntüleri.

4.1.2 Kullanılan Cihazlar

- Görüntü Analiz Cihazı (Leica DMLM model trinoküler, üstten aydınlatmalı ışık metal mikroskobu)
- Zımparalama- Parlatma Cihazı (Metkon gripo1 grinder-polisher)
- Taramalı Elektron Mikroskobu (JEOL JSM-5410LV Scanning Microscope)
- Stereomikroskop (Leica MZ7,5 model Stereomicroscope, Leica DFC280 Dijital Kamera)
- Microsertlik Cihazı (Zwick marka)
- Eğme Cihazı (Universal marka)

4.2 Deneysel Yöntem

4.2.1 Görüntü Analizi (Image Analyzer)

Metalografik işlemler uygulanmadan önce vücut içerisinden çıkarılan malzemeler ile kontrol malzemelerinin yüzeyleri incelenmiştir. Görüntü analiz sonuçları bölüm 4.3’ te verilmiştir.

4.2.2 Metalografik İşlemler

Metalografik numune hazırlama işleminin amacı:

- Numunenin ana parçanın özelliklerini taşımasının sağlanması,
- Yapısal elementlerin tamamının bozulmadan yer alması,
- Yüzeyde çizik ve deformasyonun engellenmesi,
- Numunenin boyutlarının düzgün ve yüzeylerinin ayna parlaklığında olmasının sağlanması.

Metalografik numune hazırlama yöntemi; tane boyutu gittikçe küçülen aşındırıcı levhalar kullanılarak, numune yüzeyinden malzeme koparılmasını sağlayan işlemlerin toplamıdır. Metalografik numune hazırlama çalışmaları beş kademede uygulanmaktadır:

- Kesme (cutting)
- Kalıplama (moulding)
- Zımparalama (grinder)
- Parlatma (polisher)
- Dağlama (etching).

4.2.2.1 Kesme İşlemi

Titanyum plakların et kalınlıkları çok düşük olduğundan elle tutulması veya otomatik sistemlerde sabitlenmesi zor olmaktadır. Bu nedenle 4 metalografik işlem kademelerinin uygulanması için numunelerin belli boyutlara indirilmesi gerekmektedir. Malzemeler mengene yardımı ile sabitlendikten sonra, çok yavaş hızlarda testere ile kesilme işlemi uygulanmıştır. Kesme işlemi esnasında parçanın yüzeyinde sıcaklığın artmasını önlemek için soğutma işlemi uygulanmıştır. Çünkü sıcaklık artışı, incelenecek olan malzemenin iç yapısını olumsuz yönde etkileyebilecektir.

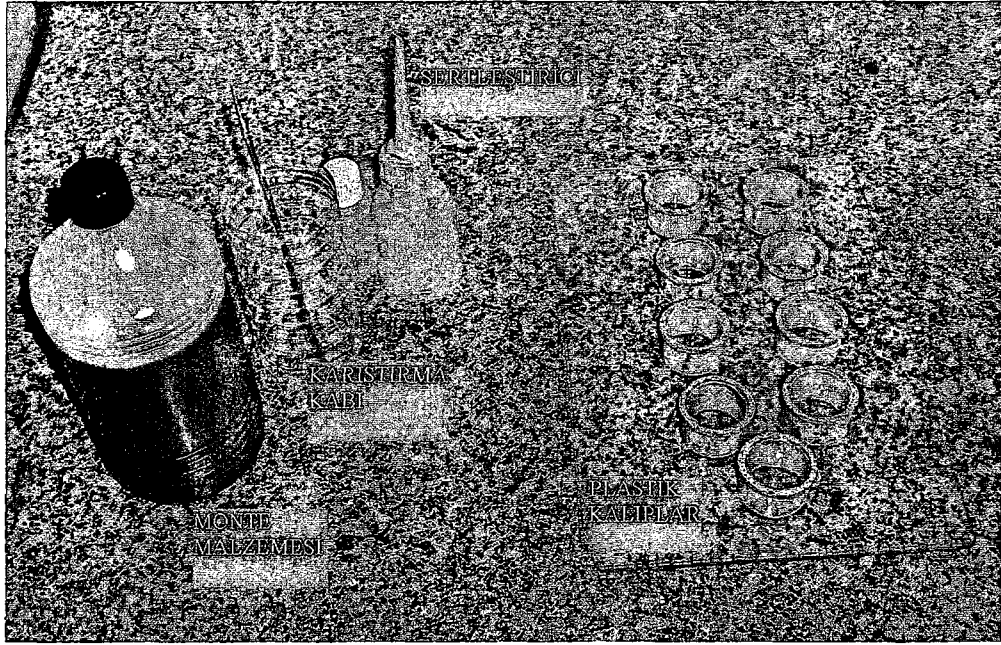
4.2.2.2 Kalıplama İşlemi

Deneysel çalışmalarda kullanılan malzemelerin boyutları çok küçük olduğundan, zımparalama ve parlatma işlemleri esnasında sorun çıkarabilmektedirler. Bu sebepten dolayı numunelere kalıplama işlemi ile daha büyük boyutlar kazandırılmıştır. Kalıplamanın bir diğer önemli sebebi ise, zımparalama ve parlatma esnasında temizliğin kolayca sağlanabilmesidir. Kalıplanmamış bir numunenin yan yüzeyinin pürüzlü olması nedeniyle, parlatma esnasında aşındırıcı malzeme (abrasif) tozları tutar ve numune ne kadar yıkanırse yıkansın bir miktar toz üzerinde kalabilir. Bu tozlar, bir sonraki parlatma kademesinde dökülerek numunenin yüzeyinde çizikler meydana getirebilirler. Numuneye kalıplama yapılarak bu olumsuzluk giderilebilir. İki tip kalıplama yöntemi vardır:

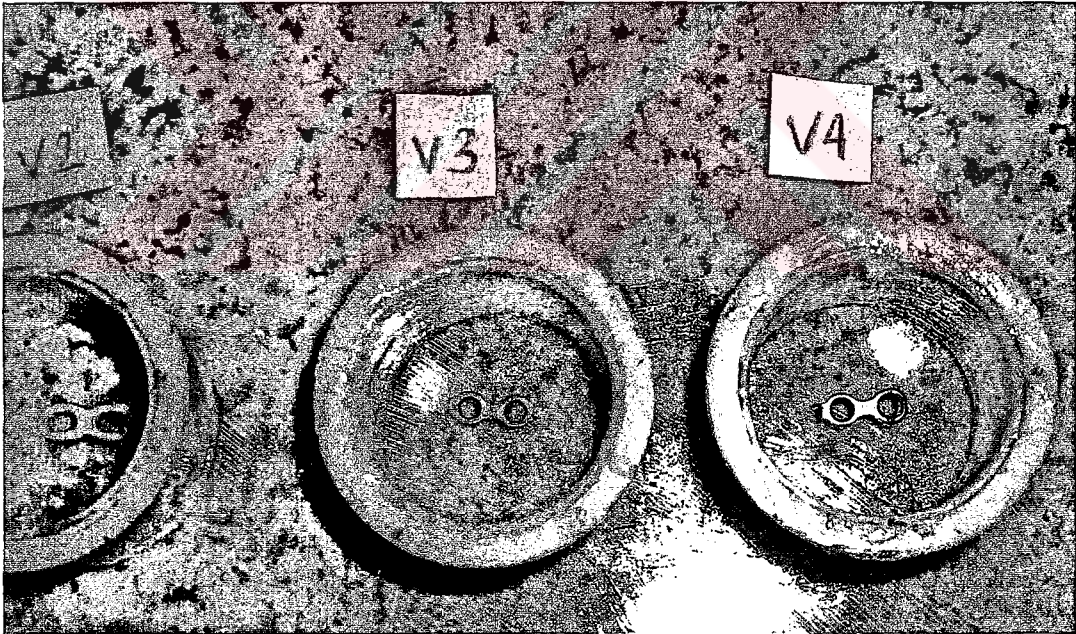
- Sıcak kalıplama,
- Soğuk kalıplama.

Sıcak kalıplamada, genellikle bu iş için özel olarak imal edilmiş presler kullanılır. Bu yöntemde kullanılan malzeme genellikle polimer esaslı tozlardır. Basınç ve sıcaklığın etkisi ile tozlar birbirine tamamen kaynarak numunenin etrafının sararlar. Kalıplama presi ile yaklaşık 5 dakika içinde kalıp elde edilmektedir. Kalıplama işlemi sırasında basınç miktarı 1000 kg/cm^2 , sıcaklık ise $150 \text{ }^\circ\text{C}$ civarlarındadır.

Deneysel çalışmalarda soğuk kalıplama yöntemi kullanılmıştır. Soğuk kalıplama işleminde, plastik silindirik kalıplar kullanılmaktadır. Monte işlemi için kullanılan malzeme sıvı plastik (polyester, epoksi vb.) ve sertleştirici (LuperoxGZL) maddeden oluşmaktadır. Bu çalışmada monte sıvısı olarak, metil etil keton peroksit esaslı malzeme kullanılmıştır. Malzemenin pembe rengi, içine katılan kobalt elementinden ($10 \text{ g Co/ 1 kg sıvı}$) kaynaklanmaktadır. Kobalt katılma sebebi ise monte malzemesi ve sertleştirici arasında reaksiyonun gerçekleşmesi içindir. Kobalt katılmazsa reaksiyon gerçekleşmeyecektir. Kullanılan sertleştirici, şeffaf renkli olup, LuperoxGZL bileşimindedir. Karışım oranı ise her kalıp hacmi için üç damla sertleştiricidir. Soğuk monte işleminde kullanılan malzemeler şekil 4.11'de gösterilmektedir.

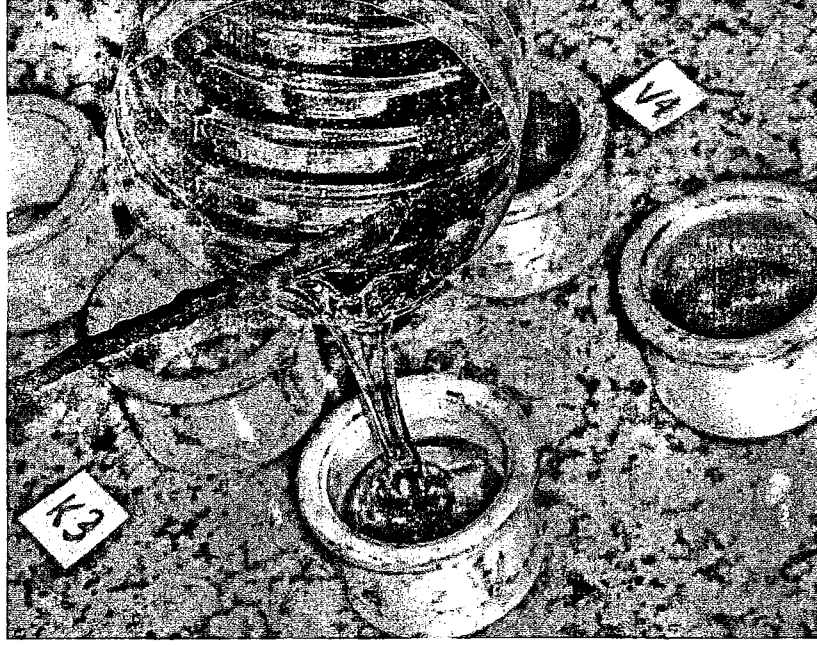


Şekil 4.11 Soğuk kalıplama malzemeleri.



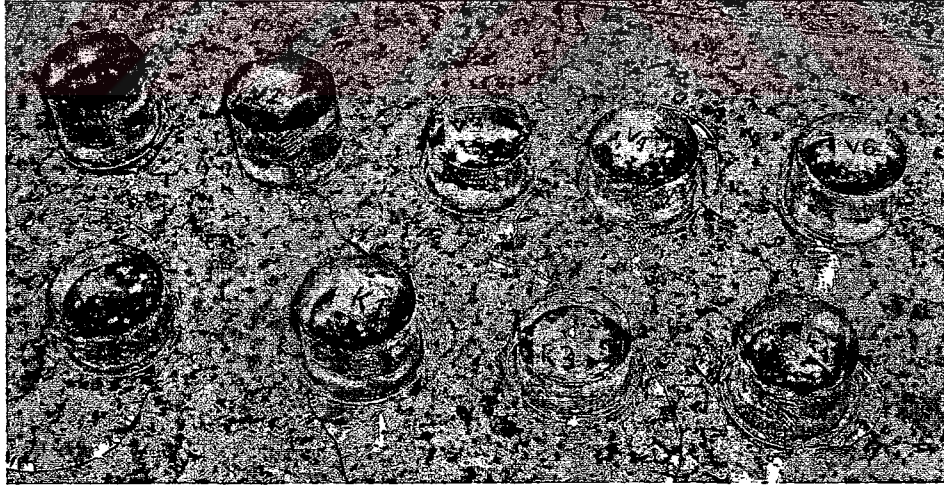
Şekil 4.12 Kalıp içerisine yerleştirilen malzemelerin görüntüsü.

Vücuttan çıkarılan ve kullanılmamış plaklar, sırasıyla plastik kalıpların içerisine yerleştirildi (şekil 4.12) ve şekil 4.13'te görüldüğü gibi karışım, kalıplara döküldü.



Şekil 4.13 Karışımın kalıplara dökülmesi.

Karışım kalıplara döküldükten sonra, kalıpların üzerine numara levhaları yerleştirildi. Daha sonra ise sertleşme reaksiyonlarının tamamlanması için kalıplar kurumaya bırakıldı. 2 saat sonra numuneler kalıplardan çıkarıldı (şekil 4.14).



Şekil 4.14 Malzemelerin kalıptan çıkartıldıktan sonraki görüntüsü.

4.2.2.3 Zımparalama İşlemi

Numuneler sertleştikten sonra zımparalama işlemi uygulanmıştır. Zımparalama işleminde SiC esaslı aşındırıcı kağıtlar kullanılarak, yüzey pürüzlülüğü kaba olarak giderilmiştir. Amaç; parlatma işlemi öncesinde mümkün olan en kısa sürede kolayca giderilebilecek minimum

hasar içeren düzgün yüzeyler elde etmektir. Her kademedede, bir önceki kademedede kullanılan aşındırıcı boyutundan daha küçük boyutta aşındırıcılar kullanılmıştır. Böylece her kademenin numune üzerinde oluşturduğu deformasyon ve çizik minimuma indirilmiştir. Zımparalar zımpara numarası ile ifade edilirler.

Hem zımparalama hem de parlatma işlemi aynı zımparalama cihazında [Metkon Gripo 1 (grinder-polisher)] yapılmıştır (şekil 4.15).



Şekil 4.15 Zımparalama ve parlatma cihazı.

Kullanılan zımpara kağıtlarının yüzeyindeki SiC, sentetik bir aşındırıcı olup, kum ve koktan elde edilmektedir. Zımpara numarası arttıkça, tane boyutu küçülmektedir. İşlem esnasında kullanılan zımpara kağıtlarının numaraları 60,120,180,220,320,400,600,800,1000,1200'dür. Zımpara numarası, zımpara levhasının 1 mm²'lik yüzeyinde bulunan SiC tanelerinin sayısı anlamına gelmektedir. Cihazın üzerinde bulunan halka kaldırılarak zımpara kağıtları yerleştirilir. Her bir numune için yukarıda numaraları belirtilen zımparalama kağıtları, küçükten büyüğe doğru sırası ile kullanılmıştır. Bu işlem sırasında, bir zımpara kağıdından diğerine geçilirken dikkat edilecek önemli unsur; parça üzerinde oluşan izlere dik yeni bir açı ile zımparalamaya devam etmektir. Yani bir numuneden diğer bir numuneye geçerken, numune yüzeyinde 90° 'lik bir çevirme işlemi uygulanır ve zımparalama yapılır. Zımparalama

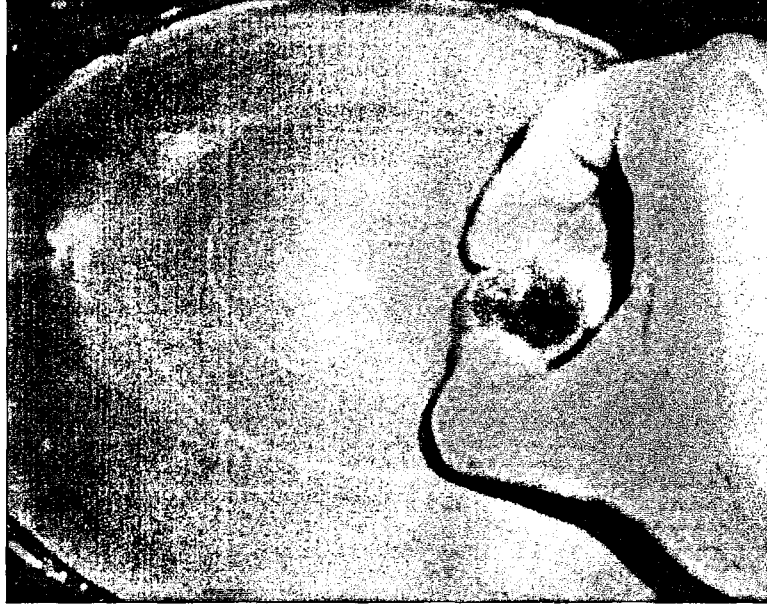
esnasında numune yüzeyinde oluşan çizikler bir sonraki zımparalama ile ortadan kaldırılır (şekil 4.16).



Şekil 4.16 Zımparalama işlemi.

4.2.2.4 Parlatma İşlemi

Zımparalama işleminden sonra parlatma işlemi uygulanmaktadır. Zımparalama işleminde olduğu gibi, parlatma işlemi de numune yüzeyinde bir önceki kademedede oluşan hasarı gidermek için uygulanır. Parlatma işlemi, ince ve kaba parlatma olarak iki kademeli olarak uygulanmıştır. Parlatma işlemi, zımparalama işleminde kullanılan cihazda yapılmış olup, işlem; cihazın üzerine geçirilen çuhanın yüzeyinde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan parlatma kumaşının nem derecesi önemlidir. Nem miktarı düşük olursa, numune yüzeyinde lekelenmeler meydana gelir. Parlatma çarkının hızı 150-350 devir/dakika arasında değişebilmektedir. Kaba parlatma kademesinde yüksek devir , ince parlatma kademesinde ise düşük devir kullanılır. İlk olarak kaba parlatma işlemi yapılır ve çuha üzerine alüminyum oksit içeren süspansiyon (Toz Al_2O_3 , tane boyutu: 40 μm) dökülerek bu işlem gerçekleştirilir. Daha sonra ise ince parlatma kademesine geçilir. Bu işlem kademesinde de çuha üzerine alümina parlatma sıvısı konulmuştur. İşlem sırasında belirli zaman aralıklarında birkaç damla etanol (C_2H_5OH) eklenmiştir (şekil 4.17). Bu işlem kademeleri her bir numune için tek tek uygulanmıştır.



Şekil 4.17 Parlatma işlemi.

Parlatma işleminin uygulanması sırasında numune, parlatma diskinin merkezinden dışa doğru, ileri geri hareket ettirilir. Alümina ve etilanol'ün homojen bir şekilde dağılımı sağlanır. İşlem sonunda malzemelerin yüzeyi, ayna gibi bir görüntü almaktadır.

4.2.2.5 Dağlama İşlemi

Parlatma işleminden sonra numunelerin yüzeyi su altında bolca yıkanır, kurutulur ve ardından dağlama işlemi uygulanır. Bu işlemde “dağlama ayracı” olarak adlandırılan çözeltiler kullanılmaktadır. Çözeltilerin kimyasal bileşimleri malzemeye göre değişmektedir. Deneysel çalışmalarda kullanılan titanyum esaslı malzemeler için aşağıdaki bileşime sahip dağlama ayracı seçilmiştir:

- 85 ml distile H_2O
- 10 ml HF
- 5 ml HNO_3 (Geçkinli, 1989).

Dağlama işlemi sırasında oluşan etki mekanizması elektrokimyasal nitelikte olup, numune; dağlama ayracı ile temas ettiğinde fazlar arasında potansiyel farkı oluşmaktadır. Daha yüksek potansiyele sahip olan faz, diğerine kıyasla anodik (elektropozitif) yapıdadır ve dağlama esnasında çözülmeye başlar. Diğer faz ise katodik (elektronegatif) yapıdadır ve daha düşük potansiyele sahip olduğundan dolayı, her hangi bir değişikliğe uğramaz. Bileşenler arasındaki

potansiyel farkı, elektropozitif fazın dağlayıcı içinde uygun oranda çözünmesi için yeterli olmaktadır. Anodik fazın çözünmesinden dolayı tane sınırlarında madde kaybına bağlı olarak bir çukurlaşma oluşmaktadır. Böyle bir malzeme, mikroskopta incelendiğinde ışınların farklı bir açıyla yansıtılmasından dolayı çözünen bu faz, karanlık olarak görülür. Katodik faz ise dağlama çözeltisinden etkilenmediğinden, gelen ışınları aynı açı ile yansıtır ve mikroskopta parlak olarak görülür.

Dağlama ayracı, malzemelerin yüzeyinde 2 ile 20 saniye aralığında bekletilmiştir. Her malzeme için belirli bir dağlama süresi belirlenmektedir. Dağlama süresinin üzerine çıkılırsa, aşırı dağlama olacağından, elektronegatif karakterde olan faz, elektropozitif fazın özelliklerine sahip olabilir ve yapı istenen şekilde görülemeyebilir. Böyle bir durumda parlatma işlemine geri dönülür ve işlem kademeleri tekrarlanır. Şekil 4.18’ de dağlama işlemi gösterilmektedir.



Şekil 4.18 Dağlama işlemi.

Mikroskopta incelenecek malzemeler, dağlama işleminden sonra suyun altında bolca yıkanır ve bu sayede yüzeylerinden dağlama ayracının uzaklaştırılması sağlanır. Daha sonra ise yüzeyleri sıcak hava ile kurutulur. Kurutma işleminin nedeni, su damlacıklarının malzemenin yüzeyi üzerindeki görüntüyü bozmasını engellemek içindir (hareli görüntü). Kurutulan malzemeler, nemden ve havadan korumak amacıyla içerisinde silika taneleri bulunan desikatör içinde korunmuşlardır.

4.2.3 Taramalı Elektron Mikroskobu İncelenmesi (SEM: Scanning Electron Microscope)

Metalografik işlem kademeleri uygulanmış malzemeler, iç yapılarının belirlenmesi için SEM’de (JEOL JSM-5410LV Scanning Electron Microscope) incelenmişlerdir. Malzemeler; plastik monte malzemesi içine gömüldüğünden iletkenlikleri düşmektedir. Malzemelerin iletkenliğini arttırmak için yüzeyleri altın ile kaplanmıştır.

4.2.4 EDX Analizi (SEM-EDX)

Kullanılan titanyum esaslı plakların element konsantrasyonlarının belirlenmesi için EDX analizi yapılmıştır. Amaç; hem yapıdaki elementlerin oranını bulmak hem de dokulardan yapıya element geçişi olup olmadığını belirlemektir. Analizler SEM (JEOL JSM-5410LV Scanning Microscope) mikroskobunda gerçekleştirilmiş ve malzemelerin EDX analizinin alındığı bölgelerin fotoğrafı çekilmiştir.

4.2.5 Stereomikroskop Çalışması

Bu çalışmada; metalografik işlemler sırasında kesilmiş olan numunelerin ikinci kısımları kullanılmıştır. Malzemeler, düz bir geometrik yapıya sahip olmadıklarından dolayı, mikroskop altında sağlıklı görüntü elde edilememiştir. Bu nedenle “kalıplama” işlemi uygulanmıştır. Bu çalışmanın yapılma amacı; malzemelerin üç boyutlu olarak yüzeylerinin incelenmesidir. Malzemelerde vida giriş yerleri, yüzeylerdeki izler ve çatlaklar görüntülenmiştir. Bu çalışmada kullanılan cihaz* iki kısımdan oluşmaktadır:

1- Mikroskop (Leica MZ75 Stereomicroscope)

2- Kamera (Leica DFC280 Dijital Kamera)

*İncelemeler Leica firmasının Türkiye genel mümessili olan Gantenbein Ticaretin Koşuyolu’nda bulunan merkezinde gerçekleştirilmiştir.

4.2.6 Mekanik Testler

4.2.6.1 Sertlik Testi

Stereomikroskop çalışması için kalıplanmış olan malzemeler, sertlik testi için de kullanılmıştır. Malzemelerin yüzeyleri düzgün bir geometrik yapıda olmadığından kalıplama işlemi ile düzgünlük sağlanmıştır. Yüzeyin düzgün olmaması, sertlik testlerinde hatalı sonuçlar elde edilmesine sebep olmaktadır. Kalıplanmış malzemelerin yüzeylerindeki plastik tabakanın giderilmesi için, malzemelerin yüzeyleri zımparalanmıştır. Zımparalama işleminde

sırasıyla 120, 240, 320 ve 800 numaralı zımparalar kullanılmıştır. Sertlik ölçümleri, mikrosertlik cihazında yapılmıştır. Mikrosertlik ölçüm yönteminin koşulları, Vickers sertlik deneyi ile aynıdır. Malzemenin yüzeyine, tabanı kare ve tepe açısı 136° olan piramit şeklindeki uç, belirli bir yük altında uygulanır. Yük kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegenlerinin uzunluğu ölçülür. Uygulanan yük miktarı 200 g ve bekleme süresi 20 saniyedir. Sertlik değerini hesaplamak için ise oluşan izin köşegenlerinin ortalaması hesaplanmıştır. İlk ölçülen köşegen uzunluğu “*a*”, ikinci ölçülen köşegen uzunluğu ise “*b*” olarak adlandırılmıştır. Her parça için ortalama 4 ölçüm alınmıştır. Oluşturulan izlerden elde edilen 4 ölçümün *a* ve *b* değerlerinin ortalaması alınmıştır. Bu ortalamalardan yararlanarak her malzeme için bir *a* ve *b* değeri elde edilmiştir. Daha sonra (4.1) numaralı formülde *a* ve *b* değerleri yerlerine konularak, her parça için bir sertlik değeri bulunmuştur.

$$(a \times 0.0166) + (b \times 0.00033) \quad (4.1)$$

Elde edilen değerlere karşılık gelen HV değerleri sertlik dönüşüm tablosundan okunmuştur.

Yukarıda belirtilen işlemlerin sayısal örnek ile açıklanması:

V6 malzemesinin yüzeyine dört kez yük uygulanmıştır (200 g, 20 s) ve oluşan dört iz için elde edilen değerler çizelge 4.4’de verilmiştir.

Çizelge 4.4 V6 mini plağına ait “*a*” ve “*b*” değerleri.

ÖLÇÜM SAYISI	“ <i>a</i> ” DEĞERİ	“ <i>b</i> ” DEĞERİ
1. Ölçüm	2	31
2. Ölçüm	2	34
3. Ölçüm	2	34
4. Ölçüm	2	30

“*a*” değerlerinin ortalaması 2 ve “*b*” değerlerinin ortalaması 32.25 olarak bulunmuştur. Elde edilen ortalama değerler $[(a \times 0.0166) + (b \times 0.00033)]$ formülünde yerine konursa 43.8 sonucuna ulaşılır. Dönüşüm tablosundan 43.8 değerinin karşılığı 193 HV olarak bulunmuştur.

4.2.6.2 Çekme Mukavemeti

Çekme deneyi malzemelerin mukavemeti hakkında esas dizayn bilgilerini saptamak ve malzemelerin özelliklere göre sınıflandırılmasını sağlamak amacıyla kullanılır. Deney

numunesi tek ekseninde, belirli bir hızla ve sabit sıcaklıkta koparıncaya kadar çekilir. Deney numuneleri standart boyutlarda hazırlanır. Çekme deneyi sonucunda numunenin temsil ettiği malzemeye ait aşağıda verilen mekanik özellikler bulunabilir: Elastisite Modülü (E), Akma Gerilmesi (δ_{Akma}), Çekme dayanımı($\delta_{Çekme}$), Rezilyans, Tokluk, % Uzama, % Kesit Daralması.

4.2.6.3 Yorulma Mukavemeti

Uygulamada kullanılan malzemelerin çoğu kullanım esnasında tekrarlanan yükler ve titreşimler altında çalışmaktadırlar. Tekrarlı yükler altında çalışan metallerde, gerilmeler parçanın statik dayanımından küçük olmalarına rağmen, belirli bir tekrarlanma sayısı sonunda genellikle yüzeyde çatlamalara ve bunu takiben kopma olayına neden olurlar. Bu olaya “yorulma” adı verilir. Metallerdeki mekanik hasarların yaklaşık % 90’nı yorulma sonucunda oluşmaktadır.

Yorulma olayına sadece mekanik yükler değil ısı genleşme ve büzölmelerden doğan ısısal gerilmelerde neden olabilmektedir. Yorulma olayında çatlama genellikle bir çentikte, bir çizikte, bir kılcal çatlakta, korozyon bölgesinde, ani kesit değişimlerinin olduğu yerlerde veya geometrik şekillendirmelerin (vida yuvaları gibi) olduğu yerlerde başlar. Çatlak oluşumu için temel olarak üç ana faktör gereklidir: Maksimum çekme gerilmesi, uygulanan gerilmenin geniş aralıkta değişimi veya dalgalanması, yüksek tekrarlanma sayısı.

Bu ana faktörlerin yanında çok sayıda yan faktörler de sayılabilir; örneğin yüzey kalitesi, korozyon, sıcaklık, aşırı yükleme, kalıcı iç gerilmeler, mikroyapı (tane boyutu, faz dağılımı) gibi. Önemli parçaların yorulma özelliklerini elde edebilmek için, standart bir deney numunesi yerine; parçanın kendisi özel cihazlarda deneye tabi tutulmaktadır. Böylece daha güvenilir sonuçlar elde edilir.

4.2.6.4 Eğme Testi

Eğme; iki mesnet arasına yerleştirilmiş deney malzemesinin ortasına yön değiştirmeksizin bir eğme kuvveti uygulandığında oluşan biçim değişmesidir. Bu testin yapılma amacı; çenenin hareketli bölgelerinde kullanılan plakların, maksimum yük dayanımını belirlemektir. Deneyde K1, V1 ve V2 numuneleri kullanılmıştır.

Eğme testi esnasında numunelere etki eden kuvvet, numune kesitinin bir kısmında basma gerilimi, kesitin geri kalan kısmında ise çekme gerilimi oluşturur. Bu gerilmeler sonucunda numune eğilmeye başlar. Eğilme halindeki numunelerin kesitinde, iç yüzeye yakın bölgede

basma gerilimleri, dış yüzeye yakın bölgede ise çekme gerilimleri meydana gelmektedir. Eğme cihazında kullanılan yük 50 kg'dır. Numunelerin yerleştirildiği mesnetler arası uzaklık, üç numune için de numunelerin uzunlukları farklı olduğu için farklı olarak alınmıştır.

Eğme testi sonucunda eğilme dayanımı değeri hesaplanmıştır. Üretim aşamasında malzemelerin boyutlandırılması, bu değer göz önünde alınarak yapılmaktadır. Malzemenin üstüne binen yük, eğer eğilme dayanım değerinin üstünde olursa malzeme eğilebilir.

Eğilme dayanım değerinin formülü 4.2'teki gibidir.

$$\sigma_{EĞME} = 1.5 (F \times L) / (b \times h^2) \text{ (kg/mm}^2\text{)} \quad (4.2)$$

F: Cihazdan okunan eğme anındaki kuvvet (kg)

L: Mesnetler arası uzaklık (mm)

b: malzemenin genişliği (mm)

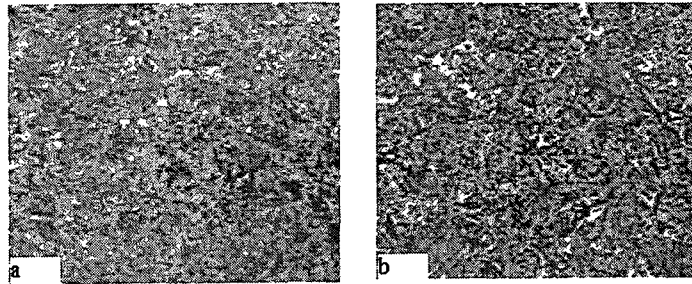
h: malzemenin kalınlığı (mm)

Bu değerler formülde yerine konularak, üç numune için eğilme dayanım değerleri bulunmuştur.

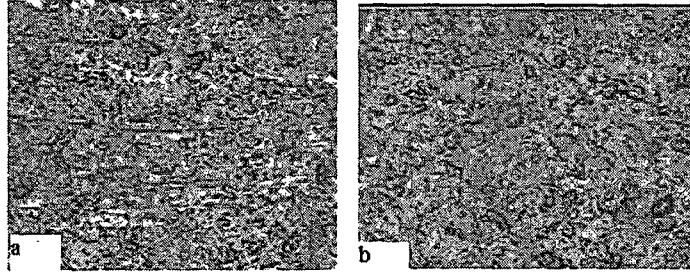
4.3 Deney Sonuçları ve Tartışma

4.3.1 Görüntü Analizi (Image Analyzer Mikroskop) Çalışması Sonuçları

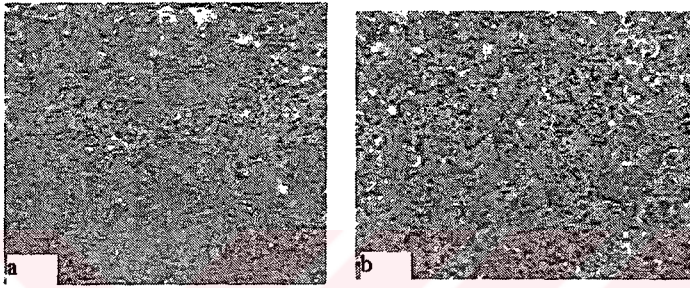
Vücuttan çıkarılmış plakların ve kontrol plaklarının (kullanılmamış plaklar), metalografik işlemler uygulanmadan önce görüntü analizi ile her iki yüzeyi de incelenmiştir. Vida giriş yuvalarının olduğu kısım plakların ön yüzeyi, fikse edilen kemik ile temas halinde olan ise arka yüzeyi kısımdır.



Şekil 4.19 K1 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

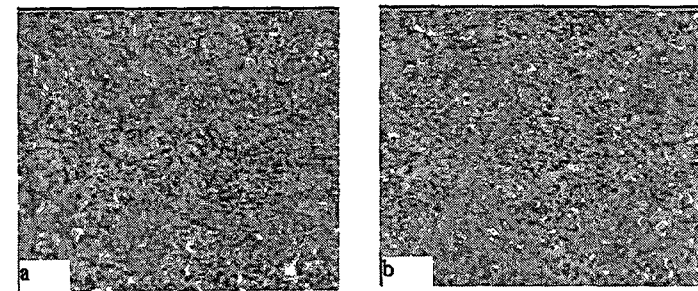


Şekil 4.20 K3 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

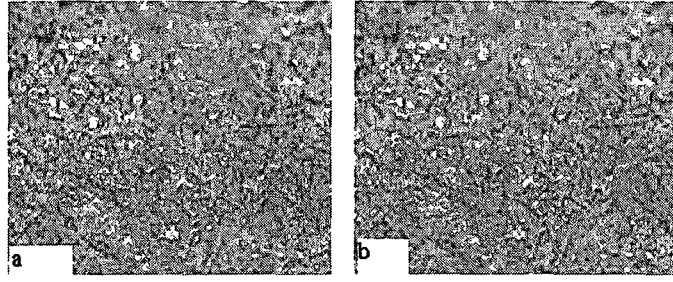


Şekil 4.21 K4 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

K1 mikro kontrol plağı (şekil 4.19) ile V1 mikro plağının (şekil 4.22) görüntüleri incelendiğinde, üç aylık klinik kullanım sonrası ön yüzeylerde farklılıklar oluşmasına rağmen V1 plağının arka yüzeyinin görüntüsünde de farklılıklar ortaya çıkmıştır. Vücut içinde kemik hücreleri ve vücut sıvıları ile üç ay süresince temasta bulunan V1 plağının alt yüzeyi üzerinde biyolojik ortamın etkisi ile değişimler meydana gelmiştir. K1 plağının arka yüzey görüntüsündeki koyu renkli bölgelerin, V1 plağının arka yüzeyine ait görüntüde kaybolduğunu ve beyaz bir tabaka oluştuğunu gözlemlemekteyiz. Yüzey görüntüsündeki değişim nedeninin, biyolojik yapıların etki ile oluştuğu düşünülmektedir.

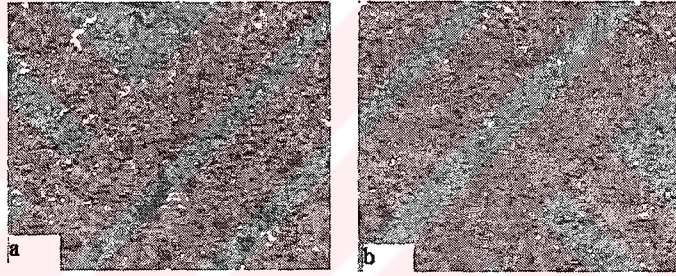


Şekil 4.22 V1 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).



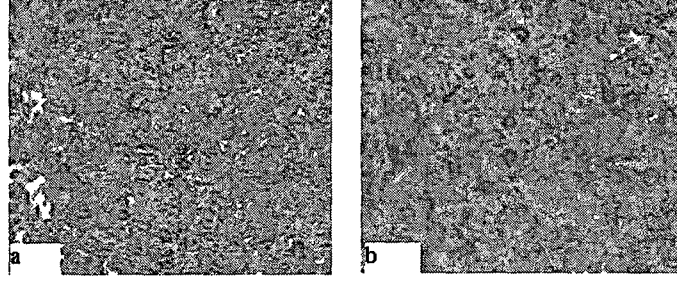
Şekil 4.23 V2 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

Kompresyon plağı olarak adlandırılan V2 numunesinin (şekil 4.23) ön ve arka yüzey görüntülerinde ise hem biyolojik yapıların etkisi hem de basma kuvvetlerinin etkisi gözlenmektedir. Basma kuvvetlerinin etkisi ile yüzeyde dalgalanmalar olduğundan yüzey homojenliği bozulmuştur.



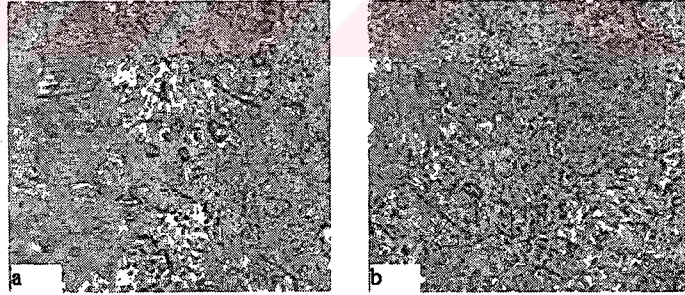
Şekil 4.24 V3 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

K3 mini plağı (şekil 4.20) ile V3 (şekil 4.24) mini plağının görüntüleri kıyaslandığında ise K3 plağına ait ön yüzey görüntüsünde (şekil 4.20-a), yüzeyde x eksenini boyunca yönlenmeler (çekme kuvvetlerinin etkisi gibi) gözlenmektedir. Fakat V3 plağı olarak adlandırılan mini plağın ön yüzeyine ait görüntü (şekil 4.24-a) fotoğrafında x eksenini boyunca oluşmuş yönlenmelerin yok olduğunu görmekteyiz. Bunun nedeni; alt çene kırığında kullanılan bu plağın hem çekme ve basma kuvvetlerinin etkisi ile, hem de biyolojik ortamın yüzeyde oluşturduğu etkileşimler ile değiştiği düşünülmektedir. V3 plağının arka yüzey görüntüsü (şekil 4.24-b), K3 plağının arka yüzey görüntüsü (şekil 4.20-b) ile kıyaslandığında K3'teki çukurcuklu yüzey yapısının V3'te çukurların doldurulması ile tümsekli yapılar haline dönüştüğü gözlenmektedir. Bunun nedeni ise 3 aylık klinik kullanım süresi içinde doku-metal yüzeyi etkileşimlerinin oluşumudur. K3 plağına ait orijinal yüzey yapısına ait görüntüler V3 plağında 3 aylık klinik kullanım süresi sonucunda tamamen değişmiştir ve yüzeyde biyolojik ortam etkisi ile yeni bileşiklerin oluşumu gerçekleşmiştir.



Şekil 4.25 V4 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

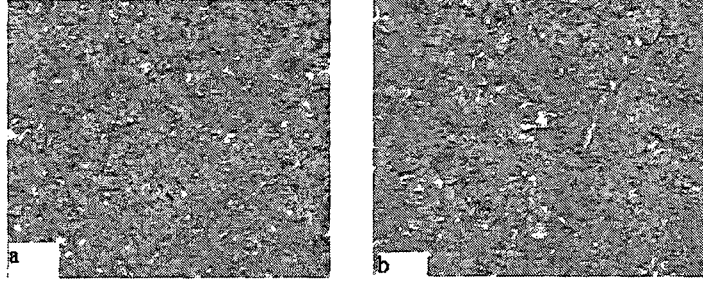
K4 mini plağına (şekil 4.21-a) ve V4 mini plağına (şekil 4.25-a) ait ön yüzey görüntüleri incelendiğinde siyah bölgelerin üzerlerinin yeni bir faz ile örtüldüğü ve yüzeyde yükseklik farklılıkları olduğu gözlenmektedir. Üst çene kırığında kullanılan bu plakların yüzeyinde basma kuvvetlerinin etkileri görülmektedir. Ayrıca plağın yerleştirilmesi sırasında klinisyenin uyguladığı kuvvetlerin etkisi de bu oluşumda göz ardı edilmemelidir. K4 (şekil 4.21-b) ve V4 (şekil 4.25-b) plaklarının arka yüzey görüntüleri ise oldukça farklılıklar göstermektedir. Arka yüzeylerin kemikle teması çok etkili olduğundan orijinal yüzeydeki poröz yapı, klinik kullanım süresi içinde büyük oranda kaybolmuştur ve yüzeyin görüntüsündeki homojenlik bozulmuştur. Bu heterojen yüzey görüntüsü; kemik metal yüzeylerinin etkileşimi, biyolojik ortamdaki bileşenlerin ve mekanik kuvvetlerin etkileri ile oluşmaktadır.



Şekil 4.26 V6 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

V6 mini plağı da (şekil 4.26) V3 plağı gibi alt çene kırıklarında kullanılmaktadır. Bu nedenle K3 kontrol plağı ile yüzey görüntüleri karşılaştırılmıştır. V6 plağının ön yüzey görüntüsü (şekil 4.26-a) ile K3 plağının ön yüzey görüntüsünü (şekil 4.20-a) incelediğimizde yüzeyin tamamen değiştiğini ve süreklilik gösteren bir tabaka ile kaplandığını görmekteyiz. Arka yüzey görüntüleri incelendiğinde ise orijinal yapı değişmemekle birlikte beyaz fazların lokal olarak arttığı bölgeler gözlenmektedir (şekil 4.26-b, şekil 4.20-b). Ayrıca V6 numunesine ait (şekil 4.26-b) arka yüzey görüntüsünün sol ve orta kısımlarında bölgesel olarak farklı

yönlenmeler göze çarpmaktadır.



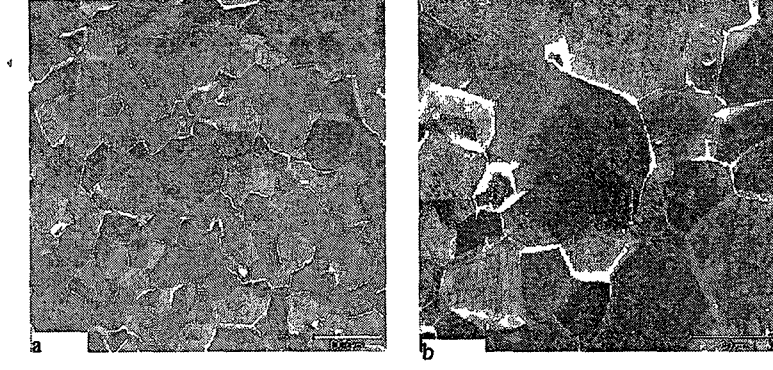
Şekil 4.27 V7 malzemesinin ön yüzey (a) ve arka yüzey (b) görüntüsü (X200).

V7 numunesinin (şekil 4.27-a ve b) ön yüzey ve arka yüzey görüntüsü arasında hemen hemen farklılık oluşmamıştır. Yapısı bozulmuş kemiğin diğer bir kemiğe tutturulmasında kullanılan V7 mini plağı, farklı kuvvetlerin etkisine maruz kalmadığından dolayı daha homojen bir yüzey yapısı gözlenmektedir. Image analyzer ile yapılan yüzey incelemeleri; K1, K3 ve K4 kontrol plakları ile klinik olarak kullanılmış V1, V2, V3, V4, V6 ve V7 plaklarına ait yüzey görüntülerinde aşağıda belirtilen farklılıkların ortaya çıktığını göstermiştir:

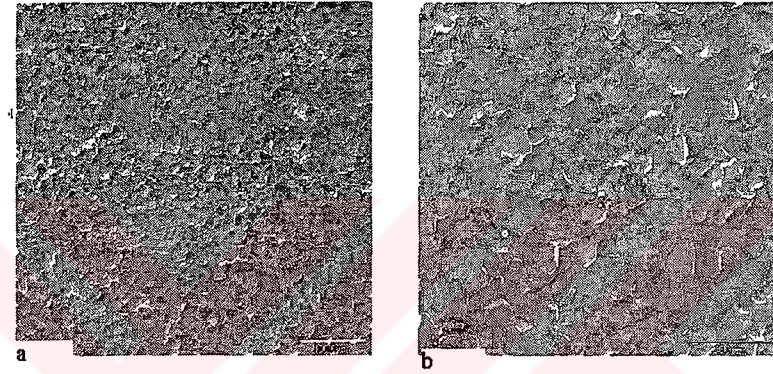
- Biyolojik ortamda yer alan yapıların etkisi,
- Kemik-metal ara yüzeylerinin etkileşimi,
- Klinik uygulama sırasında ve klinik uygulanma sonrasında oluşan kuvvetlerin etkisi.

4.3.2 Taramalı Elektron Mikroskop Sonuçları (SEM)

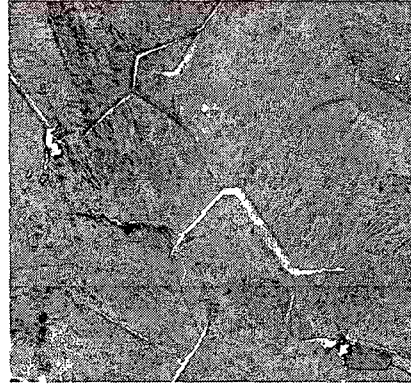
Ağız, Yüz ve Çene cerrahisinde kullanılan mini, mikro ve kompresyon plaklarının iç yapılarına ait incelemeler taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yapılmıştır. Kontrol plaklarına ait SEM görüntüleri şekil 4.28-4.30 arasında, vücutta kullanılmış plaklara ait SEM görüntüleri ise şekil 4.31-4.37 aralığındaki fotoğraflarda verilmiştir.



Şekil 4.28 K1 mikro plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).



Şekil 4.29 K3 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).

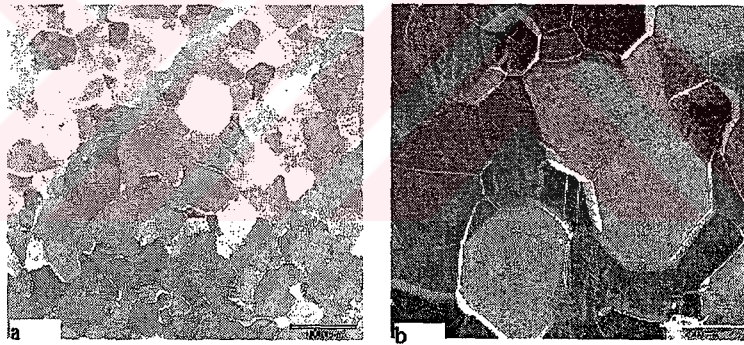


Şekil 4.30 K4 mini plağının SEM görüntüsü (X500).

Kontrol numunelerine ait SEM fotoğraflarını (şekil 4.28-şekil 4.30) incelediğimizde K1, K3 ve K4 plaklarının ($\alpha+\beta$) yapısına sahip olduğunu görmekteyiz. Bu fotoğraflarda açık renkli taneler α fazını, koyu renkli taneler ise β fazını göstermektedir. Titanyum plaklarda yüksek mukavemet ve korozyon direnci istendiğinden β fazının oranının yüksek olması istenir. Bu nedenle β stabilizatör olarak görev yapan vanadyumun konsantrasyonu artırılarak β faz

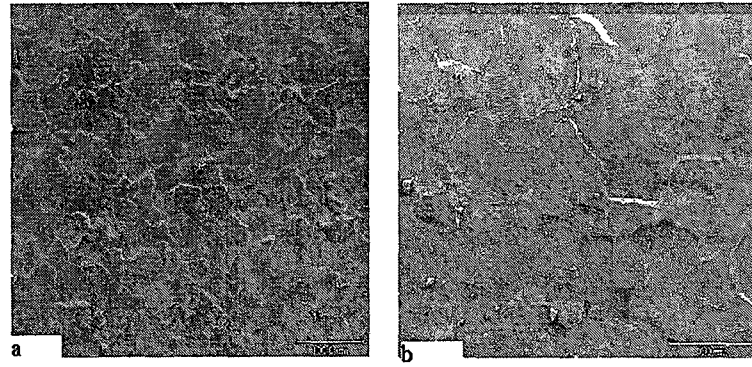
bölgesi genişletilir ve oda sıcaklığında β fazlı yapı oluşturulur [25] (Bozdoğan, 1995). Uygun seviyede $(\alpha+\beta)$ oranı verecek şekilde α ve β fazlarını stabilize edici elementler eklenerek hedeflenen alaşımlar elde edilir. Daha fazla mukavemet elde etmek için β dönüşüm sıcaklığının yakınında bir sıcaklıkta ısıtılma işlemi uygulanır. Ardından yaşlandırma işlemi uygulanarak küçük boyutta ve homojen α - β fazları çökeltir. Böylece alaşımın dayanımı artırılmış olur.

K1, K3 ve K4 kontrol plaklarına ait (X200) büyütmedeki SEM fotoğraflarını incelediğimizde (şekil4.28-şekil 4.30) K3 ve K4 numunelerinin tane boyutunun K1 numunesine göre çok daha küçük olduğunu görmekteyiz. Bu plaklara ait ortalama tane boyutu değerleri sırasıyla 64.83 μ , 52.00 μ ve 218.00 μ 'dur. Küçük boyutlu tane yapısı, malzemenin tokluk değerini arttıran bir özelliktir. K1 plağı alt çene kırıklarında kullanıldığından, yoğun olarak basma yüklerinin etkisi altındadır. Bu nedenle tokluk değerlerinin yüksek olması istenir. Tokluk bir malzemenin plastik deformasyonu sırasında enerji absorbe etme özelliğidir. Hem elastik hem plastik deformasyon sırasında absorblanan enerjinin toplam değeridir.



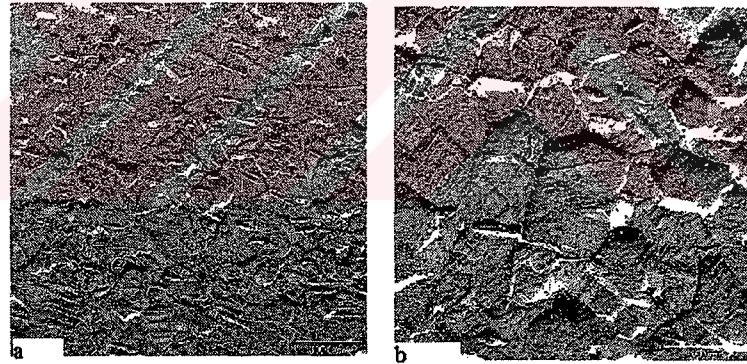
Şekil 4.31 V1 mikro plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).

V1 mikro plağına ait X200 büyütmedeki SEM fotoğrafını incelediğimizde (şekil4.31-a), V1 plağının tane boyutunun 68.89 μ , K1 plağının tane boyutuna 64.83 μ yakın olduğu belirlenmiştir. Küçük tane boyutu gösteren ve $(\alpha+\beta)$ tane yapısına sahip olan V1 malzemesinin sertlik değeri de (199 HV), K1 kontrol plağının sertlik değerine (209 HV) yakındır (çizelge 4.9). Bu da klinik kullanım sonrası mukavemetin çok fazla değişmediğini göstermektedir.



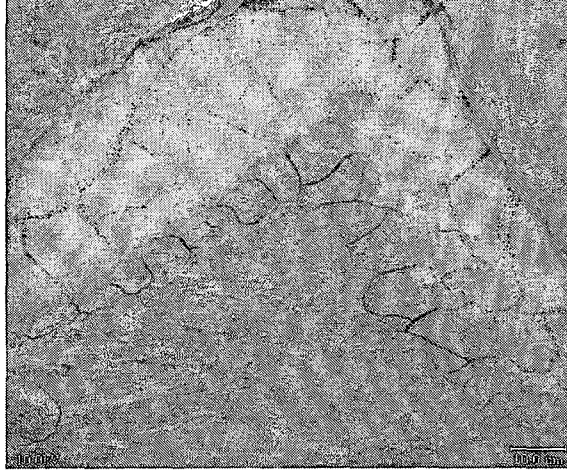
Şekil 4.32 V2 kompresyon plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).

V2 kompresyon plağına ait X200 büyütmedeki SEM fotoğrafını incelediğimizde (şekil4.32-a), V2 plağının tane boyutunun 55.73μ olduğu belirlenmiştir. Küçük tane boyutu gösteren ve $(\alpha+\beta)$ tane yapısına sahip olan V2 malzemesinin sertlik değeri de 285 HV olarak ölçülmüştür (çizelge 4.9). Bu plak basma kuvvetleri altında çalıştığından, yüksek mekanik dayanıma sahip olmalıdır.

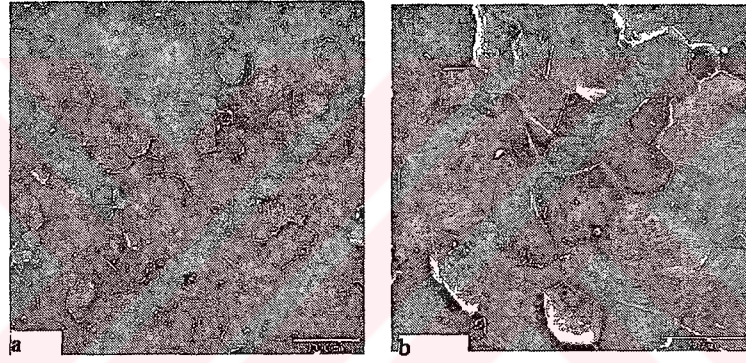


Şekil 4.33 V3 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).

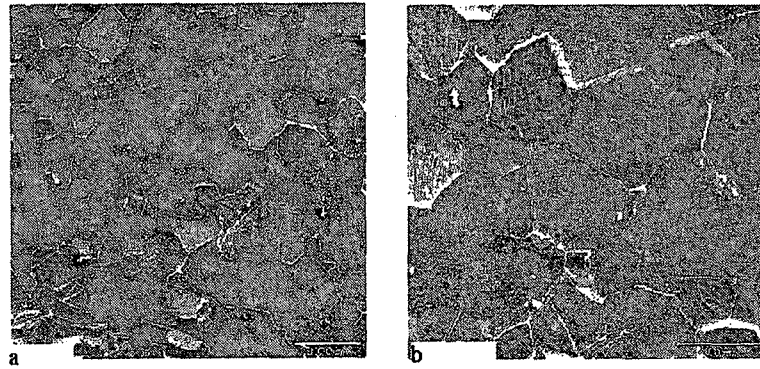
V3 mini plağına ait X200 büyütmedeki SEM fotoğrafını incelediğimizde (şekil4.33-a), V3 plağının tane boyutunun 68.18μ olduğu belirlenmiştir. Küçük tane boyutu gösteren ve $(\alpha+\beta)$ tane yapısına sahip olan V3 malzemesinin sertlik değeri de 140 HV olarak ölçülmüştür (çizelge 4.9). Sertlik değerinin düşük olmasının nedeni, alaşımın β bölgesinde tavlanmış olması ve yavaş hızda soğutulması sonucunda düzlemsel bir yapının oluşmasıdır. K3 kontrol plağı ile hemen hemen benzer mikro yapı gösteren V3 mini plağı, alt çene kırıklarında kullanılmaktadır.



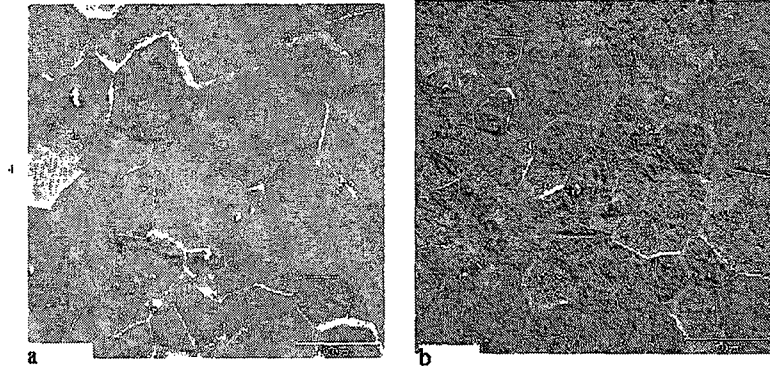
Şekil 4.34 V3 mini plağının yüzeyinde tespit edilen çatlakların SEM görüntüsü (X1000).



Şekil 4.35 V4 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).



Şekil 4.36 V6 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X200) ve (b) (X500).

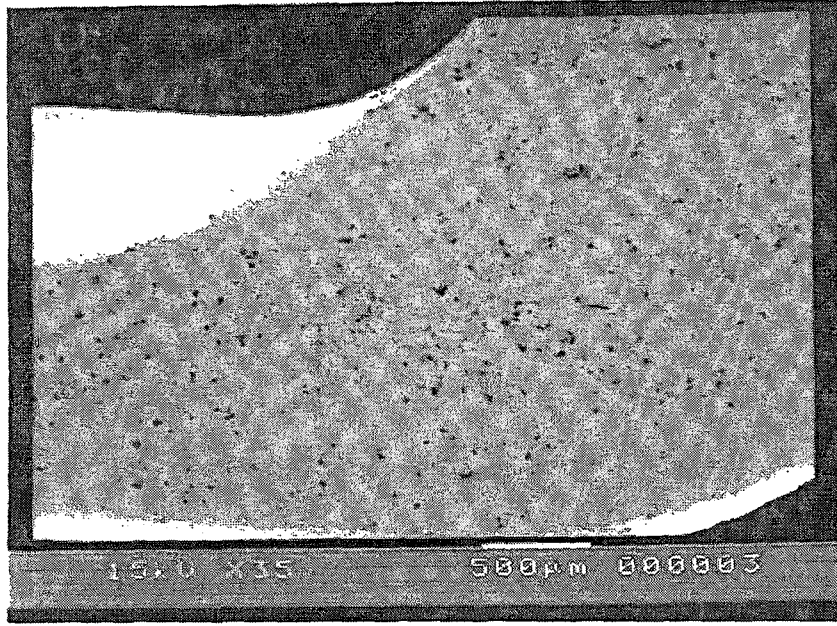


Şekil 4.37 V7 mini plağının SEM görüntüsü: (a) (X500) ve (b) (X200).

V4, V6 ve V7 plaklarına ait X200 büyütmedeki SEM fotoğraflarını incelediğimizde (Şekil 4.35-a, Şekil 4.36-a ve şekil 4.37-b) tane boyutlarının sırası ile 45.33μ , 53.17μ ve 113.33μ olduğu belirlenmiştir. V4 ve V6 mini plaklarının mikro yapı ve tane boyutu özellikleri, tane boyutu 52.00μ olan K3 mini kontrol plağı ile aynı değerlerdedir. Bu plaklar üst çene (V4) ve alt çene (V6) kırıklarında kullanıldığından benzer mukavemet özellikleri göstermektedirler. V7 fiksasyon plağı, kırık kemiklerin tutturulmasında kullanıldığından, bu nedenle ortalama tane boyutu diğerlerine göre daha büyük yapıdadır (113.33μ). V4 ve V7 plaklarının kalınlıkları çok küçük olduğundan bu malzemelerde mekanik özellikler ölçülememiştir. Fakat mikro yapı, iri taneli bir yapı olarak belirlendiğinden, diğer plakların mekanik özelliklerinden daha zayıf bir yapının olduğunu söyleyebiliriz. Çünkü tane boyutu artıkça malzemenin tokluk değeri, sertlik değeri ve çekme dayancı azalmaktadır.

4.3.3 EDX Analiz Sonuçları

Ağız Çene ve Yüz cerrahisinde kullanılan titanyum esaslı plakların SEM-EDX analizleri (çizelge 4.5- çizelge 4.8) ve analiz alınan bölgelerin görüntüleri (şekil 4.38- şekil 4.41) verilmiştir. K1, V1, V2 ve V3 plaklarına ait numunelerde öncelikle SEM görüntüleri elde edilmiş ve görüntülerin siyah renkli ve beyaz renkli bölgelerinden EDX analizleri alınmıştır. Titanyum alaşımı içinde bulunan elementlerin % ağırlıkça konsantrasyonları belirlenmiştir.

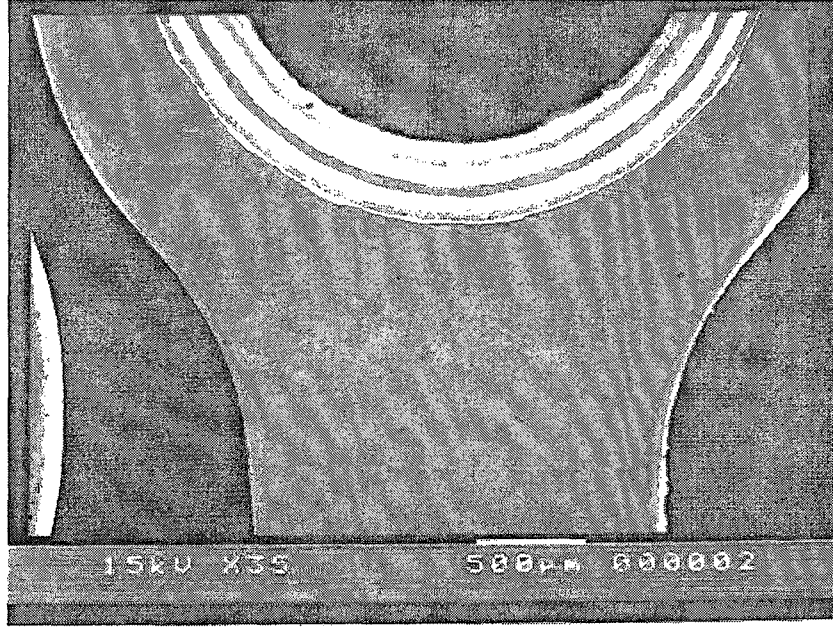


Şekil 4.38 K1 malzemesinin EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.

Çizelge 4.5 K1 plağının EDX analizi.

ELEMENT	KONSANTRASYON (% AĞIRLIKÇA)
Al	0.801
Si	3.341
Ti	93.324
V	2.534

K1 mikro plağının EDX analizi sonucunda yapıda titanyum, alüminyum ve vanadyum elementlerinin miktarı belirlenmiştir. Farklı olarak yapıda silisyum elementi belirlenmiştir (çizelge 4.5).

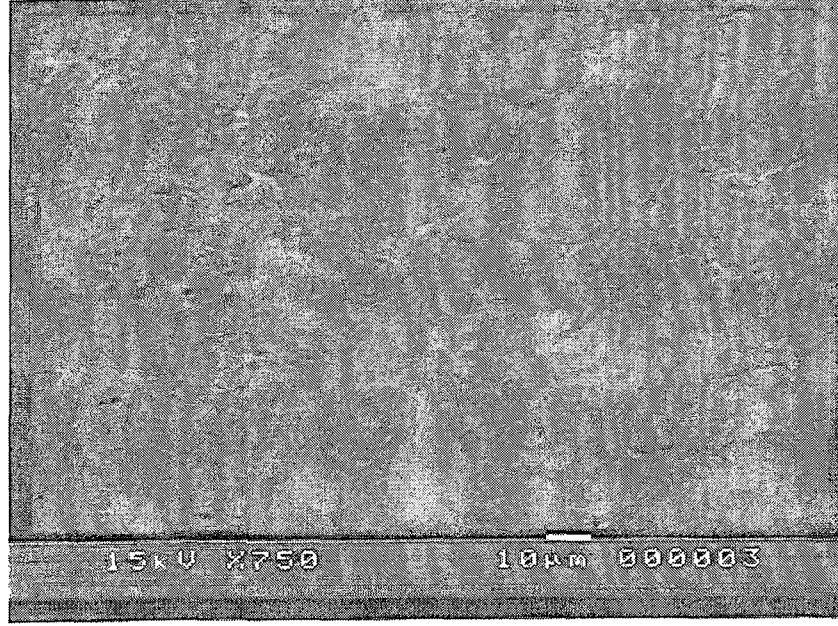


Şekil 4.39 V1 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.

Çizelge 4.6 V1 plağının EDX analizi.

ELEMENT	KONSANTRASYON (% AĞIRLIKÇA)
Al	0.208
Si	0.270
P	0.163
Ti	95.500
V	3.196
Zr	0.663

V1 mikro plağının analiz sonuçları incelendiğinde yapıda titanyum, alüminyum ve vanadyum elementlerinin bulunduğu görülmektedir. K1 mikro plağının yapısında da belirlenmiş olan silisyum elementi, V1 mikro plağının yapısında da bulunmuştur. Farklı olarak ise fosfor ve zirkonyum elementlerine rastlanmıştır (çizelge 4.6).

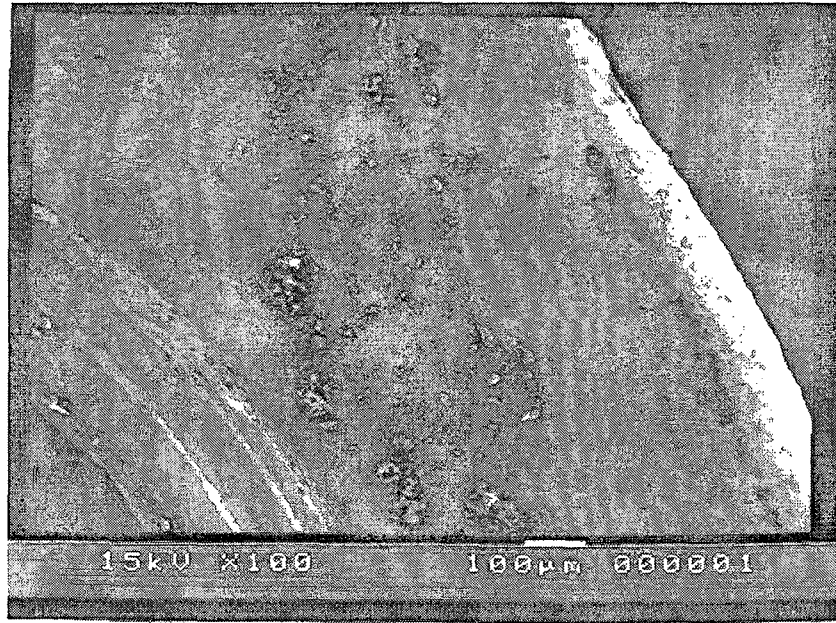


Şekil 4.40 V2 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.

Çizelge 4.7 V2 plağının EDX analizi.

ELEMENT	KONSANTRASYON (% AĞIRLIKÇA)
Al	0.299
Ti	95.772
V	3.979

V2 kompresyon⁴ plağının EDX analizi alındığında titanyum, vanadyum ve alüminyum elementlerinin yapıda bulunduğu saptanmıştır (çizelge 4.7).



Şekil 4.41 V3 plağının EDX analizi alınan bölgesinin SEM görüntüsü.

Çizelge 4.8 V3 plağının siyah ve beyaz renkli bölgelerinin EDX analizleri.

BEYAZ RENKLİ BÖLGE		SİYAH RENKLİ BÖLGE	
Element	% Konsantrasyon	Element	% Konsantrasyon
C	35.057	Al	1.458
O	7.669	V	2.744
Si	5.074	Ti	95.798
Ti	52.200		

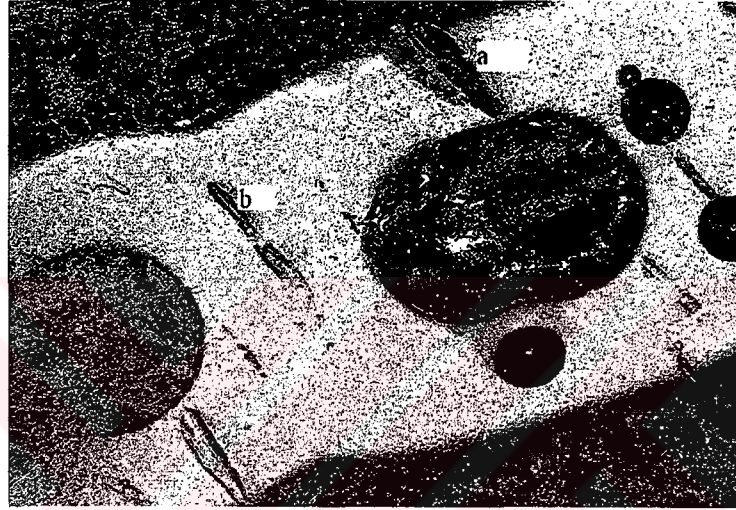
V3 mini plağının analizinde iki farklı bölgeden değerler alınmıştır. Yapıda titanyum, vanadyum ve alüminyum elementlerinin yanında karbon ve oksijen gibi biyolojik yapılardan gelebilecek elementlerin varlığı da saptanmıştır. Yapıdaki karbon ve oksijenin varlığı, plakların üzerini çevreleyen dokularla mini plağın etkileşimini göstermektedir.

EDX analizleri, Ti-6Al-4V alaşımından yapılmış plakların klinik kullanım sonrası bölgesel olarak korozyona uğradığını göstermektedir. Çizelgelerde verilen Al ve V değerlerindeki

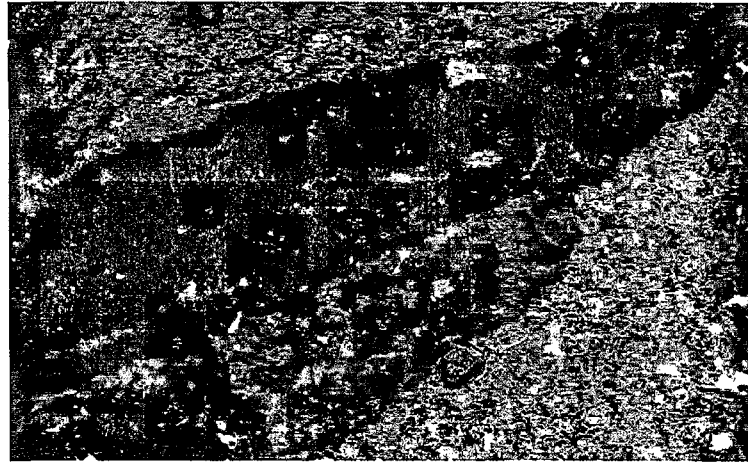
düşüşler bunu kanıtlamaktadır.

4.3.4 Stereomikroskop Çalışması Sonuçları

Titanyum esaslı medikal plakların düşük büyütmelerde ve üç boyutlu incelemeleri stereomikroskop ile yapılmıştır. 6.3 büyütmede yapılan incelemeler ile yüzeyde klinik kullanım öncesi yer alan ve klinik kullanım sonrası oluşan hasarlar incelenmiştir (şekil 4.42-4.50).



Şekil 4.42 V1 mikro plağının görüntüsü (X6.3).



Şekil 4.43 V1 malzemesinin a bölgesinin görüntüsü (X25).

Şekil 4.42’de V1 plağına ait stereomikroskop görüntüsü yer almaktadır. Bu görüntüde yer alan hasarlar aşağıda belirlenmiştir:

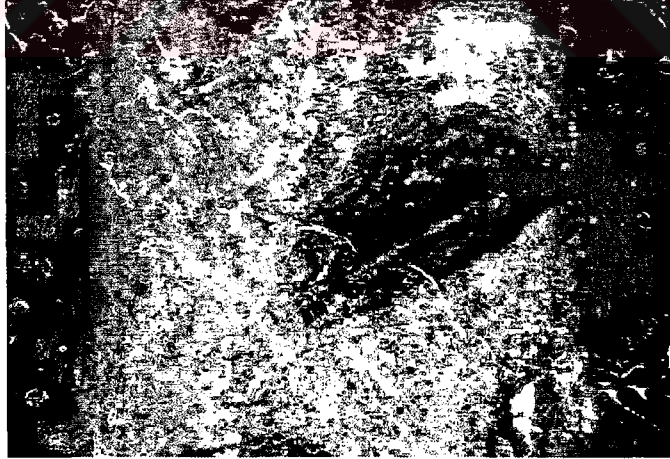
(a) Çatlak

(b) Klinisyenin çalışması sırasında oluşan çizikler.

(a) bölgesine ait 25 büyütmedeki görüntü (şekil 4.43), (a) ile gösterilen siyah bölgenin, (b) ile gösterilen çiziklerden farklı özellikte olması nedeniyle alınmıştır. Bu bölgede derin bir çatlak ve deformasyon vardır. Hem kenara hem de vida oyuğuna yakın olan çatlak, çentik etkisi ve zayıfta olsa biyolojik ortam etkisi ile oluşmuş olabilir. Ayrıca üretim ve şekillendirme sırasında oluşan iç yapısal zayıflıklar da ilave bir etken oluşturabilmektedir.

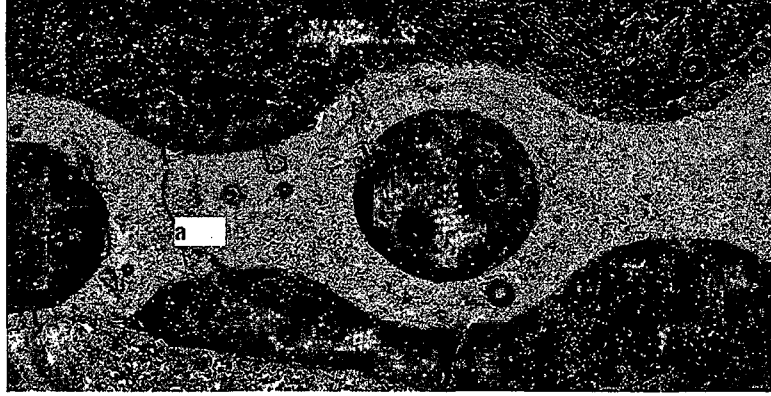


Şekil 4.44 V2 malzemesinin görüntüsü (X6.3).



Şekil 4.45 V2 malzemesinin görüntüsü (X25).

V2 kompresyon plağının yüzeyinde oluşmuş çatlaklar ve deformasyonlara ait stereomikroskop görüntüsü şekil 4.44'de verilmektedir. Aynı malzemenin yüzeyinde yer alan a bölgesinin 25 büyütmedeki görüntüsü, derin bir çatlak oluşumunu göstermektedir. Ayrıca malzemenin kenar kısımlarının geometrik düzgünlüğü de bozulmaya başlamıştır (şekil 4.45).



Şekil 4.46 V3 malzemesinin görüntüsü (X6.3).

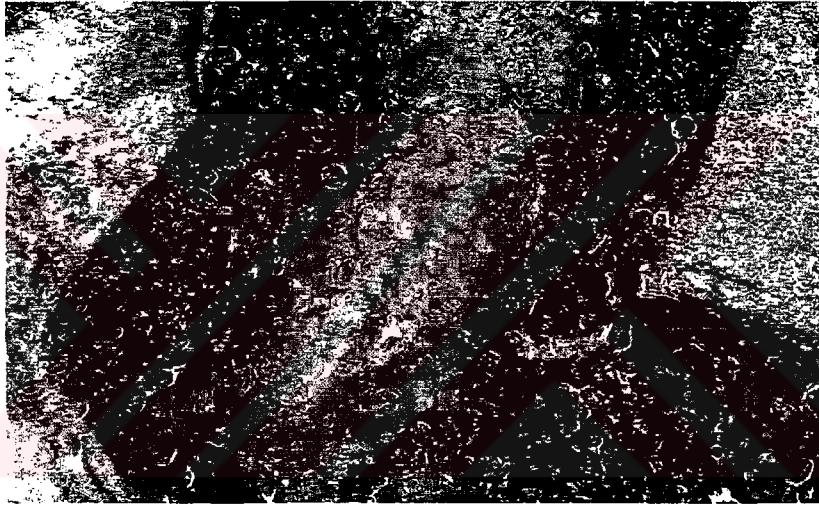


Şekil 4.47 V3 malzemesinin görüntüsü (X25).

V3 plağının stereomikroskop görüntüsünü incelediğimizde boyun bölgesinde kenarlar boyunca bir çatlak oluştuğunu görmekteyiz (şekil 4.46). Bu çatlağı 25 büyütmede incelediğimizde ise çatlağın bulunduğu bölgede deformasyon oluştuğunu ve malzemenin zayıfladığını gözlemlemekteyiz (şekil 4.47).

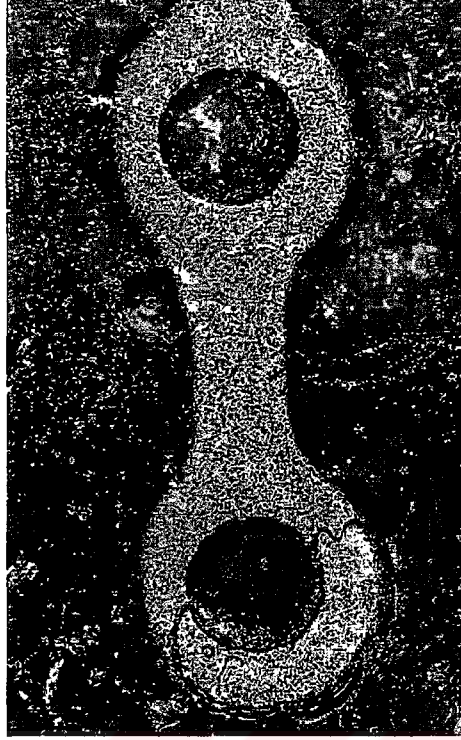


Şekil 4.48 V6 malzemesinin görüntüsü (X6.3)



Şekil 4.49 V6 malzemesinin görüntüsü (X25).

V6 plağının yüzeyinde yer alan a bölgesinde, önemli bir plastik şekil değişimi oluşmuştur (şekil 4.48). 25 büyütmede yapılmış incelemede ise bu bölgede önemli bir bozulma meydana geldiğini gözlemlemekteyiz (şekil 4.49).



Şekil 4.50 K4 malzemesinin görüntüsü (X6.3).

Kontrol numunesi K4'e ait stereomikroskop görüntüsü, önemli bir üretim veya deformasyon hatası olmadığını göstermektedir (şekil 4.50).

Diğer görüntülerle K4 numunesinin görüntüsünü karşılaştırdığımızda; üç aylık klinik kullanım ömrünün bile malzemede önemli mekanik ve kimyasal değişimler oluşturduğunu gözlemlemekteyiz.

4.3.5 Mekanik Testlerin Sonuçları

Kontrol ve vücutta kullanılmış plaklara ait mekanik testlerin sonuçları çizelge 4.9-4.13 arasında verilmiştir. Malzemelerin sertlik değerleri, mikrosertlik yöntemi ile ölçülmüş ve bu değerlerin HV (Vickers sertliği) değerlerine çevrilmiştir (çizelge 4.9).

Çizelge 4.9 Malzemelerin sertlik değerleri.

MALZEME ADI	MİKRO SERTLİK DEĞERLERİ	MİKRO SERTLİK DEĞERLERİNİN HV KARŞILIĞI
V1	43.2	199
V2	36.1	285
V3	51.5	140
V6	43.8	193
K1	42.1	209
K3	41.0	221
K4	48.1	160

K1 ve V1 mikro plaklarına ait sertlik değerlerini karşılaştırdığımızda, V1 plağının sertlik değerinde 10 HV'lık bir azalma olduğunu gözlemlemekteyiz. V2 plağı kompresyon plağı olduğu için en yüksek sertlik değerine sahiptir. Sertlik değeri ile tane boyutu arasında ters orantı bulunmaktadır. Örneğin; tane boyutu 64.83 μ olan K1 plağının sertlik değeri, tane boyutu 52 μ olan K3 plağından küçüktür. V3 ve V6 plakları K3 mini plağı ile karşılaştırıldığında ise belirli bir azalma görülmektedir. Bu azalma tane boyutu ile açıklanabileceği gibi plaktan zamanla metal kaybının gerçekleşmiş olması ile de açıklanabilir. V4 mini plağı en düşük sertlik değerine sahiptir.

Malzemelerin sertlik değerleri ile literatürde verilen (Niinomi, 1998; Bronzio, 2000) ve sertlik değerlerinden yararlanılarak çekme dayancı değerlerine geçiş yapılmıştır (çizelge 4.10). Formül 4.3 kullanılmıştır (Bozdoğan, 1995):

$$\text{Çekme mukavemeti} = 3.45 \times \text{Sertlik değeri} \quad (4.3)$$

Çizelge 4.10 Malzemelerin sertlik ve çekme dayancı değerleri.

MALZEME ADI	SERTLİK DEĞERİ (HV)	ÇEKME DAYANCI (MPa)
V1	199	697
V2	285	998
V3	140	490
V6	193	676
K1	209	732
K3	221	774
K4	160	560

Çekme dayanımı değerleri kullanılarak yorulma dayancı limitleri formül 4.4'den yararlanılarak hesaplanmıştır. Literatürdeki çekme dayancı değerleri kullanılarak formül 4.4'den yorulma limiti sonuçları elde edilmiş ve değerlendirilmiştir. Bu sonuçlar literatürdeki değerlerle uyum sağlamaktadır.

$$\text{Yorulma limiti} = 0.5 \times \text{Çekme dayancı} \quad (4.4)$$

Yorulma dayancı limiti, o malzemenin çalıştırılabileceği maksimum yorulma yükünü göstermektedir. Bu nedenle malzemenin bu değerlerin altında çalıştırılması gerekmektedir.

Çizelge 4.11 Malzemelerin sertlik ve yorulma değerleri.

MALZEME ADI	ÇEKME DAYANCI (Mpa)	YORULMA DAYANCI LİMİTİ (MPa)
V1	697	349
V2	998	499
V3	490	245
V6	676	338
K1	732	366
K3	774	387
K4	560	280

Çizelge 4.12 Malzemelerin eğme dayanımı değerleri.

NUMUNE ADI	F DEĞERİ (kg)	L DEĞERİ (mm)	b DEĞERİ (mm)	H DEĞERİ (mm)	EĞME DAYANIMI (MPa)
K1	20	40	3.40	2	588.2
V2	1.4	20	2.1	0.65	318.2
V1	9.6	18	2.45	1.2	489.5

$\sigma_{EĞME}$ değerleri 58.82, 31.82 ve 48.95 olarak bulunmuştur. Çene bölgesine fikse edilen plaklara bu değerlerin üzerinde yük binmesi durumunda plaklarda eğilme söz konusu olacaktır.

Çizelge 4.13 Malzemelerin sertlik, çekme, yorulma ve eğme değerleri.

MALZEME ADI	SERTLİK DEĞERİ (HV)	ÇEKME DAYANCI (MPa)	YORULMA DAYANCI LİMİTİ (MPa)	EĞME DAYANCI (kg/mm ²)
V1	199	697	349	48.95
V2	285	998	499	31.82
V3	140	490	245	
V6	193	676	338	
K1	209	732	366	58.82
K3	221	774	387	
K4	160	560	280	

4.3.6 Kan Serum Analizleri

Alt çene ve üst çene kırıkları ile kırık kemiklerin fiksasyonunda üç ay süre ile kullanılmış Ti-6Al-4V plaklar, biyolojik ortamla olan yoğun ilişkileri nedeni ile metal salınımı açısından incelenmişlerdir. Bu incelemeler, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Yüz Çene Cerrahisi A.B.D.'da ameliyatı yapılmış olan hastalardan üç ay sonra alınan kan örneklerinin grafit fırınlı atomik absorpsiyon spektrofotometresi (GF-AAS) ile yapılmış ve analiz sonuçları çizelge 4.14'de verilmiştir.

Analiz Yöntemi:

Serum numunelerinden 1mL çözeltiler alınmış ve 3mL derişik HNO₃ ile 1mL H₂O₂ eklendikten sonra, kapalı mikro dalga çözme sisteminde (Mars-5) çözünürleştirme işlemi yapılmıştır. Çözünürleştirme işleminden sonra serum örnekleri çift distile su ile 10mL hacme tamamlanmıştır. Ve analizleri yapılmıştır.

Çizelge 4.14 İmplantları çıkarılmış hastaların serum analizleri.

SERUM NO	Ti (ng/mL)	Al (ng/mL)	V (ng/mL)
1	10.7	4.51	18.82
2	9.5	3.69	16.29
3	11.9	3.26	25.56

Okazaki ve Gotoh, çeşitli metalik biyomalzemelerden salınan metal iyonları ile ilgili in vitro çalışmalar yapmışlar ve ilginç sonuçlara ulaşmışlardır. Paslanmaz çelik, Co-Cr-Mo alaşımı ve Titanyum malzemeleri serum, yapay tükürük (artificial saliva) gibi ortamlarda aynı koşullar altında denemişlerdir. Elde ettikleri çözeltileri değişik yöntemlerle analiz etmişlerdir. Bu araştırmacılar, Ti-6Al-4V esaslı implant uygulanmış hastaların serumlarını operasyon sonrası analiz etmişler ve aşağıdaki sonuçları bulmuşlardır (Okazaki ve Gotoh, 2004).

Operasyon sonrası serum analizi:

Ti : 2.11- 17.2 ng/mL

Al : 2.16 ± 0.26 ng/mL

V : 0.81- 1.60 ng/mL

Literatürden elde edilen değerler ile kıyaslandığında; analizi yapılan serum 1, 2 ve 3 numunelerinde titanyum değerlerinin tolerans sınırları içerisinde kaldığı görülmektedir. Alüminyum değerleri ise tolerans sınırlarından az bir miktar fazla değerlere sahiptir. Bunun yanında vanadyum değerleri tolerans sınırlarının çok üzerinde değerler olarak bulunmuştur. Plaklardan vanadyum salınımı; titanyuma göre yaklaşık olarak iki kat, alüminyuma göre ise yaklaşık olarak beş kat daha fazladır.

Hastalara ait serum analizleri operasyon öncesi ve sonrası şeklinde yapılmalıdır. Bu çalışmada hasta sayısı, süre açısından az olduğundan ve çalışmalara implantasyon sonrası karar verildiğinden operasyon öncesi serum örneği alınamamıştır. Şu anda devam eden çalışmalarda bu durum göz önüne alınmaktadır.

Titanyum mini plak ve mikro plakların üç ay klinik kullanım sonrası içerisinde oluşan değişimler aşağıda özetlenmektedir:

Plakların korozyon ve mekanik özelliklerinde bir değişme olmaz iken, plaklardan metal salınımı söz konusu olmaktadır. Plakların cerrah tarafından hasta vücuduna yerleştirilmesi ve çıkartılması sırasında plak yüzeyinde oluşturulan çiziklerde önemli olmaktadır. Bu çizikler, plağın yüzeyinde derin oyuklar meydana getirirse, metal salınımı çok daha kolay hale gelmektedir. Daha uzun süreli kullanım sonrasında ise; ağız ortamının çok koroziv bir etki yaratmasından dolayı yapıdan metal salınımı kolaylaşacaktır. Çene bölgesindeki tekrarlı kuvvetlerin etkisi ve plakların hastalar üzerinde birden fazla kullanımı sonrası; yapılarının zayıflayacağı, geometrik şekillerinde değişimler olacağı ve fonksiyonlarını tam olarak gerçekleştiremeyeceği kesindir.

Mini plaklar mandibula kırıklarının tedavilerinde yeterli stabilite sağlanması nedeni ile tercih edilir. Aynı zamanda ortognatik cerrahi yaklaşımlarda çenelerin kafa kaidesine göre doğru konumda pozisyonlandırılması amacı ile hareketlendirilmesinden sonra ideal konumda sabitlenmesi için yine mini plakların kullanılması söz konusu olmaktadır.

Mikro plaklar ise yüz kemiklerinin kırıklarının tespit edilmesinde aşırı yük gelmeyen bölgelerde kırık kemiklerin sabitlenmesinde kullanılan materyallerdir. Bunun dışında çene kemiklerinde madde kaybına bağlı deformasyonların düzeltilmesi amacı ile başka bölgeden alınan kemiğin gerekli bölgeye nakil edilmesinden sonra sabitlenmesi için de mini yada mikro plak ve vidaların kullanılması gerekmektedir. Kullanılan bu materyaller görevlerini tamamladıktan sonra çıkartılırlar. Ancak ameliyat maliyetlerinin yüksek olması ve bu malzemelerin iyi biyouyumluluk özellikleri gösterdiği düşünülerek, doku içerisinde genellikle bırakılırlar. Çıkarılan malzemeler ise temizlenip, tekrar sterilize edildikten sonra başka bir hastada kullanılmaktadırlar. Malzemelerin dokuya uygulanması sırasında kemiklerin konturlarına uyumlanmaları için pensler yardımı ile eğilip bükülmektedir. Bu şekillendirme sırasında metal fiziksel olarak örselenmekte ve niteliğinde zayıflama olabilmektedir. Bu biçimlemeler, korozyonu hızlandıran etkenler olabilir. Bu alaşım bileşenlerinin korozyona uğraması halinde korozyon ürünlerinin dokuda olumsuz etkilere yol açması söz konusu olabilir.

KAYNAKLAR

- ASM Committee, Introduction to Titanium and Its Alloys, 353-360.
- Anusavice, K.J. (1996), Phillips' Science of Dental Materials, Tenth Edition, W.B. Saunders Company, Philadelphia.
- Askeland, D.R. (1998), Malzeme Bilimi ve Mühendislik Malzemeleri, Nobel Yayın Dağıtım Ltd. Şti., Ankara.
- Azevedo, C.R.F., Rodrigues, D. ve Neto, F.B. (2003), Ti-Al-V Powder Metallurgy Via The Hydrogenation-Dehydrogenation Process, Journal of Alloys and Compounds 353:217-227.
- Barbucci, R. (2002), Integrated Biomaterials Science, Kluwer Academic/ Plenum Publishers, New York.
- Baykut, F. (1979), Modern Genel Anorganik Kimya, İstanbul Üniversitesi Yayınları, Sayı: 2653, İstanbul.
- Black, J. ve Hastings, G. (1998), Handbook of Biomaterial Properties, Chapman & Hall, UK
- Bozdoğan, R. (1995), Malzeme Bilgisi ve Tekniği, Hava Harp Okulu Yayınları, İstanbul.
- Bronzino, J.D. (2000), The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition, Volume I, CRC Press, IEEE Press.
- Bruni, S., Martinesi, M., Stio, M., Treves, C., Bacci, T. ve Borgioli, F. (2004), Effects of Surface Treatment of Ti-6Al-4V Titanium Alloy on Biocompatibility in Cultured Human Umbilical Vein Endothelial Cells, Acta Materialia INC., Doi:10.1016/j.actbio.2004.11.001.
- Conforto, E., Aronsson, B.O., Salito, A., Crestou, C. ve Caillard, D. (2004), Rough Surfaces of Titanium and Titanium Alloys for Implant and Protheses, Materials Science and Engineering C 24:611-618.
- Çetingül, E. (1997), Çene ve Yüz Travmatolojisi, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No.10, İzmir.
- Dee, K.C., Puleo, D.A. ve Bizios, R. (2002), Tissue-Biomaterial Intereactions, John Wiley & Sons, New Jersey.
- Disegi, J.A. (2000), Titanium Alloys for Fracture Fixation Implants, Injury Int. J. Care Injured 31: S-D14-17.
- Eisenbarth, E., Velten, D., Müller, M., Thull, R. ve Breme, J. (2004), Biocompatibility of β -Stabilizing Elements of Titanium Alloys, Biomaterials 25:5705-5713.
- Enderle, J.D., Blanchard, S.M. ve Bronzio, J.D. (2000), Introduction To Biomedical Engineering, Academic Press, USA.
- Geçkinli, A. E. (1989), Metalografi I. Kısım, İstanbul Teknik Üniversite Matbaası, Gümüşsuyu.
- Gonzalez, J.E.G. ve Mirza-Rosca, J.C. (1999), Study of The Corrosion Behavior of Titanium and Some of Its Alloys for Biomedical and Dental Implant Applications, Journal of Electroanalytical Chemistry 471:109-115.
- Gümüşderelioğlu, M. (2002), Biyomalzemeler, Bilim ve Teknik Dergisi, Tübitak, Temmuz

Özel Sayısı.

Gürleyik, M.Y. (1988), Malzeme Bilgisi ve Malzeme Muayenesi, Wilhelm Domke 7. Baskı Çevirisi, Trabzon.

Hanawa, T. (1999), In Vivo Metallic Biomaterials and Surface Modification, Materials Science and Engineering A267:260–266.

Hsin Ku, C., Pioletti, P.D., Browne, M. ve Gregson, P.J. (2002), Effect of Different Ti-6Al-4V Surface Treatments on Osteoblasts Behaviour, Biomaterials 23:1447-1454.

International Standart (ISO), Implants for Surgery-Metallic Materials-Part 3, Wrought Titanium 6-Aluminium 4-Vanadium Alloy, ISO 5832-3:1996(E).

Jones, F.H. (2001), Teeth and Bones: Applications of Surface Science To Dental Materials and Related Biomaterials, Surface Science Reports 42:75-205.

Katti, K.S. (2004), Biomaterials In Total Joint Replacament, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces 39:133–142.

Lakshmi, G.S., Arivuoli, D. Ve Ganguli, B. (2002), Surface Modification and Characterisation of Ti-Al-V Alloys, Materials Chemistry and Physics 76:187-190.

Langford, R.J. ve Frame, J.W. (2002), Tissue Changes Adjacent to Titanium Plates in Patients, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 30:103–107.

Li, S.J., Ynag, R., Li, S., Hao., Y.L., Cui, Y.Y., Niinomi, M. ve Guo, Z.X. (2004), Wear Characteristics of Ti-Nb-Ta-Zr and Ti-6Al-4V Alloys for Biomedical Applications, Wear 257:869-876.

Liu, X., Chu, K.P. ve Ding, C. (2004), Surface Modification of Titanium, Titanium Alloys and Related Materials for Biomedical Applications, Elsevier B.V., Doi:10.106/j.mser.2004.11.001.

Long, M. ve Rack, H.J. (1998), Titanium Alloys in Total Joint Replacement- a Materials Science Perspective, Biomaterials 19:1621-1639.

Lu, X., Leng, Y., Zhang, X., Xu, J., Qin, L. Ve Chan, C. (2005), Comparative Study of Osteoconduction on Micromachined and Alkali-Treated Titanium Alloy Surfaces in Vitro and in Vivo, Biomaterials 26:1793-1801.

Meningaud, J.P., Poupon, J., Bertrand, J., Chenevier, C., Galliot-Guilley, M., ve Guilbert, F. (2001), Dynamic Study About Metal Release From Titanium Miniplates in Maxillofacial Surgery, Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 30:185–188.

Niinomi, M. (1998), Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys, Materials Science and Engineering A243:231-236.

Niinomi, M. (2003), Recent Search and Development In Titanium Alloys for Biomedical Applications and Healthcare Goods, Science and Technology of Advanced Materials 4:445-454.

Okazaki, Y., Gotoh, E. (2004), Comparision of Metal Release from Various Metallic Biomaterials In Vitro, Biomaterials, Article in Press.

Onaran, K. (1999), Malzeme Bilimi, Bilim Teknik Yayın Evi, İstanbul

- Papakyriacou, M., Mayer, H., Pypen, C., Plenk Jr, H. Ve Stanzl-Tschegg, S. (2000), Effects of Surface Treatments on High Cycle Corrosion Fatigue of Metallic Implant Materials, *International Journal of Fatigue* 22:873-886.
- Park, J. B. ve Kon Kim, Y. (2000), *Metallic Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*, CRC Press LLC, Boca Raton.
- Pasinli, A. (2004), *Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler*, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*.
- Puippe, C.J. (2003), Surface Treatments of Titanium Implants, *European Cells and Materials* Vol. 5. Suppl. 1, ISSN 1473-2262.
- Qazi, J.I., Senkov, O.N., Rahim, J. ve Froes, F.H. (2003), Kinetics of Martensite in Ti-6Al-4V-xH Alloys, *Materials Science and Engineering* A359:137-149.
- Ray, M. S., Matthew, I. R. ve Frame, J. W. (1998), Metallic Fragments on The Surface of Miniplates and Screws Before Insertion, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 37: 14-18.
- Silva, H.M., Schneider, S.G. ve Neto, C.M. (2004), Study of Aluminum and Vanadium-Free Titanium alloys for Biomedical Applications, *Materials Science and Engineering* C24:679-682.
- Silver, F.H. ve Christiansen, D.L. (1999), *Biomaterials Science and Biocompatibility*, Springer-Verlag, New York.
- Smith, W.F. (1996), *Principles Of Materials Science and Engineering*, McGraw-Hill, USA.
- Szabo, G. (2001), *Oral and Maxillofacial Surgery*, Semmelweis Publishing House, Budapest.
- Topbaş, M.A. (1993), *Endüstri Malzemeleri*, Yıldız Teknik Üniversitesi Yayınları, 2. Cilt, Yıldız.

İNTERNET KAYNAKLARI

- [1] www.malzemburda.com
- [2] www.swri.org/3pubs/ttoday/fall95/implant.htm
- [3] www.mmo.org.tr/muhendismakina/arsiv/2000/temmuz/gecmis.htm
- [4] www.azom.com/details.asp?ArticleID=2630
- [5] www.azom.com/details.asp?ArticleID=1413
- [6] www.kimyaokulu.com/mineral/siniflama/nabitler/altin.htm
- [7] http://www.gençbilim.com/odev/gençbilim_fizik_0000124.html
- [8] www.titaniuminfogroup.co.uk/i/pdfs/data14.pdf
- [9] www.azom.com/details.asp?ArticleID=596
- [10] www.azom.com/details.asp?ArticleID=2632
- [11] www.azom.com/details.asp?ArticleID=1743
- [12] www.azom.com/details.asp?ArticleID=1718

- [13] <http://www.partialknee.com/pages/medical/knee/overview>
- [14] http://e-radiography.net/ibase5/Knee/thumbs/Knee_ap_replacement.jpg
- [15] <http://www.evansville.net/~ict/valve-crossjones.htm>
- [16] www.materials.qmul.ac.uk/casestud/implants
- [17] http://www.ncl.ac.uk/medi/printerfriendly.htm?theURL=/medi/research/rheumatology/research_activity/teams/prog2/team3.htm
- [18] <http://www.istanbul.edu.tr/eng/maden/linkler/kayanyazilar/titan.htm>
- [19] <http://www.ido.org.tr/default.asp?ID=702>
- [20] <http://www.sanalhoca.com/kimya/element/titanyum.htm>
- [21] <http://pearl1.lanl.gov/periodic/elements/22.html>
- [22] <http://www.kimyaevi.org>
- [23] <http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=915>
- [24] <http://www.materialsengineer.com/E-Titanium.htm>
- [25] <http://www.msm.cam.ac.uk/phase-trans/2004/titanium/titanium.html>
- [26] <http://www.oceanint.com/content/materials/titanium/grades/grade1.asp>
- [27] <http://www.oceanint.com/content/materials/titanium/grades/grade2.asp>
- [28] <http://www.oceanint.com/content/materials/titanium/grades/grade3.asp>
- [29] <http://www.oceanint.com/content/materials/titanium/grades/grade4.asp>
- [30] http://naoe.hongik.ac.kr/~europa97/main_html/inside/metal_ceramic/hcpsm.gif
- [31] <http://www.nap.edu/books/0309053900/html/29.html>
- [32] <http://www.turkcadcam.net/rapor/teknoloji-patent.html>
- [33] http://www.precisiontwistdrill.com/techhelp/help_pages/surface_treatments.asp
- [34] http://www.bilhan.info/doktora_tr.htm
- [35] <http://www24.brinkster.com/shyo/html/korozyn.html>
- [36] <http://www.azom.com/details.asp?ArticleID=1547>
- [37] www.fwmetals.com/resources_specsheets/TI%206Al-4V_ELI.pdf
- [38] <http://www.azom.com/Details.asp?ArticleID=1520>
- [39] http://www.azom.com/work/JP7b2QX8eQ5C16Sx46vD_files/image005.jpg
- [40] <http://www.levinedental.com/images/implant3.jpg>
- [41] <http://members.evansville.net/ict/v-angelini-200.jpg>
- [42] <http://www.lorenzurgical.com/>

ÖZGEÇMİŞ

Doğum yeri	İstanbul	
Lise	1990-1997	Özel İstek Acıbadem Lisesi
Lisans	1998-2003	Yıldız Üniversitesi Mühendislik Fak. Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü
Yüksek Lisans	2003-2005	Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Ana Bilim Dalı

