**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

# ÇOK İŞLEVLİ UYLUK ÇİVİSİ TASARIMI, ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Muharrem MERAL**

**Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Malzeme Mühendisliği Programı**

**EKİM 2013**

**İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

# ÇOK İŞLEVLİ UYLUK ÇİVİSİ TASARIMI, ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Muharrem MERAL**
**(506101419)**

**Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Malzeme Mühendisliği Programı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Eyüp Sabri KAYALI**

**EKİM 2013**

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 506101419 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Muharrem MERAL**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı **"ÇOK İŞLEVLİ UYLUK ÇİVİSİ TASARIMI, ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ"** başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

| | | |
|---|---|---|
| **Tez Danışmanı :** | **Prof. Dr. Eyüp Sabri KAYALI**<br>İstanbul Teknik Üniversitesi | ..... |
| **Jüri Üyeleri :** | **Prof. Dr. İsmail DUMAN**<br>İstanbul Teknik Üniversitesi | ..... |
| | **Prof. Dr. Sakin ZEYTİN**<br>Sakarya Üniversitesi | ..... |

**Teslim Tarihi :** **10 Eylül 2013**
**Savunma Tarihi :** **22 Ekim 2013**

***Canım Aileme,***

## ÖNSÖZ

Bu çalışma süresince bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan, yardımını ve hoşgörüsünü benden esirgemeyen, çalışma anlayışını örnek aldığım değerli tez danışmanım Prof. Dr. Eyüp Sabri KAYALI' ya sonsuz minnettarlığımı sunarım.

Çalışma süresince numunelerimin hazırlanmasını sağlayan Dopa İlaç San. Tic. Ltd. Şti. yetkilileri ve çalışanlarına da teşekkür borçluyum.

Yaptığım deneysel çalışmalarda bana yardımcı olan Yük. Met. Müh. Onur TAZEGÜL' e teşekkürlerlerimi sunarım.

Hayatım boyunca attığım her adımda olduğu gibi yüksek lisans eğitim sürecimde de maddi, manevi desteklerini hep arkamda hissettiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan sevgili annem ve babama, kardeşime teşekkür ve minnettarlığımı sunarım.

Lisans eğitimimde hayatıma girerek, yüksek lisans eğitim sürecimde de yanımda olup bana moral ve enerji kaynağı olan Aslıhan DEMİRHAN'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eylül 2013

Muharrem Meral
Metalurji ve Malzeme Mühendisi

**İÇİNDEKİLER**

**Sayfa**

**ÖNSÖZ** ..... **vii**
**İÇİNDEKİLER** ..... **ix**
**KISALTMALAR** ..... **xi**
**ÇİZELGE LİSTESİ** ..... **xiii**
**ŞEKİL LİSTESİ** ..... **xv**
**ÖZET** ..... **xix**
**SUMMARY** ..... **xxi**
**1. GİRİŞ** ..... **1**
**2. GENEL BİLGİLER** ..... **3**
2.1 Biyomalzemelerin Tanımı ..... 3
2.2 Biyomalzemelerin Özellikleri ..... 3
2.2.1 Biyouyumluluk ..... 4
2.2.2 Toksit oluşturmama ..... 4
2.2.3 Korozyon direnci ..... 5
2.2.4 Kimyasal kararlılık ..... 5
2.2.5 Uygun yorulma dayancı ..... 5
2.2.6 Uygun tasarım ve üretim ..... 5
2.3 Kemik ve Özellikleri ..... 6
2.3.1 Kemiklerin sınıflandırılması ..... 7
2.3.2 Kemiğin mekanik özellikleri ..... 8
2.3.3 Kırık tanımı ..... 14
2.3.3.1 Kırık tipleri ..... 14
2.3.3.2 Kırık mekanizması ..... 16
2.4 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması ..... 19
2.4.1 Polimerik biyomalzemeler ..... 19
2.4.2 Biyoseramikler ..... 21
2.4.3 Kompozit biyomalzemeler ..... 22
2.4.4 Metalik biyomalzemeler ..... 23
2.4.4.1 Biyomalzeme olarak titanyum ..... 24
**3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR** ..... **33**
3.1 Tasarımın Amaçları ..... 33
3.2 Tasarımın Hazırlanması ..... 35
3.3 Üretim Prosesleri ..... 46
3.4 Mekanik Deneyler ..... 54
3.4.1 Dört noktalı eğme deneyi ..... 54
3.4.2 Burma deneyi ..... 56
3.4.3 Eğme gerilmeli yorulma deneyi ..... 57
3.4.4 Çekme deneyi ..... 58
3.4.5 Üç noktalı eğme deneyi ..... 60

**4. DENEYSEL SONUÇLAR ..... 61**
4.1 Mekanik Test Sonuçları ..... 61
4.1.1 Dört noktalı eğme deneyi sonuçları ..... 61
4.1.2 Burma deneyi sonuçları ..... 63
4.1.3 Eğme gerilmeli yorulma deneyi sonuçları ..... 64
4.1.4 Çekme deneyi sonuçları ..... 65
4.1.5 Üç noktalı eğme deneyi sonuçları ..... 68
4.2 Renklendirme Test Sonuçları ..... 71
**5. GENEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRMELER ..... 73**
**KAYNAKLAR ..... 75**
**ÖZGEÇMİŞ ..... 79**

**KISALTMALAR**

**ASTM** **:** American Society for Testing of Materials
**ISO** **:** International Organization for Standardization
**DIN** **:** Deutsches Institut für Normung
**TSE** **:** Türk Standartları Enstitüsü
**PCD** **:** Polycrystalline Diamond
**CBN** **:** Cubic Boron Nitride
**CAD** **:** Computer Aided Design
**CAM** **:** Computer Aided Manufacturing
**Ti6Al4V** **:** Titanyum 6 Alüminyum 4 Vanadyum
**Al** **:** Alüminyum
**Nb** **:** Niobyum
**Ti** **:** Titanyum
**Ta** **:** Tantalyum
**Zr** **:** Zirkonyum
**Fe** **:** Demir
**mm** **:** Milimetre
**dev** : Devir
**dak** : Dakika

## ÇİZELGE LİSTESİ

**Sayfa**

**Çizelge 2.1 :** Biyomalzeme olarak kullanılan bazı temel plastikler ..... 20
**Çizelge 2.2 :** Biyoseramikler ve kullanım alanları ..... 22
**Çizelge 2.3 :** Bazı kompozit malzemelerin biyomedikal uygulamaları..... 23
**Çizelge 2.4 :** Bazı Metalik İmplantların Özgül Ağırlıkları..... 25
**Çizelge 2.5 :** Titanyum ve alaşımlarının karakteristik özelliklerinin kesici takıma etkisi..... 27
**Çizelge 2.6 :** Titanyum alaşımlarının islenmesinde çeşitli takımların performansı .. 27
**Çizelge 2.7 :** Titanyumun islenmesinde kullanılan tipik kesme parametreleri..... 29
**Çizelge 3.1 :** Hammaddenin kimyasal analiz sonuçları ve referans değerler ..... 47
**Çizelge 3.2 :** Hammadde mekanik özellikleri..... 47
**Çizelge 3.3 :** 4 noktalı eğme test ve numune özellikleri..... 55
**Çizelge 3.4 :** Burma testi numune özellikleri ..... 57
**Çizelge 4.1 :** Çok işlevli uyluk çivisi 4 noktalı eğme test sonuçları, eğme momenti değerleri, standart değerleri, kırılma şekilleri..... 62
**Çizelge 4.2 :** Çok işlevli uyluk çivisi burma testi sonuçları ve standart..... 64
**Çizelge 4.3 :** Çok işlevli uyluk çivisi eğme gerilmeli yorulma testi sonuçları, çevrim sayıları, değerleri ..... 65
**Çizelge 4.4 :** Çok işlevli çivi ve geleneksel çivi çekme deneyi sonuçları ..... 68
**Çizelge 4.5 :** Çok işlevli çivi ve geleneksel çivi 3 noktalı eğme deneyi sonuçları.... 71

## ŞEKİL LİSTESİ

**Sayfa**

**Şekil 2.1 :** Kemiğin genel yapısı. ..... 6
**Şekil 2.2 :** Genelde implantasyon yapılan uyluk kemiği ve kesit görünümü. ..... 7
**Şekil 2.3 :** Kortikal ve trabeküler kemik için gerilme- % şekil değişimi eğrisi..... 8
**Şekil 2.4 :** Kortikal kemik ve bazı diğer doku ve biyomalzemenin çekme mukavemeti ve elastisite modül değerleri ..... 10
**Şekil 2.5 :** Çocuklarda görülen kırık tipleri ..... 10
**Şekil 2.6** : Kemiğin yüklenme durumları..... 11
**Şekil 2.7 :** Kemiğin eğilme yüklenmesi..... 12
**Şekil 2.8 :** Kemiğin kombine yüklenmesi..... 13
**Şekil 2.9** : Kortikal kemikten farklı yönlerde çıkarılan silindirik numuneler..... 14
**Şekil 2.10 :** Yükleme durumlarına göre kırık tipleri..... 17
**Şekil 2.11 :** Kırık kemikte callus oluşumu..... 18
**Şekil 2.12 :** İyileşme sonrası dönemlerde tekrar kırılma oluşturabilecek tork miktarı ..... 18
**Şekil 2.13 :** Kesme hızı-ilerleme-takım ömrü ilişkisi. ..... 28
**Şekil 3.1 :** Orta bölge kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi..... 34
**Şekil 3.2 :** Üst ve boyun bölgesi kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi..... 34
**Şekil 3.3 :** Alt bölge kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi..... 34
**Şekil 3.4 :** Ters boyun bölgesi kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi. ..... 35
**Şekil 3.5 :** Kırıklarda kullanılan geleneksel uyluk çivileri ..... 35
**Şekil 3.6 :** Uyluk kemiğine yerleştirilmiş geleneksel uyluk çivilerinin sembolik görünümü..... 36
**Şekil 3.7 :** Kemiklerde kırıkların oluşum mekanizmaları..... 37
**Şekil 3.8 :** Uyluk kemiği kırık tipleri ve kullanılan geleneksel uyluk çivileri röntgen görüntüleri ..... 38
**Şekil 3.9 :** Tasarım aşamasında çok işlevli çivinin üst bölgesi çizim görüntüsü..... 39
**Şekil 3.10 :** Tasarım aşamasında çok işlevli çivinin 3 boyutlu üst bölge görüntüsü . 40
**Şekil 3.11 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisinin teknik resmi ..... 40
**Şekil 3.12 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisinin katı model çizimi..... 41
**Şekil 3.13 :** Tasarlanan çivinin işlevsellik kazandırılan bölge görüntüsü ..... 41
**Şekil 3.14 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-1 ..... 42
**Şekil 3.15 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-2 ..... 42
**Şekil 3.16 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-3 ..... 43
**Şekil 3.17 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model gerilme analizi yandan görünüşü. .. 43
**Şekil 3.18:** Çok işlevli uyluk çivisi katı model gerilme analizi üstten görünüşü. ..... 44
**Şekil 3.19 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidasız katı model deformasyon analizi görüntüsü. ..... 44
**Şekil 3.20 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidasız katı model gerilme analizi görüntüsü. ..... 45

**Şekil 3.21 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidalı katı model gerilme analizi görüntüsü ..... 45
**Şekil 3.22 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisi ile kullanılan vidaların katı model görüntüsü ..... 46
**Şekil 3.23 :** Üretimde kullanılan ASTM F136, ISO 5838-3 standardındaki çubuk Ti6Al4V biyomalzeme ..... 48
**Şekil 3.24 :** Kılavuz tel için merkezde deliği açılmış Ti6Al4V biyomalzeme görüntüsü ..... 48
**Şekil 3.25 :** Kullanılan universal manuel torna cihazı ..... 49
**Şekil 3.26 :** Kullanılan universal manuel freze cihazı ..... 49
**Şekil 3.27 :** Dış çap tornalaması yapılmış yarı mamül uyluk çivi görüntüsü ..... 50
**Şekil 3.28 :** Üretim aşamasında açısal vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü-1 ..... 50
**Şekil 3.29 :** Üretim aşamasında açısal vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü-2 ..... 51
**Şekil 3.30 :** Üretim aşamasında açısal ve dikey vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü ..... 51
**Şekil 3.31 :** Renklendirme düzeneği ve doğru akım cihazı ..... 52
**Şekil 3.32 :** Renklendirme işleminde potansiyellere göre renkler ..... 53
**Şekil 3.33 :** Renklendirilmiş çok işlevli uyluk çivisi görüntüsü ..... 53
**Şekil 3.34 :** Üretmi ve renklendirilmesi tamamlanmış çok işlevli uyluk çivi görüntüsü ..... 54
**Şekil 3.35 :** 4 noktalı eğme testi sistemi ..... 55
**Şekil 3.36 :** 4 noktalı eğme test cihazı ve numunesi. ..... 56
**Şekil 3.37 :** Burma testi sistemi. ..... 56
**Şekil 3.38 :** Burma test cihazı ve numunesi. ..... 57
**Şekil 3.39 :** Eğme gerilmeli yorulma testi sistemi. ..... 58
**Şekil 3.40 :** Eğme gerilmeli yorulma test cihazı ve numunesi. ..... 58
**Şekil 3.41 :** Çekme ve eğme testinde kullanılan geleneksel çivi ve çok işlevli çivi deney numunesi ..... 59
**Şekil 3.42 :** Geleneksel çivi ve çok işlevli çivi çekme deneyi ..... 59
**Şekil 3.43 :** Geleneksel çivi ve çok işlevli çivi 3 noktalı eğme deneyi ..... 60
**Şekil 4.1 :** Standarda göre yapılmış 4 noktalı eğme testi ..... 61
**Şekil 4.2 :** 4 noktalı eğme testi karşılaştırma grafiği ..... 62
**Şekil 4.3 :** Burma testi grafikleri ..... 63
**Şekil 4.4 :** Eğme gerilmeli yorulma testinde kırılan numune ..... 64
**Şekil 4.5 :** Eğme gerilmeli yorulma testinde oluşan mesnet izleri ..... 65
**Şekil 4.6 :** Çekme deneyi geleneksel çivinin ve çok işlevli çivinin kırılmaları ..... 66
**Şekil 4.7 :** Çekme deneyi geleneksel çivi numune-1 grafiği ..... 66
**Şekil 4.8 :** Çekme deneyi geleneksel çivi numune-2 grafiği ..... 67
**Şekil 4.9 :** Çekme deneyi çok işlevli çivi numune-1 grafiği ..... 67
**Şekil 4.10 :** Çekme deneyi çok işlevli çivi numune-2 grafiği ..... 67
**Şekil 4.11 :** Çekme numuneleri ve kırık yüzeylerinin mikroskobik görüntüleri ..... 68
**Şekil 4.12 :** 3 noktalı eğme deneyi ..... 69
**Şekil 4.13 :** 3 noktalı eğme deneyi geleneksel çivi numune-1 grafiği ..... 69
**Şekil 4.14 :** 3 noktalı eğme deneyi geleneksel çivi numune-2 grafiği ..... 70
**Şekil 4.15 :** 3 noktalı eğme deneyi çok işlevli çivi numune-1 grafiği ..... 70
**Şekil 4.16 :** 3 noktalı eğme deneyi çok işlevli çivi numune-2 grafiği ..... 70

**Şekil 4.17 :** Artan potansiyel değerlerinde renklendirilmiş numunlere ait görüntüler (a)10V (b) 15V (c) 20V (d) 25V (e) 30V (f) 40V (g) 50V (h) 60V (ı) 70V (j) 80V (k) 90V ..... 72

# ÇOK İŞLEVLİ UYLUK ÇİVİSİ TASARIMI, ÜRETİMİ VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ

## ÖZET

Enerji tüketiminin artıp, çevre bilincinin arttığı günümüzde, modern dünyanın tasarım mühendislerinden beklentileri de bu yöndeki ihtiyaçlara cevap verebilen ürünler yönünde olmaktadır. Günümüz araçlarının daha az yakıt tüketmesi ve çevreye duyarlı olması amacıyla geliştirilen yeni üretim tekniklerinin yanında kullanılan malzemenin uygun seçimi de kritik bir öneme sahiptir. Titanyum ve alaşımları sahip oldukları yüksek dayanım ve düşük yoğunluk değerleriyle günümüz imalat teknolojisinin en yoğun kullandığı malzeme gruplarından biri olmustur. Titanyum alasımlarının aynı zamanda yüksek korozyona dayanımı, düşük ısı iletimi ve insan vücuduyla uyumlu yapısı bu malzemeyi daha da cazip hale getirmektedir. Titanyumun yüksek özgül dayanımı ve yüksek sıcaklıklardaki özellikleri de diger metallere karşı üstünlük göstermektedir. Bu özellikler nedeniyle biyomalzeme olarak kullanılan titanyumu ön plana çıkarmaktadır.

Biyomalzemeler, geleneksel tıbbi medikal aletlere ilaveten, teşhis ürünleri, tedavi atıkları, doku kültürleri, hibrid organların yanı sıra, medikal implantların büyük bir kısmını içeren malzemeleri tanımlamak için kullanılan terimdir. Ancak, hiçbir protez veya implant malzemesinin, insan kemiğinin yerini tutamayacağı bir gerçektir. Henüz yeterli olmamasına rağmen kullanılan birçok implant malzemesi mevcuttur. İmplant malzemelerinin büyük bir çoğunluğu protez malzemesinin kullanılacağı yere göre eğme-çekme dayanımı, sertlik, aşınma performansı, korozyon direnci, biyouyumluluk, hafiflik, süngerimsi veya sert kompakt kemik yapıları göz önüne alınarak imal edilmektedirler. Paslanmaz çelik ile başlayan süreç, bazı implantasyon ve biyouyumsuzluk problemlerinden dolayı malzeme ve imalat teknolojilerinin geliştirilmesi sayesinde titanyum (Ti) alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanılmasıyla devam etmiştir.

Bu tez çalışmasında uyluk kemiği kırıklarında kullanılmakta olan ilik içi (intramedüller) uyluk çivilerinde yaşanan uygulama güçlükleri, ameliyattaki zaman kayıpları, uzun süreli radyasyona maruz kalma gibi problemler yanında kırık türlerine göre farklı çivilerin uygulanması sebebiyle ortaya çıkan sterilizasyon maliyetleri, stok zorlukları gibi problemleri ortadan kaldıracak yeni bir çivi modeli oluşturmak amacı ile işlevselliği arttırılmış uyluk çivisi tasarlanmış, bu çivinin üretimi gerçekleştirilmiş ve standartlara göre mekanik testler yapılmıştır.

Bu uyluk çivisi çok işlevli olması amaçlanmıştır. Tasarlama aşamasında da günümüzde kullanılan uyluk kırıklarında kullanılan çivilerin bütün özelliklerini karşılayacak bir çivi oluşturulmuştur. Tasarlama aşamasından sonra da malzeme biyomalzeme olarak üstün özellikleri olan titanyum seçilmiştir. Ti6Al4V tasarlanmış çok işlevli uyluk çivisine göre hammade karakterizasyonlarından sonra ortopedik implantların üretim şekillerine ve Ti6Al4V talaşlı imalat şartlarına göre önce tornalamayla çap ayarlamaları, frezelemeyle işlevsellik kazandıracak deliklerin

delinmesiyle oluşturulmuştur. Çivinin yüzey parlatmasından sonra titanyumun anodizasyonu ile renklendirme işlemi yapılmıştır.
Üretilmiş çivini özelliklerini belirlemek için ASTM F1264-03 standartına göre mekanik testleri yapılmıştır. Geleneksel çivi ile çok işlevli çivinin mekanik özellikleri bakımından karşılaştırılması yapılmış ve çok işlevli çivinin üstün olduğu özellikler belirlenmiştir. Titanyumun renklendirme çalışmaları yapılmıştır. Renklendirme işlem parametrelerinde elde edileceği belirlenmiştir. Renklendirme işlemini etkileyen faktörler, çözelti özellikleri, potansiyel miktarı gibi parametreler araştırılmıştır.
Sonuç olarak bu yeni tasarlanmış uyluk çivisinin mekanik testlerde uygun standartlarda olduğu ve uyluk kırıkları için ortopedi ameliyatlarında kullanılabilirliği ortaya çıkmıştır.

## MULTIFUNCTIONAL FEMORAL NAIL DESIGN, PRODUCTION AND MECHANICAL PROPERTIES

## SUMMARY

Biomaterials which are used an improvement or replacement of a living tissues or an individual part of the human body with continuously or interruptedly contact with body fluids, are the biocompatible, reliable and effective materials and their application areas and importance have been increased, nowadays. Biocompatibility is the most important properties of a biomaterial that prevents any kind of defects on the surrounding tissue without affecting their life cycle.

The inventions and applications started by the technology transfer to the medical sciences exposed many innovations in medical implants. Especially, the new generation biomaterials enhance and encourage the repair and replacement of the functional tissues of the body. Biomaterials which can be divided into four groups as metals, ceramics, polymers and composite materials are in a constant interaction with body fluids and are exposed to mechanical and chemical effects in the body.

The design engineer products that are responsive to the needs in respect which energy consumption has improved, environmental awareness today where the expectations of the modern world. Today's vehicles are less fuel consumption and environment-friendly production techniques are the new addition to the proper selection of the material used is of critical importance. Titanium and its alloys have high strength and low density values are used very intensively in today's manufacturing technology has been one of the bands material. Titanium alloys as well as high corrosion resistance, low thermal conductivity and is compatible with human body structure, this material makes it even more attractive. High specific strength and high temperature properties of metal against metal is superior to the other. Titanium metal implant that put emphasis on the use as a biomaterial.

Metalic biomaterials have the longest history among the various biomaterials and are mainly used for replacing failed hard tissue. Metals are used as biomaterials due to their excellent electrical and thermal conductivity and mechanical properties. Some metals are used as passive substitutes for hard tissue replacement such as total hip and knee joints, for fracture healing aids as bone plates and screws, spinal fixation devices, and dental implants because of their excellent mechanical properties and corrosion resistance. Some metallic alloys are used for more active roles in devices such as vascular stents, catheter guide wires, orthodontic archwires, and cochela implants. In this study; has been given information the purpose of the use of metalic biomaterials, the area of the use and biocompability.

In addition to traditional medical devices, biomaterials is the term used to describe diagnostic products, waste treatment, tissue culture, hybrid organs, as well as materials containing a large part of medical implants. However, there is no prosthesis

or implant material, they can be used as a human bone substitute. Although there are many implant material used is not yet available. The vast majority of materials used prosthetic implant material according to the location of bending tensile strength, hardness, abrasion performance, corrosion resistance, biocompatibility, low weight, spongy or hard compact bone structures are manufactured considering. The process that began with stainless steel, due to the problems in some implantation and bioincompatible thanks to the development of materials and manufacturing technologies of titanium (Ti) alloys have continued to use as a biomaterial.

One of the most commonly used titanium alloys is an alpha-beta alloy containing % 6 Al and % 4 V. This alloy, usually referred to as Ti6Al4V, exhibits an excellent combination of corrosion resistance, strength and toughness. Typical uses include medical devices or implants, aerospace applications and pressure vessels. In the case of medical applications, stringent user specifications require controlled microstructures and freedom from melt imperfections. The interstitial elements of iron and oxygen are carefully controlled to improve ductility and fracture toughness. Controlled interstitial element levels are designated ELI (extra low interstitials).

Important of titanium; the properties and characteristics which are important to design engineers are; excellent corrosion resistance, superior erosion resistance, heat transfer efficiency, superior strength-to-weight ratios. The combination of high strength and low-density results in favorable strength-to-weight ratios for titanium based alloys. These ratios and ability to withstand extremes of temperature for titanium based alloys are superior to almost all other metals. Titanium can exist in two crystal forms. The first is alpha which has a hexagonal close- packed crystal structure. In alloyed titanium, the alpha phase is stable at all temperatures up to 885°C where it transforms to the beta phase. Alpha-Beta alloys are heat treatable and most are weldable.

Despite these features, the utilization of titanium alloys is still limited due to their poor machinability. In fact, the titanium low thermal conductivity hinders the evacuation of the heat generated during the cutting process resulting in a temperature rise of the work-piece. Furthermore, the high chemical reactivity increases with temperature and produces an early damage of the cutting tool affecting the surface quality and increasing production costs.

Contemporary biomaterials, used in the orthopedical implants and prosthesis design were evaluated and advantages and disadvantages of them were presented. Metal, ceramic, polymer and composite materials were generally discussed, and their applications in orthopedy were shown. Implants that were mentioned in this work are hard tissue implants. Metals, used broadly in this area, and other three material groups; ceramics, polymers and composites were evaluated by their biocompatibility and mechanical properties. In 1950’s ortopedical implant producers found and used suitable biomaterials between alloy systems in very short time. The alloys with similar or better properties could not be found in the next 50 years. Promise researchers have been continued especially on ceramics.

While metallic biomaterials are used in internal broke determination and spinal system determination, ceramics, composites and polymers are found a place in the joint prosthesis. Joint prosthesis is named long term implants. There is no long usage in the short term implants. The success is provided in the mechanical performance, bio suitables and corrosion resistance. Because of this, the studies are going on to increase usage life in the long term implants.

In this work, fractures of the femoral bone has been used in this thesis (intramedullary), femur nail in the practical difficulties, loss of time in surgery, problems of fracture types as well as long-term radiation exposure arising out of the implementation of different nails. Sterilization costs, inventory problems, such as to eliminate the challenges of the new increased femoral nail is a multifunctional designed with the aim to create a model, the production of the nail was performed and mechanical tests according to the standards.

This is meant to be multifunctional femoral nail. Currently used in the design phase to meet all the characteristics of nails used in the created fractures of the femur. After the designing stage of the outstanding features of the raw material of titanium as a biomaterial is selected.

After characterization of raw materials based on multifunctional designed Ti6Al4V femoral nail, orthopedic implants under the terms of modes of production and machining Ti6Al4V, turning diameter adjustments, save multifunctional properties formed by milling with puncturing holes. After polishing of the surface of the nail made of titanium anodizing and coloring process.

Multifunctional femoral nail manufactured to ASTM F1264-03 to determine the characteristics of over-insert the mechanical tests were performed according to standard. Studies were made of titanium coloring. What colors were carried out in which the parameters can be obtained coloring.

In conclusion, this is a newly designed femoral nail and femur fractures mechanical tests, orthopedic surgery, the availability of appropriate standards have emerged.

# 1. GİRİŞ

Vücudumuzda biyomalzemelerin başarılı şekilde kullanımı, malzeme özellikleri, tasarımı, kullanılan malzemelerin biyouyumluluğu ve implantların uygulama operasyonlarına bağlıdır.

Hiçbir protez veya implant malzemesinin, insan kemiğinin yerini tutamayacağı bir gerçektir. Ancak, henüz yeterli olmamasına rağmen, 1950' li yıllardan itibaren kullanılan birçok implant malzemesi mevcuttur. İmplant malzemelerinin büyük bir çoğunluğu protez ve implant malzemesinin kullanılacağı yere göre; yorulma ve aşınma dayanımı, tokluk, gerilme-gerinme, korozyon direnci, biyouyumluluk, hafiflik, süngerimsi veya sert doku, ısıl iletkenlik, manyetiklik ve imalat özellikleri göz önüne alınarak DIN, ASTM ve TSE gibi standartlara göre hazırlanmaktadır. Paslanmaz çelik ile başlayan süreç, bazı implantasyon ve biyouyumsuzluk problemlerinden dolayı malzeme ve imalat teknolojilerinin geliştirilmesi sayesinde titanyum alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanılması ile devam etmiştir.

Ortopedik uygulamalarda günümüze kadar çok çeşitli biyomalzemeler kullanılmıştır. Bu malzemelerin çoğunun biyolojik ve klinik davranışları hakkında bilgimiz var. En önemli husus istenen gereksinimleri karşılayacak en uygun biyomalzeme seçimidir. Burada implantasyon zamanını da göz önünde bulundurmak kritiktir. Çünkü kısa süreli implantlardaki koşullar, uzun sürelilerdeki kadar kısıtlayıcı ve katı değildir [1].

Bugün dünyada çoklukla ihtiyaç duyulan ortapedik implantlar; alt ekstremite uygulananlardır. Özellikle insan hareketlerinin ortopedik anlamda en fazla etkilendiği yerler ve en fazla gerilme konsantrasyonu ile karşılaşan vücut kısımları olduğu için tasarım kriterlerini yüksek hassasiyetle belirlemek, kişiye özel tasarım yapmak, mümkün olabildiğince uzun süreli kullanım sağlamak, tekrar üretilebilirlik ya da tamir koşullarını göz önüne almak, ortopedik malzeme üretim ve tasarımında gözetilmesi gereken kriterler olarak karşımıza çıkmaktadır [2].

Bu tez çalışmasında uyluk kemiği kırıklarında kullanılmakta olan ilik içi (intramedüller) uyluk çivilerinde yaşanan uygulama güçlükleri, ameliyattaki zaman

kayıpları, uzun süreli radyasyona maruz kalma gibi problemler yanında kırık türlerine göre farklı çivilerin uygulanması sebebiyle ortaya çıkan sterilizasyon maliyetleri, stok zorlukları gibi problemleri ortadan kaldıracak yeni bir çivi modeli oluşturmak amacı ile işlevselliği arttırılmış uyluk çivisi tasarlanmış, bu çivinin üretimi gerçekleştirilmiş ve standartlara göre mekanik testler yapılmıştır.

# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1 Biyomalzemelerin Tanımı

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdirler. Biyomalzeme, ilaçlar hariç tutulmak kaydıyla, herhangi bir madde, veya sentetik ya da doğal maddelerin bir kombinasyonudur. Biyomalzemeler herhangi bir zaman periyodunda, herhangi bir doku, organ veya vücudun bir fonksiyonunu tedavi eden, destekleyen veya yerine geçen bir sistemin bütünü ya da sistemin bir parçasıdır. Clemson Üniversitesi Biyomalzeme Danışma Kurulu biyomalzemeyi "implantasyon amacıyla canlı sistem içinde ya da canlı sisteme eşlik etmek amacıyla tasarlanmış sistemik ve farmakolojik olarak inert madde" olarak ifade etmiştir. Araştırmacı Black ise biyomalzemeyi "medikal cihazlarda kullanılan, biyolojik sistemle etkileşmesi amaçlanan yaşamaz malzeme" şeklinde tanımlamıştır [3]. Araştırmacı Bruck ise "canlı organizmayı ve onun bileşenlerine ters etkilerde bulunmadan doku, kan, ve biyolojik akışkanlarla temas halinde olan ve prostetik, tanı, tedavi ve depolama uygulamaları amacıyla kullanılan sentetik malzeme" olarak biyomalzemeyi ifade etmiştir [4].

## 2.2 Biyomalzemelerin Özellikleri

İmplant uygulamalarında ortaya çıkabilecek başarısızlıklar yeniden operasyon gerektirdiğinden bu aygıtların uzun süreli güvenilirliği çok önemlidir. Kullanılan malzemeler iyi mekanik özellikler, korozyon direnci, vücuda uyumluluk ve üstün sürünme ve aşınma karakteristikleri sergilemelidirler. Sözü edilen mekanik özellikler yeterli gerilme ve akma dayançları, şekil alabilirlik, elastiklik modülleri ve yorulma dayancını içermektedir. Bu malzemeler milyonlarca çevrime maruz kalabileceklerinden yorulma dayancı özel bir önem taşır. İnsan vücudunun iç ortamı proteinler içeren bir oksijenli tuz çözeltisi olduğu için uzun süreli korozyon direnci gerekmektedir. Ayrıca implant malzemesi herhangi bir zıt doku reaksiyonuna (alerji) sebep olmamalıdır; böyle bir soruna sebep olacak malzeme kullanılamaz. Bahsedilen

eklemlerin sürtünme ve aşınma karakteristikleri en önemli özelliklerdendir. İmplantın, sürtünmeye ve yüke maruz kalan kısımlarının bir yüzü genellikle ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen ve diğer yüzü iyi parlatılmış metalden yapılır.

Biyoimplantlar olarak kullanılmaya yönelik metalik malzemelerden uygulamada ve üretimde beklenen temel özellikler şunlardır.

-Uygulama için yeterli statik dayanç, yorulma dayancı ve aşınma direncine sahip olmalıdır.

-Toksit madde oluşturmamalı, alerjiye yol açmamalı, kanserojen madde içermemeli ve steril olmalıdır.

-Fizyolojik ortamda korozif olmamalıdır.

-İçinde bulunduğu dokuyla, kemikle veya vücut sıvılarıyla reaksiyona girmemelidir.

-Radyografik olarak görüntülenebilmelidir.

-Uzun ömürlü olmalı, performansını uzun süre korumalıdır.

-Seri üretime elverişli olmalıdır.

### 2.2.1 Biyouyumluluk

Biyouyumluluk implant malzemesinin çevreleyen doku tarafından iyi tolere edilmesidir. Bir başka deyişle; malzemeyi çevreleyen dokunun işlevlerinin zaman içerisinde nakil uygulamasından dolayı bozulmaması gerekir. Konu edilen toleransın doku tepkimelerinin nakil üzerinde etkisinin uygun klinik ve test etme protokolü ile en az değerde etki etme varsayımı ile yapılması gerekir. İmplant malzemesi bünyeye yerleştirildiğinde, vücut dokusu implantı ya tam anlamıyla reddeder ya da bazı komplikasyonlar ile bünye içinde tutar. İyi bir uygulama için hedef; hiçbir komplikasyon ya da kötü etkiye meydan vermeksizin implant malzemeyi bünyeye kabul ettirmektir.

### 2.2.2 Toksit oluşturmama

Litaratürde doku ile ya da vücut sıvıları ile direkt temas halindeki malzemelerin yaygınlıkla toksit özellik kazandığı belirtilmektedir. Bu tip malzemeler için çok dikkat etmek gerekir. Bu malzemelerin direkt temas halinde bulunmamalarını sağlamak zorunludur.

### 2.2.3 Korozyon direnci

Cerrahi operasyonlarda dikkat edilmesi gereken en önemli konulardan birisi korozyondur. Yüksek döngülü gerilimler ve korozif sıvılar malzemeleri etkiler. Bünyedeki ortamlar metaller için yüksek korozyon koşulları oluşturacak dinamik bir ortamdır. Metaller aşınmaya uğradığında oluşacak ürünler bünye için tehlike oluştururlar. Ayrıca doku implant ara yüzeyinde yalıtılarak uygulanmış toksik implantlar korozyon sonrasında alerjik ve kansorojen tepkimelere girebilirler. Sonuç olarak uygulanan malzemelerin mümkün olduğunca korozyona meydan vermeyecek şekilde uygulanması büyük zorunluluktur. Ayrıca malzeme üretiminden sonra bu tepkimelerin klinik deneylerle mutlaka test edilmesi gerekir.

### 2.2.4 Kimyasal kararlılık

Bu durum yukarıda konu edilen korozyonla yakından ilgilidir. Fakat bazı durumlarda korozyon meydana gelmeden malzemenin vücut sıvılarını absorblayıp sonrasında özelliklerini değiştirdiği görülmüştür. Gerilmeli korozyon çatlaması metallerde bu durumla ilgili bir problem olarak göze çarpmaktadır. Bu durumlarda korozyon meydana gelmeden malzemenin vücut sıvılarını absorblayıp sonrasında özelliklerini değiştirdiği görülmüştür. Bu durumla ilgili bir örnek, yapay kalp kapağında kullanılan silikon lastik kürelerin lipidleri emmesiyle şekil ve özelliklerinin değişim göstermesidir.

### 2.2.5 Uygun yorulma dayancı

Tüm metaller belli bir döngüsel gerilim sonrasında kırılırlar. Yılda $10^6$ döngü göz önüne alınırsa bunun yanı sıra önemli ölçüde gerilim ve korozif çevrede olduğu için kemik protezlerindeki yorulma hasarları hiçbir zaman önemini yitirmez. Bu nedenle implant malzemesi üretim ve tasarımda dikkat edilecek konuların başında yorulma dayanımı gelir. Bir implant tasarlanırken seçilen malzemenin vücuda karşı güvenirliği hesaplanırken insan vücudundaki gerilimler iyi bilinmelidir.

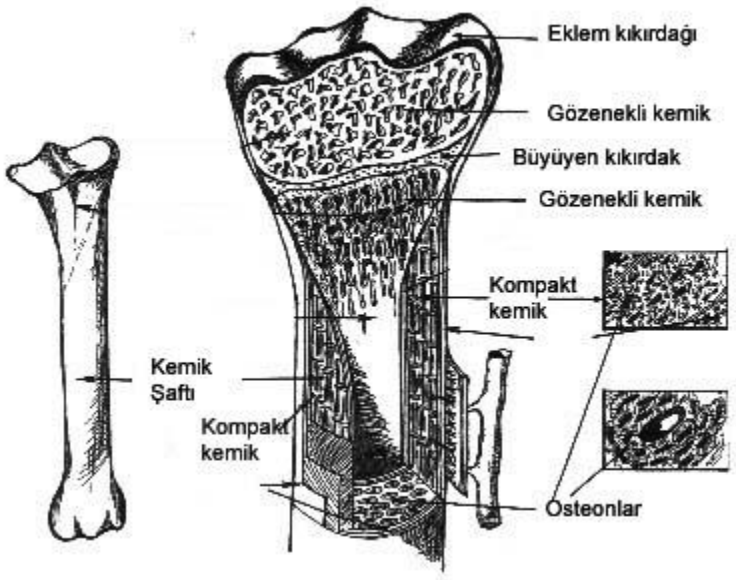
### 2.2.6 Uygun tasarım ve üretim

Ortopedik implant malzemelerinden beklenen biyolojik uyumluluktan sonra en önemli özellik kemik ile mekanik özelliklerinin benzeşmesidir. Meydana gelebilecek bir yükleme karşısında kemikle benzer davranış sergilemesi için malzemenin

elastikliği çok önemlidir. Bu kriteri sağlayan mükemmel bir malzeme bile doğru tasarlanmazsa beklenmedik hasarlara neden olabilir [5].

### 2.3 Kemik ve Özellikleri

İmplantasyonun yapılabilmesi ve implant malzemesinin seçiminde kemiğin temel özelliklerinin bilinmesi oldukça önemlidir. Kemikler iskelet sisteminin en önemli yapıtaşıdır. Hareketsiz ve taşlaşmış gibi gözükmesine rağmen özelleşmiş dokular olup fiziksel faaliyetlerin temelini teşkil ederler. Ayrıca kaslarla beraber vücut hareketini de sağlarlar. Sertliğinden dolayı hayati önemi olan organların korumasını da üstlenmişlerdir. Örneğin kafatasında beyni, omurgayla omuriliği, göğüs kafesiyle başta kalp olmak üzere diğer organları çevreleyerek korumaya almaktadır. Kemiklerin kırılması durumunda kendilerini tamir edebilme kapasiteleri çok iyi gelişmiştir ve böylece bozulan bölgede yeni kemik dokusu oluşturularak bölgenin fonksiyonları eskisi gibi yerine getirilir.



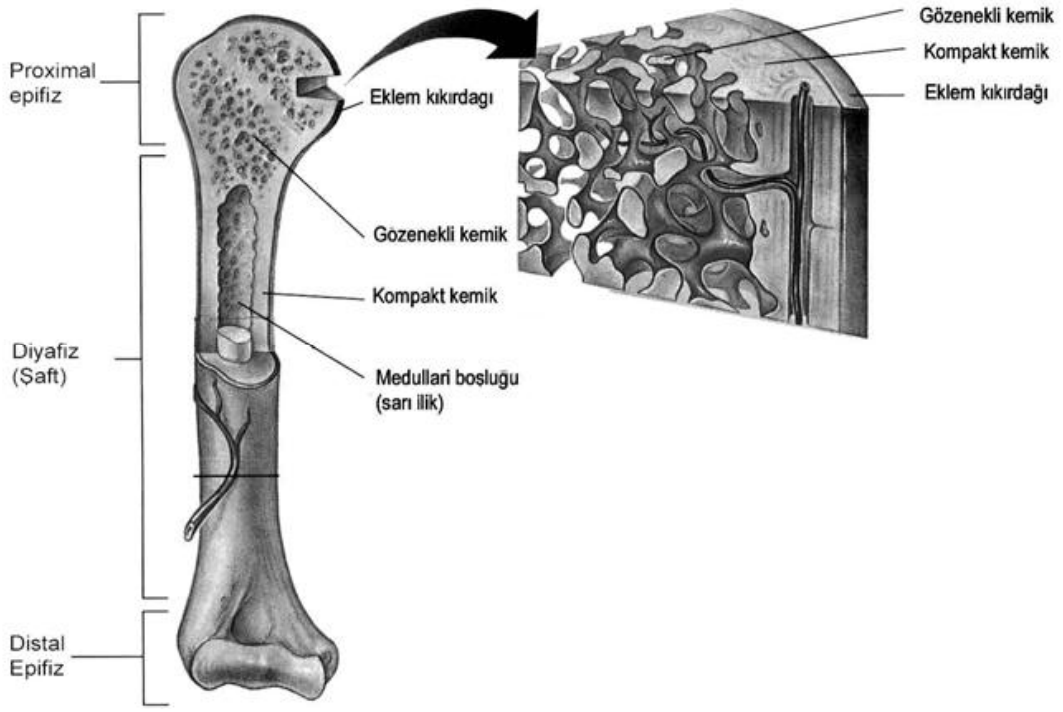

**Şekil 2.1 :** Kemiğin genel yapısı [6].

Kompakt kemik sıkı tertiplenmiş, boşluk içermeyen bir dokudur. Süngerimsi kemik dokusu ise, gevşek, labirent veya bol boşluktu tarzda bir görünümü vardır. Ancak, boşluklar kemik iliği ile doludur. Şekil 2.1' de verilen ve sıklıkla implantasyona maruz kalan uyluk kemik yapısı, kemiğin iki uç tarafı veya eklemlerinin bulunduğu bölge epifiz, bunların arasında yer alan uzun bölgeler ise şaft olarak tanımlanmaktadır [6]. Epifiz kısmı ince kompakt kemikle kaplı olup süngerimsi

kemik dokusundan yapılmıştır. Şaft bölümü ise kompakt kemik dokusundan yapılmıştır [6]. Şekil 2.2' de görüldüğü gibi kemik, kompakt (dolgun) ve süngerimsi (porozlu) olmak üzere iki farklı yapıya sahiptir.

### 2.3.1 Kemiklerin sınıflandırılması

Vücut sisteminde değişik fonksiyonlarda, biçimlerine ve büyüklüklerine göre, uzun, kısa, yassı ve düzensiz kemikler olarak sınıflandırılırlar. En uzun kemik olarak nitelendirilen uyluk kemiği, Şekil 2.2.' de görüldüğü gibi üç bölümden oluşmaktadır. Eklem kıkırdaklarıyla örtülü olan iki şişkin kemik ucu ve kesiti kabaca üçgen görünümünde olan kemik gövdesidir (şaft). Uzun kemikler özellikle kol ve ayaklarda bulunur. Bunların arasında da uyluk kemiği, kol kemiği, dirsek kemiği ve kaval kemik sayılabilir [6-7].



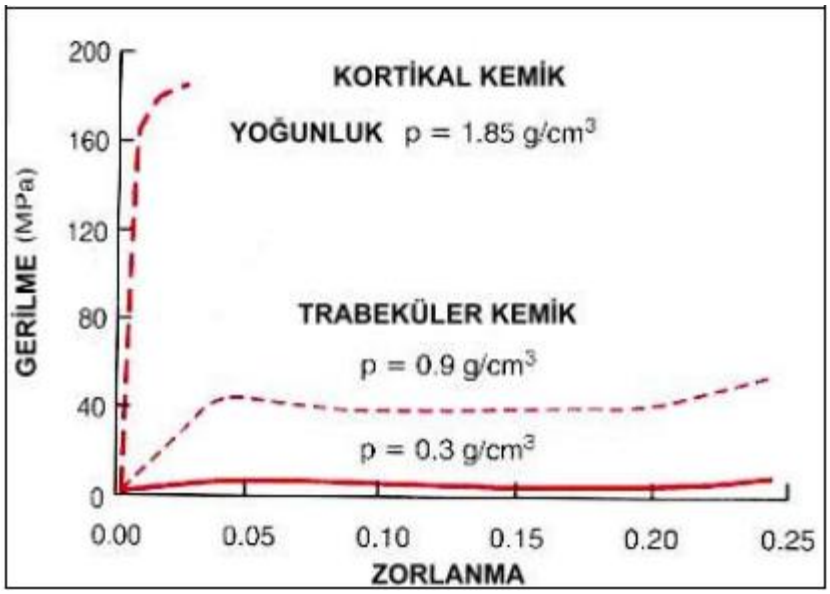

**Şekil 2.2 :** Genelde implantasyon yapılan uyluk kemiği ve kesit görünümü [6].

Kompakt kemik dokusu hemen kemik zarının altında yerleşerek kemiğin gövdesine biçim veren oldukça sağlam bir kılıftır. Gözenekli doku ise, aralarında bağlantılı ve içleri kemik iliğiyle dolu çukurcukları (ilik araları) sınırlayan kemik tabakalarından oluşur. Kemik dokuların gözenekli ya da kompakt olarak dağılımı kemiklerin biçimine göre değişir. Uzun kemiklerin kompakt doku kılıfı uçlara doğru kesit

daralırken, merkezdeki kanalın içinde (ilik kanalı) kemik iliği bulunmakta, bu da bir kemik ucundan öbürüne uzanarak kemik gövdesini geçmektedir. Kemik uçları düzeyinde, kompakt doku, gözenekli dokuyu ve içini dolduran iliği saran ince bir tabaka gibidir. Yassı kemiklerse aralarında gözenekli doku tabakasıyla ayrılmış iki kat kompakt doku tarafından oluşturulur, ancak bazen bu süngerimsi tabaka aradan kaybolur ve kompakt tabakalar birbirine yapışmış şekilde görülmektedir [2].

### 2.3.2 Kemiğin mekanik özellikleri

Kemik makro düzeyde kortikal (veya kompakt) ve kanselloz (veya trabeküler) olmak üzere iki bölüme ayrılır. Uyluk gibi bir uzun kemiğin ucunun kesiti, yoğun kortikal kabuk ve poroz kanselloz iç yapıya sahiptir. Bu iki yapı yoğunluk ve porozitelerinden ayrılabilir (Şekil 2.3). Yoğunluktaki küçük değişimler, mukavemet ve elastisite modülü değerlerinde büyük değişimlere neden olur. Yoğunluktaki değişimler ayrıca yaşlanmaya, hastalığa ve kemiği kullanma ya da kullanmamaya bağlıdır. Kortikal kemiğin mikro yapısı düzenli silindir biçimli lamellalardan oluşur.




**Şekil 2.3 :** Kortikal ve trabeküler kemik için gerilme- % şekil değişimi eğrisi.

Kemiğin mekanik özellikleri incelenirken daha çok kortikal kemik referans olarak alınmaktadır ve kanselloz kemik daha az dikkate alınmaktadır. Kanselloz kemiğe ait değerler kortikal kemiğe ait olanlara göre oldukça düşüktür. Örneğin kortikal kemiğin elastisite modülü 17 GPa iken, kanselloz kemiğinki 75,5 MPa'dır [5]. Kortikal kemik yoğun bir maddedir ve maximum 1,8 g/cm$^3$ yoğunluğa sahiptir, bağıl yoğunluğu ise 0,7-0,95 arasında değişir. Kanselloz (trabeküler) kemik trabeküle

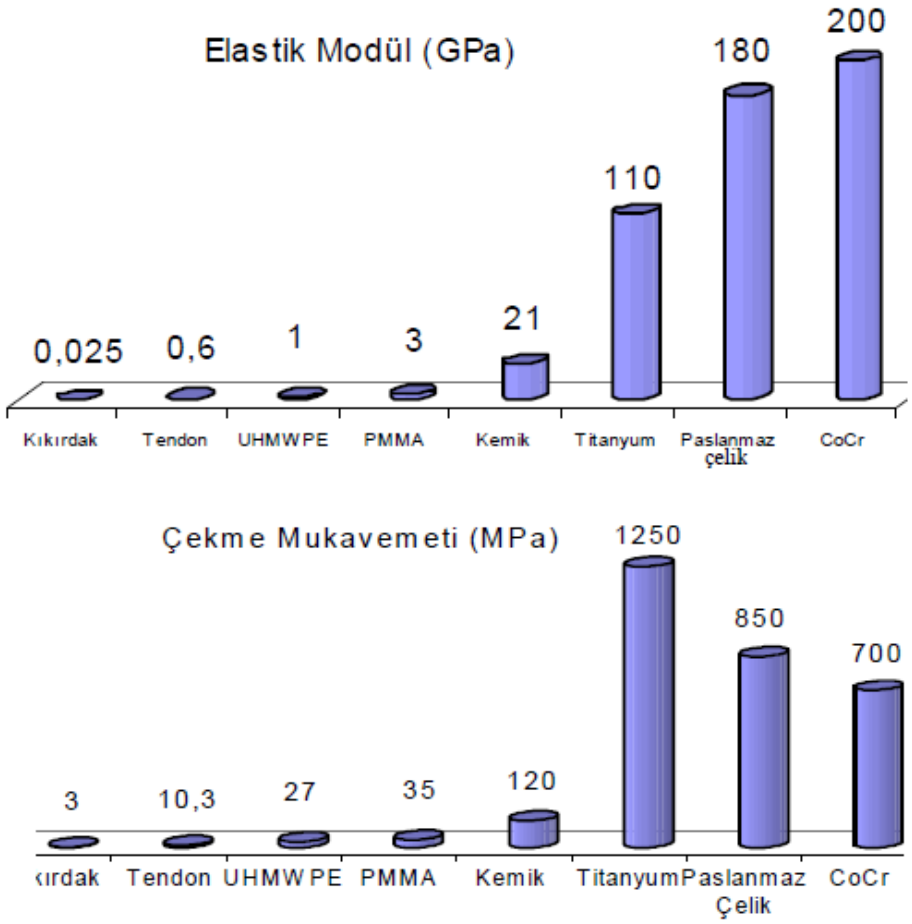
denen kısa çubuk seklinde kemik maddesinden oluşur ve süngerimsi bir görünüşü vardır [8].

Kanselloz kemik ise daha çok kortikal kemiğin iç yüzeyinde ve uzun kemiklerin uç kısımlarında bulunur. Her iki kemikte temelde aynı maddeden meydana gelir. Bileşenlerin düzensiz fakat optimize olmuş aranjman ve oryantasyonu kemik malzemesini heterojen ve anizotropik yapar [8].

İskelet sistemi iç organları koruyan, sağlam bir kinematik link oluşturan, kaslarla yapışma yeri sağlayan ve bu sayede vücut hareketlerini destekleyen bir yapıdır. Kemiğin biyomekaniği de bu kompleks görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. Kemik kendini tamir edebilen, internal yapısını ve konfigürasyonunu değişen mekanik ihtiyaçlara göre ayarlayabilen bir dokudur. Uzun süre devam eden aşırı yüklenme ya da az yüklenme mutlaka kemik dansitesini değiştirir. Demir ile karşılaştırıldığında kemik 3 kat hafif, 10 kat fleksibldır. Kollajen içerik burulma, mineral içerik ise basmaya karşı dirençten sorumludur. Burada iki önemli terim mukavemet ve rijitliktir. Bu özellikleri anlamak için kemiğin yüklenme altında gösterdiği değişiklikleri incelemek gerekir. Aşağıda insan kemiğine ait mekanik özellikler verilmiştir (Şekil 2.4). Kullanılan yönteme göre farklı araştırmacılarda yakın sonuçlar elde edilmiştir.

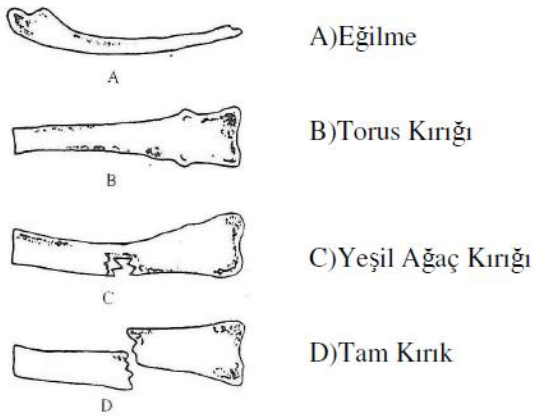
Elastik bölgede, yükleme kalıcı deformasyona neden olmaz. Fakat akma noktası geçilirse plastik deformasyon başlar. İzotrop materyallerde mekanik özellikler materyallerin her bölgesinde aynı iken kemik gibi anizotropik materyallerde farklı bölgeler farklı mekanik özellikler içermektedir. Kemiğin uzun aksına dik gelen yüklere karşı gösterdiği elastisite modülü, paralel gelen yüklere karsı gösterdiği elastisite modülünün 2/3'ü kadardır. Bu iki yön dışında kemiğe gelen yükler bu sınırlar içinde kalacak şekilde dirençle karşılaşırlar. Bağıl yoğunluğu 0,05-0,37 g/cm$^3$ arasındadır. Trabekulalarda kan damarları yoktur, boşlukları ise ilikle doludur. Kortikal kemiğin elastisite modülü gözenekliliğine, kanselloz kemiğinki ise minerilizasyon derecesine bağlıdır [9].

Kortikal kemiğin kırılması için orijinal uzunluğunu %2'sinin aşılması yeterli iken, kanselloz kemikte bu oran %7'dir.



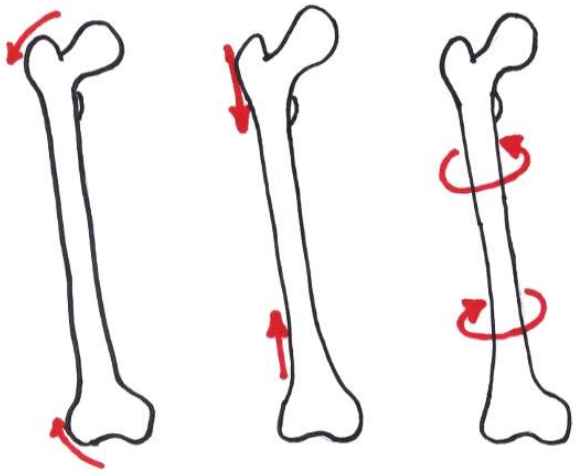

**Şekil 2.4 :** Kortikal kemik ve bazı diğer doku ve biyomalzemenin çekme mukavemeti ve elastisite modül değerleri [6].

Genel olarak erişkin kortikal kemiği basmaya karsı çekmeden daha fazla dirençlidir ve çekme zorlanmasına makaslamadan daha fazla dirençlidir. Ama çocukluk döneminde kemiğin basmaya karşı daha zayıf olması torus tipi kırıkların görülmesine neden olur (Şekil 2.5).




**Şekil 2.5 :** Çocuklarda görülen kırık tipleri [11].

Kortikal kemiğin çekme ve basmaya karsı gösterdiği mekanik özellikler farklıdır (Şekil 2.6). Çekmeye karsı düzgün bir lineer eğri çizerken basmaya karsı aynı homojenlikte cevap vermez. Elastisite modülleri, elastik bölge boyunca benzerdir ama akma dayanımı basma yüklemesinde fazladır. Basma uygulandığında plastik bölgede oluşan gerilme uzama ergisi lineer bir artış göstermez. Bu bölgede boyuna eksenle yaklaşık 40° açı yapan çatlaklar oluşur. Bu çatlakların yatay ekseninde oluşan makaslama gerilmeleri ile kemiğin bütünlüğü bozulur.

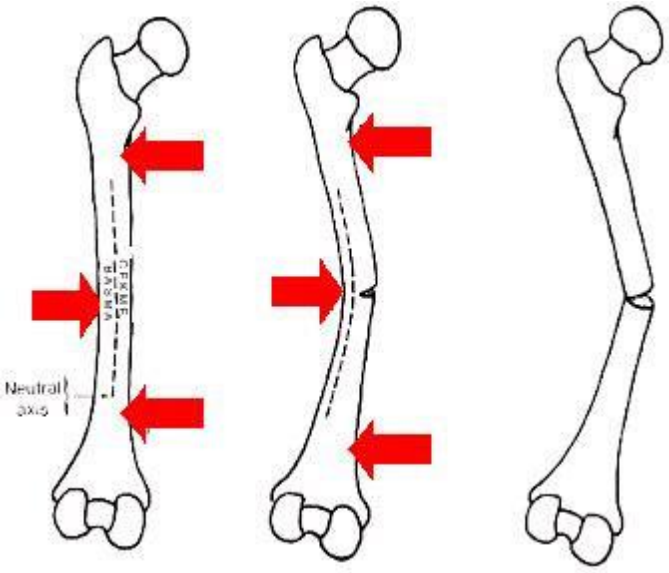


EĞİLME BASMA BURULMA

**Şekil 2.6** : Kemiğin yüklenme durumları [11].

Kemiğin tamamı belli bir yükleme altında yüklemenin etki ettiği noktaya göre mekanik özellik gösterir. Hem basma hem de eksenel yükleme yarattığı için eğilme yüklemesini incelemek kemiğin tamamının özelliğini anlamak için iyi bir modeldir. (Şekil 2.7) Etki noktasındaki kemiğin kesit geometrisi ve kemik dokusunun genel özellikleri bu noktada rol oynar. Kemik dokusunun daha önce anlatılan çekme ve basma dayanımları kemiğin direncini belirleyecektir fakat kemiğin kesitsel geometrisi de etkili olacaktır. Burada 2 faktör önemlidir. **1.** Ne kadar kortikal kemik yüzeyi içerdiği ve **2.** Bu yüzeyin kemik merkezinden ne kadar uzakta olduğu. Eşit yüzey bölümüne sahip kesitler arasında merkezden daha uzağa yerleşimi olan bölgeler eğilme yüklenmesine daha fazla karşı koyabilir.

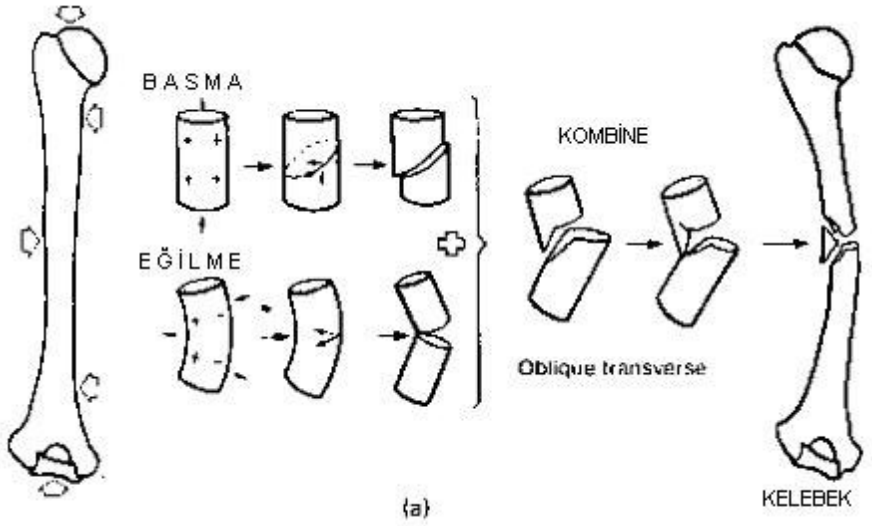
Kemiğe burulma uygulandığında da kayma gerilmesi oluşur. Maksimum burulma dayanımı sonrası, kemikte boyuna çatlaklar oluşur. Bu çatlakların bitiş noktalarında yaklaşık 50 derece açılı olmak üzere iki spiral çatlak daha oluşarak kemiğin bütünlüğü bozulmaya başlar.




**Şekil 2.7 :** Kemiğin eğilme yüklenmesi [11].

Burulma yüklemeleri eğilme yüklemelerinden farklıdır. Burulma momenti etki eden noktaya olan uzaklık ile değişiklik göstermez. Örneğin bir kayakçının kayaklarını dışa çevirecek şekilde bir yükleme gelse ayak bileği ve diz ekleminde internal burulma torku oluşur. Bu tork tibianın distalinde ve proksimalinde aynı düzeydedir. Eğilme ile oluşan kırıklar etki noktasında oluşurken, burulma ile oluşan kırıklar kemiğin kayma mukavemetinin en az olduğu yerde oluşur. Bu olay birkaç kesitte aynı zamanda olabilir. Kemiğin farklı yerlerinde boyuna çatlaklar oluşur. Bu çatlakların bitiş noktalarından zıt yönlere doğru ikincil çekme gerilmesi çatlakları uzanır. Kemiği dolanarak sağlam korteksin bütünlüğünü bozar ve kırık oluştururlar. Bu başlangıç çatlaklarının boyu 2-3 mm dahi olabilir. Eslik eden kelebek fragmanının olup olmaması yüklenmenin hızı ile ilgilidir her yüklenme basit bir çatlakla başlar ama yavaş olanlar çatallaşma göstermeden ilerler. Hızlı olan yüklenmeler sayısı artan çatallaşmalar yapar (Kelebek fragman oluşması (Şekil 2.8)).

Kemik biyolojik bir yapı olduğu için mekanik özellikleri yas ile de değişmektedir. Erişkin kortikal kemiğin akma dayanımı ve elastisite modülü her on senede %2 oranında azalır. Üstelik bu değişiklikler kemikler arasında da farklılık gösterir. Örneğin uyluktaki değişiklikler tibiadakine göre daha belirgindir. Erişkin dönemde kemiğin dış çapı büyümeye devam eder fakat modüler kanal genişlemesi daha hızlıdır.

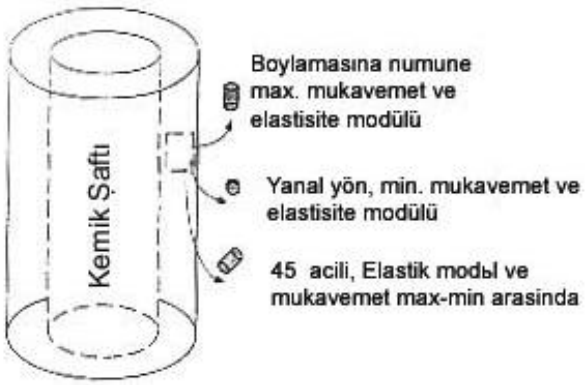



**Şekil 2.8 :** Kemiğin kombine yüklenmesi [11].

Sonuç olarak kemikler daha geniş çaplı ama daha ince korteksli olur. Kemiğin toplam mukavemeti bir miktar azalmıştır ama daha önemlisi elastikiyeti düşmüştür. Yani bükmeye maruz kalırsa belki aynı şiddetli bir yüklenme ile fakat çok daha az bir eğilme göstererek kırılır. Kemikteki her boşluk kemik direncini mutlaka azaltır fakat klinikte problem yaratacak olan sınır kemik çapının %30'udur. Kemikte oluşturulan gözenekler bükmelerde enerji absorbsiyonunun %50'sinin, burulmalarda %90'ının kaybına neden olur. Kompresif yerde kalan defekt ve delikler tehdit oluşturmaz [10].

Kortikal kemiğin mekanik özellikleri yükleme doğrultusuna bağlıdır. Boylamasına (Yükleme doğrultusu ile kesit normali arasındaki açı 0°) elastisite modül en yüksek, enlemesine (90° yanal yön) elastisite modül en düşüktür. 0 ile 90° arasında ise sürekli olarak değişen mukavemet ve elastisite modül değerleri görülür (Şekil 2.9). Katz (1980), bunun nedenini kollajen liflerin ve osteonların boylamasına yerleşmiş olmasına bağlamaktadır [11].

Kortikal kemiğin mekanik olarak heterojen olduğu neredeyse 50 sene önce Evans ve Lebow (1951) tarafından belirtilmiştir. Yaptıkları çalışmada uyluk kemiğin orta kısmının en yüksek, alt kısmının ise en düşük çekme mukavemeti ve elastisite modül değerlerine sahip olduğunu görmüşlerdir [6].




**Şekil 2.9** : Kortikal kemikten farklı yönlerde çıkarılan silindirik numuneler [6].

### 2.3.3 Kırık tanımı

Dıştan veya içten gelen zorlanmalarla kemik dokusunda olan ayrılmaya, yani kemiğin bütünlüğünün ve devamlılığının bozulmasına, başka bir deyimle kemiğin anatomik bütünlüğünün bozulmasına kırık diyoruz. Kemik bütünlüğündeki bozulma basit bir çatlaktan, bir veya birçok kemiğin çok parçalı kırığına kadar değişik şekillerde olabilir.

Yaralanmaların %20'si alt, %47'si üst eksremitte olmak üzere kırıkların %78'i kol ve bacaktadır ve bunların %4 kadarı da öldürücü ve tehlikeli gruptadır. [12- 14].

#### 2.3.3.1 Kırık tipleri

Kırığın nasıl oluştuğu, hangi zorlanmanın bunu yaptığı, kırılan kemiğin yapısı, kırığın şekli ve karakteri tedaviyi ve özellikle hastanın geleceğini etkileyeceği için bilinmesinde büyük yarar vardır.

Kırık tipleri söyle özetlenir:

a) Kırık yapan zorlanmaya göre:

- Direk zorlanma ile olan kırıkları

- İndirek zorlanma ile olan kırıkları

b) Kemik doku sağlamlığına göre:

- Normal kemikte kırık

- Patolojik kırık

- Stres kırığı

c) Kırık çizgisine göre:

- Enine (transvers) kırık
- Oblik (eğik) kırık
- Kopma (avulsion) kırığı
- Parçalı (comminuted) kırık

d) Kırık sayısına göre:

- Tek (basit) kırık
- Birden fazla kırık

e) Kırık derecesine göre:

- Tam (ayrılmış) kırık
- Tam olmayan kırık
- Çatlak (fissur, linear kırık)
- Yeşil yas ağaç kırığı
- Çökme (renforcement, depresse) kırığı
- Basma (kompression) kırığı
- Dişlenmiş kırık
- Epifiz ayrılması

f) Kemiğin anatomik bölgesine ayrılması:

- Distal (alt) bölge kırıkları
- Orta bölge (cisim) kırıkları
- Proksimal (üst) bölge kırıkları
- Epifiz (boyun) bölge kırıkları
- Özel anatomik bölge kırıkları (kondiler, suprakondiler, malleoler, subtrokanterik)
- Çıkıklı kırıkları (Fracture-Dislocation)

g) Kemiğin histolojik yapısına göre:

- Spongioz (yumuşak doku) kemik kırıkları

- Kortikal (sert doku) kemik kırıkları [14- 16]

Kemikte meydana gelen kırık direk kemiğe veya kemiğin bulunduğu bölgeye gelen zorlanma ile olabildiği gibi; indirek zorlanma etkisiyle de olabilir. Malzeme olarak kemik metallerden farklı özelliklere sahiptir. Kemiğin yüksek basma dayanımı, organik kollajen ve apatit kristallerden oluşan kompozit bir yapıya sahip olmasından kaynaklanır [16].

#### 2.3.3.2 Kırık mekanizması

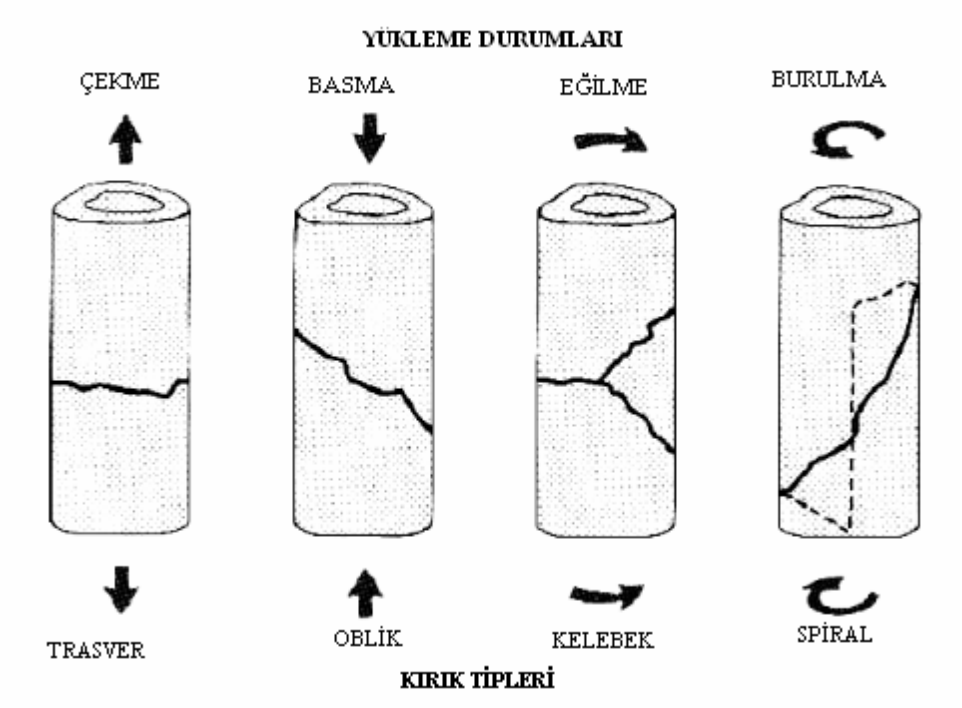
Kemik plastik deformasyon olmadan önceki çekme gerilmesi, maksimum gerilmenin %0,75'i ve kırılma gerilmesi %2-4'üdür. Elastik bölgedeki yüklemenin 6 katını plastik bölgede karşılayabilir.

Hidroksiapatit kristalleri oldukça yakın ilişkide fakat birbirinden ayrı bölümler seklinde dizilir. Bu nedenle oluşan mini kırıklar kristal parçaları arasında lineer olarak ilerleyemez ve kristal üniteleri arasındaki boşluklara gelince kırık ilerleme yönü değişir. Mikro kırıkların şekli T halini alır ve bu sapmalar kırık enerjisini azaltır.

Kırık gelişmeden önce kemiğe uygulanan yüklenme ne kadar hızlı ise kemik o kadar fazla enerji absorbe eder. Bu enerji miktarı hem kırık tipini hem de etraftaki yumuşak doku hasarını belirlediği için önemlidir. Çünkü kırılma anında kemik o ana kadar absorbe ettiği enerjiyi serbest bırakır. Hızı yüksek olan yüklenmelerde kırık parçalı olup yumuşak doku hasarı fazla olmaktadır. Yükleme hızına göre kırıklar düşük enerjili (ev kazaları), yüksek enerjili (trafik kazaları) ve çok yüksek enerjili (ateşli silahlar) olmak üzere üçe ayrılabilir.

Etki eden gerilmeye göre ise çekme (kopma kırıkları), basma (Vertebra kırıkları), burulma (Uyluk kondil kırıkları) ve eğilme kırıkları (Tibia ve uyluk) olarak 4'e ayrılabilir ( Şekil 2.10).

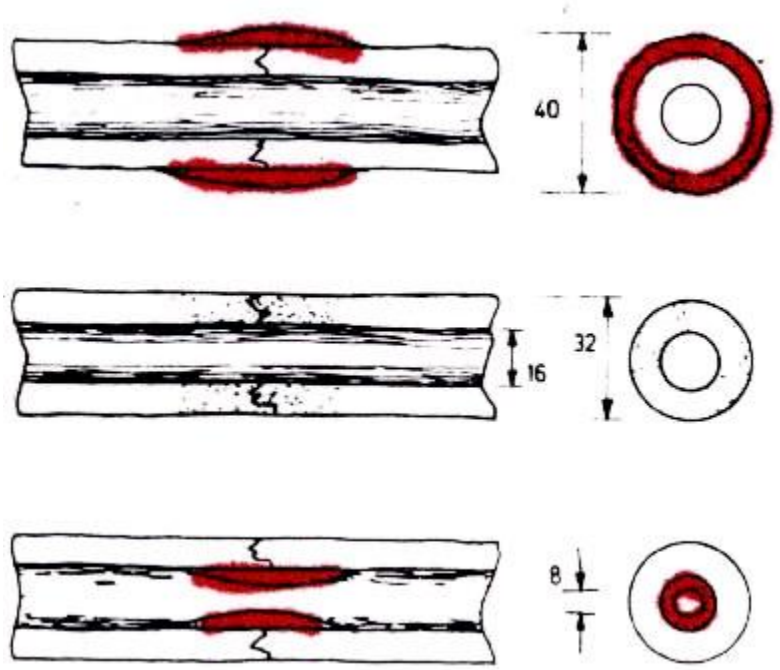
Kemiğin kırık sonrası remodelizasyonu implantın konup konmamasına göre değişiklik gösterir. Kırık sonrası fragmanlar arasında sadece aksiyal planda gelen kompresif yükler iletilir. Anatomik bütünlük bozulduğu için çekme, kesme ve eğilme yüklemelerini fragmanlar birbirine aktaramaz. Bunun için kullanılacak implantın belli yükleri karşılaması gerekir.




**Şekil 2.10 :** Yükleme durumlarına göre kırık tipleri [10].

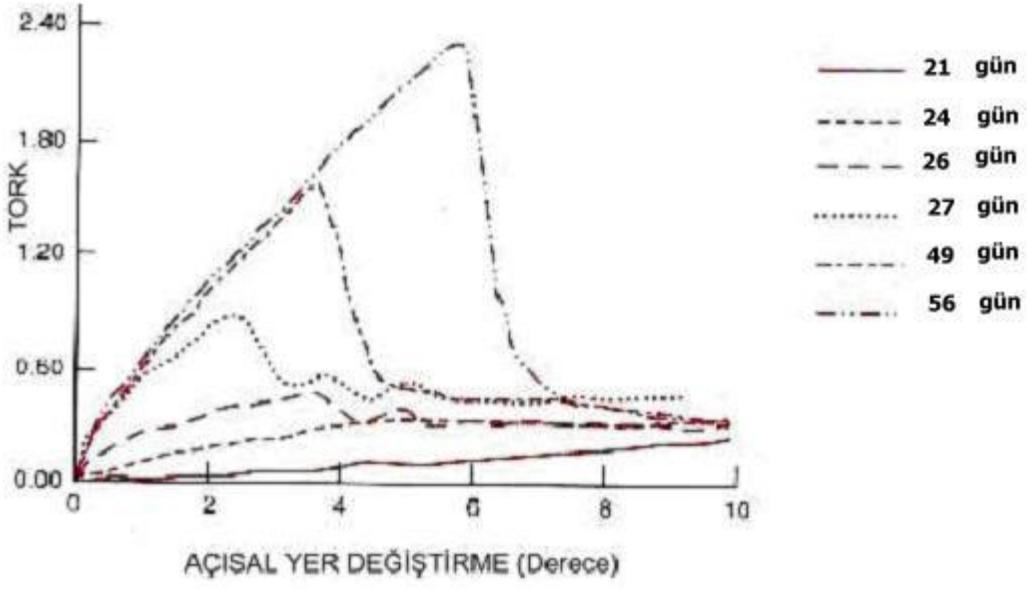
İntramedüller implantlar kırık fragmanlarının kompresif yükleri iletmesini engellemezler fakat plak-vida sistemleri her türlü yüklemeyi üstüne alan implantlardır. Kırık kaynadıkça kemik ve plak arasında yük tasıma paylaşılır. Bu paylaşım kullanılan implantın elastisite modülüne ve geometrisine bağlı olarak değişir. Plaktan kemiğe yük aktarma olayı özellikle kemik vida arasında gerçekleşir ve vida etrafında kemik hücrelerinin genişlemesi gözlenir. Büyük plaklar kemiğin yükünü tamamen üzerine alarak kemiği stressiz bırakır ve atrofiye neden olurlar. Kırık kaynadıktan sonra yerinde bırakılan bir plak kemik çapında azalmaya kadar giden bir repozisyona neden olabilir. Bu azalma eğilme ve burulma mukavemetini azaltacaktır. Çaptaki %20'lik bir azalma burulma mukavemetini %60 azaltır. Fizyolojik yüklenmelere maruz kalan kemik eski biyomekanik özelliklerini zamanla kazanır [10].

Kırılan kemik iyileşirken yeni bir kemik dokusu oluşur (callus). Callus zamanla artar. Callus yarıçapındaki artış kırık kemiğin atalet momentini ve rijitliğini büyük oranda artırır. Kemik normal rijitliğine 27 günde ulaşır. Aşağıdaki grafikte (Şekil 2.11) iyileşen kemiğin tekrar kırılması için gerekli olan tork iyileşme sonrası farklı dönemler için gösterilmiştir (Şekil 2.12).




**Şekil 2.11 :** Kırık kemikte callus oluşumu [10].

İlk durumda 0.5 kat zayıfken kemik çapı 40 mm ye ulaştığında 1.6 kat güçlüdür.




**Şekil 2.12 :** İyileşme sonrası dönemlerde tekrar kırılma oluşturabilecek tork miktarı [10].

Yorgunluk kırıkları da kemiklerde oluşmaktadır. Tekrarlayan yüklerle oluşur. Aynı metaller gibi kemik de tekrarlayan stresler sonucunda bütünlüğünü kaybedebilir. Buradaki temel faktörünü kemik etrafındaki kaslarda yorgunluk olması ve gücü absorbe eden bu kasların yorulması sonucunda bütün yükün kemik üzerine gelmesi olduğu düşünülmektedir. Tekrar eden yüklenmeler akma mukavemeti ve rijitlikte

düşmeye neden olur. Yorgunluk kırığının sekli çekme tarafında transvers kırık, kompresyon tarafında oblik kırıktır. Bu olayda belirleyici parametreler yüklemenin miktarı, frekansı ve kemiğin yoğunluğudur [10].

## 2.4 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler polimer biyomalzemeler, biyoseramikler, kompozit biyomalzemeler ve metalik biyomalzemeler olarak sınıflandırılabilir.

### 2.4.1 Polimerik biyomalzemeler

Polimerler (Yunanca'da poli: çok, fazla mer: parça, birim) monomer olarak adlandırılan basit kimyasal yapıda bileşiklerin bir araya gelmesiyle oluşturdukları büyük moleküllerdir. Bazı durumlarda moleküller birleşerek tek bir zincir oluşturabildikleri gibi birbirlerine bağlanarak (dallanma) üç boyutlu ağlar oluşturabilmektedir.

Polimerler sağlık alanında çok özel kullanım alanlarına sahip olup zamanla daha çok önem kazanmaktadır. Polimerler yapılarına, üretildikleri tepkime türüne, fiziksel özelliklerine ya da teknolojik kullanımlarına gibi birçok farklı şekilde sınıflandırılabilir.

İlk ve en sıklıkla kullanılan polimerik biyomalzeme yaraları kapatmakta kullanılan ameliyat iplikleridir. Yaklaşık 4000 sene önce keten ameliyat ipliği olarak kullanılmaktaydı. Daha sonraları ağaç kabukları, at kuyruk kılı, pamuk ve ipek kullanılmıştır. Naylon, polyester ve poliolefinler gibi sentetik fiberlerin 1950'lerde geliştirilmesiyle sentetik fiberler doğal fiberlerin yerini almaya başlamıştır.

Yukarıda belirtildiği gibi polimerler birçok farklı şekilde sınıflandırılabilir. Elde edildikleri kaynağa göre biyopolimerler sentetik ve doğal polimerler olarak iki kısımda incelenebilir. Sentetik biyopolimerler ise elastomer ve plastikler olarak sınıflandırılabilir. Elastomerlerler yüksek bozunumlara dayanıklı, üzerlerindeki baskı kaldırıldığı zaman ilk hallerine dönebilen malzemelerdir. Stiren-bütadien kauçuğu yaygın olarak kullanılan bir elastomerdir. Plastikler ise termoplastikler ve termosetler olarak iki kısımda incelenebilir. Termoplastikler eritilip tekrar şekil verilebilen plastiklerdir. Termosetler ise eritildiklerinde tersinmez bozunuma uğradıkları için

tekrardan kullanılamazlar. Epoksi reçineler en çok bilinen termoset plastiktir. Biyomateryal olarak kullanılan termoplastikler ise şunlardır; poliolefinler, TeflonR (florlanmış hidrokarbonlar), polimetil metakrilat, polivinil klorür ve polikarbonat. Çizelge 2.1'de biyomalzeme olarak kullanılan bazı plastiklerin kullanım alanları verilmiştir.

Doğal biyopolimerler ise canlı organizmanın yaşam süresi boyunca oluşturduğu malzemelerdir. Doğal biyopolimerlerin sentezi, enzimlerin katalizlediği hücre içerisinde gerçekleşen bir dizi karmaşık işlem sonucu aktif monomerlerin zincir büyüme tepkimesi sonucu bir araya gelmesiyle gerçekleşir. En yaygın doğal polimerler yüksek yapılı bitkilerde bulunan selüloz ve hayvanlarda ise protein yapıda kollajendir.

Biyopolimerlerin yapısı ve özelikleri bileşenlerinin kimyasal ve fiziksel yapısı ile bağlıdır. Biyomalzemeler etkin bir şekilde canlı sistemde kullanılacaksa biyomalzemenin doku ile dokunun da tüm canlı sistem ile olan etkileşiminin iyi anlaşılması gerekir [17].

**Çizelge 2.1 :** Biyomalzeme olarak kullanılan bazı temel plastikler [17].

| Polimer | Özeliği | Kullanımı |
|---|---|---|
| Polietielen | Düşük fiyat, kolay işleme, iyi elektrik yalıtkanlığı, iyi kimyasal direnç ve dayanım | Sonda, Kalça ve bilek protezleri |
| Polipropilen | İyi kimyasal direnç, zayıf su geçirgenliği, iyi şeffaflık | Ameliyat ipi |
| Tetrafloroetilen | Kimyasal inert, iyi aşınmave ısı direnci, düşük sürtünme katsayısı | Damar ve işitme protezleri,sondalar |
| Polivinilklorür | İyi aşınma direnci, iyi kararlılık, iyi kimyasal direnç | Sondalar, diyaliz cihazı parçaları, kan torbaları |
| Poliasetaller | İyi sertlik, sünme direnci, neme ve gazlara iyi direnç | Sert doku protezleri |
| Polimetilmetakrilat | Optik özelikler, ısıyla kolay şekilleme. | Göz lensleri, protezler |
| Polikarbonat | Yüksek sertlik, saydamlık, iyi elektrik yalıtkanlığı, inert | Şırıngalar, sert doku protezleri |
| Polietielentereftalat | Saydamlık, iyi çekme ve aşınma direnci | Damar protezleri, ameliyat ipliği, protezler |
| Poliamit | İyi mekanik ve kimyasal özelikler | Paketleme filmleri, diyaliz cihazları, ameliyat ipliği |
| Poliüretan | İyi aşınma, sıkışma ve kırılma direnci | Kan pompaları, yapay kalp ve deri diş malzemeleri |
| Silikon kauçuk | İyi termal kararlılık, iyi kimyasal direnç | Yanık tedavisi köpükler, lens ve membranlar |

### 2.4.2 Biyoseramikler

Seramikler, inorganik, metalik olmayan bileşenleri kullanarak faydalı ürünler yapma sanatı ve bilimi olarak tanımlanabilir. Seramikler yüksek sıcaklığa dayanıklı, polikristalin yapıda, genellikle inorganik ve silikat, metalik oksit ve daha değişik türlerde olabilirler.

Seramikler çanak çömlek şeklinde kullanımıyla insanlar tarafından binlerce yıldır bilinmektedir; fakat son zamanlara kadar, kırılgan yapısı, düşük gerilim ve çarpma direnci ve mikroçatlaklardan kullanımı son derece sınırlıydı. Son yüzyıl içerisinde geliştirilen yeni yöntemlerle 'yüksek teknoloji' malzemeleri haline gelmiştir. İnsanlar seramikleri ve seramik kompozitleri vücudun bir bölgesi yerine ya da o bölgedeki direnci arttırmak amacıyla kullanmışlardır. Bu amaçla kullanılan seramikler biyoseramikler olarak adlandırılmıştır. Vücut sıvısına karşı inert olması, yüksek sıkımsa kuvveti ve estetik olarak güzel görünüme sahip olmaları özelikle dişçilikte kullanım alanlarını arttırmıştır. Sahip oldukları mekanik dayanım özelikleri ve biyouyumlulukları seramiklerin implant kompozitlerde kullanımını sağlamıştır. Seramik malzemelerin biyoseramik olarak kullanılacağı göz önüne alındığında aşağıdaki özeliklere sahip olmalıdır.

• Toksik olmamalı

• Kanserojen olmamalı

• Alerjik olmamalı

• İltihap yapıcı olmamalı

• Biyouyumlu olmalı

• Vücutta kaldığı dönemde biyofonksiyonel olmalı

Biyomalzeme olarak kullanılan seramikleri absorbe olmayan (inert), biyoaktif ya da yüzey reaktif (yarı inert) ve biyobozunur, aşınır (inert olmayan) olarak sınıflandırabilir. Çizelge 2.2'de bu seramik türleri ve kullanım alanları verilmiştir [18].

**Çizelge 2.2 :** Biyoseramikler ve kullanım alanları [18].

| Biyoseramik Türü | Örnekler | Kullanım alanları |
|---|---|---|
| Inert | Alumina, Zirkonya | Vidalar, destek malzemeleri, sterilizasyon cihazları |
| Biyoaktif | Cam seramikleri, Ceravital | Protez kaplamaları, vida, dolgu malzemesi |
| Biyobozunur | Kalsiyum fosfat, Çinko kalsiyum fosfor oksit | Kemik hastalığı ve travmalarında, dolgu malzemesi, ilaç salınım sisteminde |

### 2.4.3 Kompozit biyomalzemeler

Kompozit malzemeler iki ya da daha fazla malzeme ya da fazdan oluşan atomik ölçekten daha büyük ölçekte olan katı malzemelerdir. 'Kompozit' terimi genel olarak farklı fazların atomikten daha büyük ölçüde birbirinden ayrıldığı buna bağlı olarak elastik modül gibi birtakım özeliklerin homojen malzemeye göre değişmesine karşılık olarak kullanılır. Bu tanıma bağlı olarak plastikle güçlendirilmiş fiberglas ve doğal bir malzeme olan kemik kompozit iken bir alaşım olan pirinç kompozit malzeme sayılmaz. Köpük, bir fazı boşluk olan bir kompozittir. Doğal biyolojik malzemeler kompozit olma eğilimindedir. Kemik, diş dokusu, bağ dokusu ve deri doğal kompozitler sınıfına dahildir. Mikro ölçekte bakıldığında doğal kompozitler hiyerarşik yapı içerisinde partikül, gözenekli ve fiber yapıda özelik gösterebilirler. Kompozit malzemeler homojen malzemelere göre çok çeşitli avantajlar sunarlar. Bu avantajlar malzemeyi yapan bilim insanı ya da mühendise malzemenin özeliklerini kontrol etme noktasında büyük yetkinlik kazandırır. Bu şekilde daha hafif, güçlü ve uyumlu malzeme eldesinde büyük bir potansiyel oluşturulur. Biyomalzemelerde, kompoziti oluşturan tüm elemanların biyouyumlu olması gerekir. Ayrıca elemanlar arasındaki ara yüzeyin vücut ortamında bozunmaması gerekir. Çizelge 2.3'de bazı kompozit malzemelerin biyomedikal uygulamaları verilmiştir. Kompozitlerin biyomalzeme olarak kullanım alanları söyle sıralanabilir;

• Dental dolgu kompozitleri

•Metil metakirilatla güçlendirilmiş kemik çimentosu

• Gözenek yüzeyli ortopedik implantlar [18].

**Çizelge 2.3 :** Bazı kompozit malzemelerin biyomedikal uygulamaları [19].

| Uygulama | Matriks/destek |
|---|---|
| Dış sabitleştirici | Epoksi reçine/CF |
| Kemik kırıklarında sabitleyici tabaka ve vidalar | Epoksi reçine/CF, PMMA/CF, PLLA/HA, PEEK/GF, PSU/CF, PEEK/GF, PBT/CF |
| Omurga cerrahisi | PU/biyocam, PSU/biyocam, PEEK/CF |
| Kemik çimentosu | PMMA/HA, kalsiyum fosfat/aramit fiberleri, PMMA/UHMWPE |
| Dental çimento ve diğer dental uygulamalar | Bis-GMA/inorganik partiküller, PMMA/KF |
| Asetebulum kaplar | PEEK/CF |
| Kalça protez sapları | PEI/CF-GF, PEEK/CF |
| Kemik yedekleri | PE/HA |
| Kemik dolgular | PEG-PBT/HA, PLGA/HA, nişasta/HA |
| Tendon ve lifler | Hidrojel/PET, Poliolefin/UHMWPE |
| Damar parçaları | PELA/poliüretan |

PMMA, polimetil metakrilat; PSU, polisülfon; PP, polipropilen; PE, polietilen; PBT, polibütilentereftalat; PEEK, poli(eter eter keton); PLLA, poli(L-laktik asit); PGA, poli(glikolik asit); PU, poliüretan; PET, poli(etilen tereftalat); Bis-GMA, bis-glisidil dimetakirilat; PEI, poli(eter imid); PEG, poli(etilen glikol); PLGA, laktik asit glikolik asit kopolimer; PDLLA, poli(D,L-Laktik asit); CL, poli(0-kaprolakton); PELA, etilen oksit/laktik asit kopolimer; CF, karbon fiber; GF, cam fiber; HA, hidroksiapatit; UHMWPE ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen; TCP, trikalsiyum fosfat; KF, Kevlar fiberi [19].

### 2.4.4 Metalik biyomalzemeler

Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı büyüktür. Bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer yandan yüz ve çene cerrahisinde, örneğin diş implantı gibi, ya da kalp damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, katater, vana ve kalp kapakçığı olarak da kullanılırlar.

Metaller biyomalzeme uygulamalarında malzemeye birtakım ek özellikler katmak amacıyla kullanılmıştır. İlk olarak, malzemenin biyolojik ortamda bozunmasını

engellemek amacıyla metal ya da alaşımları korozyona karşı güçlü bir dirence sahip olmalıdır. Malzemenin biyouyumlu olması toksik ve alerjik tepkimelerin oluşmaması demektir. Vücut içinde kemik gibi yerlerde kullanılan implantların kemik hücrelerine büyük bir biyoadhezyon kuvvetiyle bağlanması gerekir. Mekanik özellik olarak yüksek metalik yorgunluk kuvvet ya da Young Modülü bir diğer gerekli koşuldur. Fiyatları daha düşük seviyede tutabilmek için işleme, parlatma gibi birtakım işlemler kolayca yapılabilmelidir. Son olarak uygulanabilirlik, medikal cihazların ve implantların üretimi ve kabul edilmesi aşamalarında önemli bir özeliktir.

Genel olarak, malzemenin fiziksel özelikleri gibi işlevsel bir uygulaması olan ürünlerde önemli bir rol oynar. Yukarıda daha önceden belirtildiği gibi iyi kimyasal ve biyolojik özellikler biyomalzeme uygulamalarında önkoşuldur. Korozyon direnci ve biyouyum metal ve metal alaşımlarını biyomalzeme olarak kullanımını sınırlandırmaktadır. Metalik biyomalzemeler kullanılan malzemenin türüne göre temelde dört ana grupta toplanabilir.

• Paslanmaz çelik (DIN/ISO5832-1 ya da AISI 316 L)

• CoCr alaşımları (DIN/ISO 5832-4 ya da DIN/ISO 5832-6)

• cp-titanyum (DIN/ISO 5832-2) ya da titanyum alaşımları (DIN/ISO 5832-3)

• cp-niobyum ya da cp-tantalyum

#### 2.4.4.1 Biyomalzeme olarak titanyum

Titanyum alaşımları, düşük yoğunluğa rağmen yüksek mukavemetleri, kemiğe yakın elastisite modülü ve mükemmel biyouyumluluklarından dolayı biyomalzeme olarak seçilmektedir [20,21]

Titanyumun, biyomalzeme uygulamaları için mekanik ve kimyasal özellikleri yanı sıra, hafif oluşu da önemli özelliklerden biridir [22].

Titanyumun, inert özellikte olması, nontoksit yapısı, antimagnetik özelliği, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi oluşu, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilebilmesi, biyokompatibilesinin yüksek olması, korozyona karşı dirençli olması, elastiklik modülünün kemiğinkine çok yakın olması gibi özellikleri, titanyumun ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmasını sağlamaktadır [22].

**Çizelge 2.4 :** Bazı Metalik İmplantların Özgül Ağırlıkları [21].

| Alaşımlar | Özgül Ağırlık (g/cm$^{3)}$ |
|---|---|
| Ti ve Alaşımları | 4,5 |
| 316 Paslanmaz Çelik | 7,9 |
| CoCrMo | 8,3 |
| CoNiCrMo | 9,2 |
| NiTi | 6,7 |

Vücut sistemi içerisinde oluşan korozyon ile kemiği çevreleyen dokularda iyon salınımı ve implant metalde elektron geçisi meydana gelmektedir. Dokulardaki iyon akışı hücrelerin fiziksel hareketlerini sınırlar. İmplantın inorganik reaksiyonu vücut akışkanı ile diğer organlara iletilerek implantasyon bölgesinde toksin oluşumuna sebep olmaktadır. Toksinler kas ve dokularda alerji eğilimini arttırır ve implantasyon bölgesinde aşırı ağrılara neden olmaktadır [21].

Genellikle saf Ti toksin içermez ve bazı Ti alaşımları (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb gibi) insan doku ve kemiğinde biyolojik uyumluluk içerisindedir. Özellikle, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-35Nb-5Ta-7Zr ve Ti-5Al-2,5Fe gibi korozyona dayanımı yüksek Ti alaşımları kalp kapakçık parçaları, yüksek yük taşıyan kalça ve diğer kemik implantasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Vücut akışkanları değişik organik akışkanları içerir ve Ti bu akışkanlarla bağışık olmasının yanı sıra Ti implantların yoğunluk olarak kemiğe yakın olması da önemli bir seçim kriteri olmuştur.

**Ti6Al4V işlenebilirliği**

Titanyum alaşımlarının işlenmesinde ortaya çıkan sorunların genellikle, bu alaşımların yüksek sıcaklıklarda yüksek dayanıma sahip olmaları olarak özetlenebilir. 1950‘ lerde titanyumun kullanılmaya başlanmasıyla birlikte işlenebilirlik özellikleri de araştırılmaya başlanmıştır. Çıkan sonuçlar şu şekilde ifade edilebilir[23]:

1. Titanyum alaşımlarının zayıf termal özelliklerinin fiziksel özellikleriyle birlikte rol oynadığı ilk kesme bölgesinde oluşan plastik deformasyon.

2. Birincil kesme bölgesinde heterojen deformasyon gelişimi.

3. Kopuk talaş oluşumu sırasında kesme koşullarının karalılığının etkisi.

4. Takım- talaş temas bölgesinde, titanyum alaşımlarının neredeyse tüm takım malzemeleriyle yüksek kimyasal reaksiyon eğilimi göstermesi, takım aşınmalarının basta gelen nedenidir.

5. Orta sıcaklıklarda bile aniden artış gösteren düşük elastiklik modülü, parçada eğilmelere neden olmaktadır. Bu da ince cidarlı malzemeleri işlerken veya bitirme işlemlerinde sorun yaratmaktadır.

Titanyum ve alaşımları, genellikle HSS takımlar kullanılarak 30 m/dak dan daha yüksek hızlara işlenmesi zor olan metallerdir. Bu rakam WC takımla için 60m/dak' ya kadar yükselmektedir. Diğer takım malzeme tipleri olan seramik esaslı takımlar, elmas, CBN gibi takım malzemeleri titanyum ve alaşımları ile yüksek reaksiyon eğilimi olan malzemeler olduğu için titanyum ve alaşımlarının işlenmesinde kullanılmazlar [25].

Kesici takım özellikleri titanyumun talaşlı şekillendirilmesinde oldukça önemlidir. Titanyumun işlenmesi sırasında, kesici takım, çizelge 2.5' de de görüldüğü gibi, titanyumun bazı karakteristikleri sebebiyle olumsuz şartlara maruz kalmaktadır. Buna göre kesici takımların su özelliklere sahip olması gerektiği söylenebilir[24]:

• Meydana gelen ve uzaklaşamayan yüksek ısıya direnç gösterebilmesi için, "kızıl sertlik" özelliği iyi olmalıdır,

• Krater aşınmasına direnç gösterebilmesi için, "difüzyon ve abrasif tip aşınmalara dayanım" ve "kimyasal kararlılık" özellikleri iyi olmalıdır.

Kesme hızı titanyumun talaşlı imalatını etkileyen çok önemli parametrelerdendir. Titanyumun işlenebilirliğini kısıtlayan en önemli unsurun ısıl tabanlı aşınmalar olması ve sıcaklığı etkileyen en önemli kesme parametresinin "kesme hızı" olması nedeniyle titanyumun işlenmesinde kesme hızı önemli bir yere sahiptir.

**Çizelge 2.5 :** Titanyum ve alaşımlarının karakteristik özelliklerinin kesici takıma etkisi [24].

| Malzeme Karakteristikleri | Kesici Takıma Etkisi |
|---|---|
| Mukavemetin yüksek sıcaklıklarda korunması | Yüksek kuvvet ve ısıların oluşması |
| Dar talaş/takım temas alanı | Kesme kuvvetinin ve ısının yoğunlaşması |
| Isıl iletkenliğin düşüklüğü | Isının sıkışıp yükselmesi |
| Periyodik talaş oluşumu ve düşük elastisiteden kaynaklanan değişken kuvvetler | Vibrasyon ve tırlama |
| Kimyasal reaktifliğin yüksek olması | Özellikle krater aşınması olmak üzere kimyasal tabanlı aşınmalar |

Titanyum alaşımlarının işlenmesi açısından takım malzemelerinin performansı çizelge 2.6' da özetlenmiştir [24].

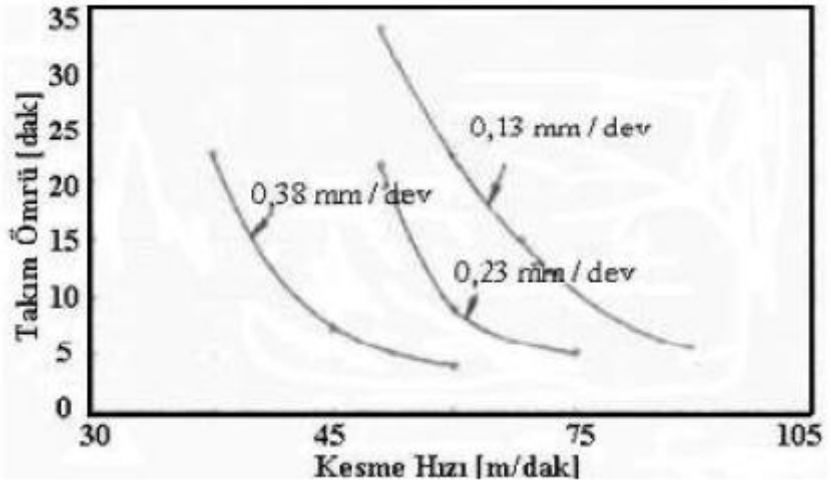
**Çizelge 2.6 :** Titanyum alaşımların işlenmesinde çeşitli takımların performansı [24].

| | |
|---|---|
| Seramik Takımlar | ♦ Isıl iletkenlikleri düşüktür. Malzemeden uzaklaşamayan ısı, takımdan da uzaklaşamaz ve ısıl tabanlı aşınma mekanizmaları üst düzeyde etkili olur, ♦Titanyum işlenirken, krater + serbest yüzey aşınması ile oluşan kırılmanın, yüksek gerilmelerin ve değişken yüklerin gerektirdiği "tokluk" özelliği, seramiklerin en büyük eksikliğidir, ♦Titanyumla tepkime eğilimleri oldukça yüksektir. ♦ Bu sebeplerden dolayı tavsiye edilmezler. |
| Hız Çeliği Takımlar | ♦ Oluşan yüksek ısı ve gerilmeler sonucu, kısa sürede plastik deformasyona uğramakta ve ardından kırılmaktadırlar. ♦ Aralıklı kesme işlemleri dışında tavsiye edilmezler. |
| Kaplamalı Karbür | ♦ Özellikle CVD olmak üzere, yukarıdaki deney sonuçları da düşünülürse tavsiye edilmezler. Kaplama, kısa sürede kopmaktadır. |
| Kaplamasız Karbür Takımlar | ♦ Kaplamalı olanlara göre daha iyi sonuç vermektedirler. Bunun sebebi, kaplamalı karbürlerde, takım ana malzemesinin kaplama ile birlikte koparılmasıdır. ♦ Karbür takımlar arasında, özellikle K sınıfı tungsten karbür takımlar, tokluk için %6'lık kobalt eklenmesi ile, genel amaçlı talaş kaldırma işlemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Sementit karbür ise, iyi sonuçlar vermemektedir. |
| CBN ve özellikle PCD Takımlar | ♦ Aşınmalara karşı çok iyi direnç göstermektedirler. Diğer taraftan, pahalı oluşları, kullanımlarını kısıtlamaktadır. Ancak, ince işlemlerde yüksek yüzey kalitesi ve uç değiştirme sıklığının azalması ile alakalı olan kalite tutarlılığı isteniyorsa, tercih edilmelidirler. |

Uygulamalarda çeliğin işlenmesinde kullanılan değerlerin % 10-35' i arası kesme hızları kullanılır. Ancak, işleme aşamasına kadar maliyeti artan ve işlenirken de büyük oranda talaş olarak atılan titanyum, bu maliyet artışlarının bir oranda telafi edilmesi için mümkün olduğunca yüksek hızda işlenmelidir. Buna karşın kesme hızının artması ile sıcaklığın artması, sürekli/testere dişli talaşın oluşması ve bu

oluşumun sıcaklığı daha da arttırırken tırlamaya da sebep olması, kesici takım mukavemetini yitirirken, iş parçasının mukavemetini koruması, yüzey kalitesinin belirli hız değerlerinden sonra muhtemelen takımdaki aşınmaya bağlı olarak düşmesi ve ayrıca yüzeye yakın bölgelerde mikro-yapının bozulması ve sertliğin artması problemleri söz konusudur. Dolayısıyla günümüz teknolojisinde çıkılabilecek en yüksek değer 90-100 m/dak ile sınırlıdır. Tornalama için 150 m/dak 'da yaklaşık 10 m mesafede meydana gelen aşınma, kesme hızı 100 m/dak değerine düştüğünde 100 m mesafede oluşmaktadır. Kesme hızının arttırılması ile talaş, tam anlamıyla sürekli bir karakter kazanmakta ve takım aşınmasının etkisi artmaktadır [24].

Ti6Al4V malzemesinin K20 kalitesinde karbür bir takımla işlendiği, sonuçları Şekil 2.13' de görülen bir deneyde, kesme hızı-ilerleme ve takım ömrü ilişkisini veren sonuçlara göre, kesme hızı arttıkça takım ömrü azalmaktadır [26].




**Şekil 2.13 :** Kesme hızı-ilerleme-takım ömrü ilişkisi: Malzeme:Ti6Al4V, Takım: Karbür [26].

Her koşulda, maliyet, süre ve kalite ölçütlerine göre optimum değerlerin aranması ideal yaklaşım olsa da bir fikir vermesi açısından Çizelge 2.7' teki değerler, bir bütün olarak düşünülmesi gereken kesme parametrelerinin tipik değerleri olarak verilebilir [24].

İlerleme hızı da titanyumun talaşlı imalatında önemli parametrelerindendir ve de genel olarak talaşlı imalatta ilerlemenin tek sınırlayıcısı yüzey kalitesi olsa da titanyum işlenirken ilerlemenin takım ömrünü daha fazla etkilemesi [27]:

• Sıcaklığın tehlikeli seviyelerde olması ve ısıl iletkenliğin düşük olması sonucu aşınmanın ısıl tabanlı olmasına bağlı olarak ilerlemenin karekökü ile doğru orantılı

olan takım/talaş kesiti sıcaklığının ilerleme ile artarak aşınma mekanizmalarının etkinliğini arttırmasına,

**Çizelge 2.7 :** Titanyumun işlenmesinde kullanılan tipik kesme parametreleri [24].

| Yöntem | Takım | Kesme Hızı [m/dak] | Kesme Derinliği [mm] | İlerleme |
|---|---|---|---|---|
| Kaba Tornalama | Karbür (K20) | 30-50 | 8 | 0,25-0,35 mm/dev |
| İnce Tornalama | Karbür (K20) | 80-100 | 0,25- 1 | 0,1 -0,2 mm/dev |
| Frezeleme | HSS (M421 | 40-60 | 3,5-5 | 0,1-0,15 mm/diş |
| Delme | Karbür (K20) | 10-20 | - | 0,1 mm/dev |
| Broşlama | HSS (M3) | 3-4 | - | 0,075 mm/diş |

• Takım/talaş temas alanının çok dar olmasına bağlı olarak ilerlemenin yarattığı küçük kuvvet artışının daha etkili olmasına bağlanabilir.

Şekil 2.13 'deki grafiğe ilerleme açısından bakıldığında da anlaşıldığı gibi, ilerleme de kesme hızı kadar olmasa da takım ömrünü önemli ölçüde etkilemektedir. Örneğin, 75 m/dak 'da, ilerleme hızı 0.13 mm/dev 'den 0.23 mm/dev 'e çıktığında takım ömrü yarı yarıya azalmaktadır. Ancak, verimliliği arttırma gerekliliği ve kesme hızının zararlı etkisi düşünüldüğünde kesme hızından ziyade ilerlemenin mümkün olduğunca arttırılması yerinde olacaktır [27].

Titanyumun işlenmesinde kesme derinliği kesme hızından sonra en etkili değişken olarak göze çarpmaktadır. Kesme derinliğinin artması ile birlikte hem talaş yükü artarak gerilmeleri arttırmakta, hem de artan talaş yükü ile artan sürtünme kuvveti ve dolayısıyla ısı, bu ısının uzaklaşmasının da zorlaşması ile daha etkili olmaktadır.

Titanyumun işlenmesinde takım ömrünü etkileyen en önemli değişken olan sıcaklık kesme derinliğindeki artışla çok yüksek değerlere çıkmaktadır. Malzemenin yorulma ömrünü etkileyen artık gerilmelerin ise frezeleme sonrasında, yorulma ömrünü arttıracak şekilde tornalamada olduğu gibi sürekli olarak bası tipinde oluştuğu, ayrıca kesme derinliğinin artması ile birlikte mutlak olarak azaldığı görülmüştür [28].

Kesme sıvısı kullanımı titanyumun talaşlı imalatında yüksek sıcaklıkların olmasındandır. Titanyumun işlenmesinde en önemli sorunların 1100 °C' ye varan yüksek kesme sıcaklıkları ve dolayısıyla yüksek ısı ve yapışmanın gerçekleştiği aşınma mekanizmaları olduğu düşünülürse kesme sıvılarının kullanılması gerektiği rahatlıkla söylenebilir. Düşük hızlarda bor yağı yeterli olurken, yüksek kesme hızlarında ve delme, broşlama işlemlerinde, korozyon riski taşısa da klor içerikli kesme yağlarının kullanılması gerekmektedir. Geleneksel kesme sıvıları soğutma

özelliklerinin yanında yüksek viskoziteleri ile yağlama işlevi de görürken, soğuk kesmede kullanılan sıvı azot gibi sıvılar çok daha düşük kesme sıcaklıkları sağlamaları ile bilinirler.

Ti6Al4V genel olarak talaşlı imalatla şekillendirilmesinde sonuçlara ulaşılmaktadır.

İşlenmesi zor malzemeler grubunda olan titanyumun işlenebilirliği ile ilgili bu bilgilerin ışığında, aşağıdaki sonuçlara varılabilir [24]:

• Titanyumun işlenmesinde ana oluşum nedeni sürekli/testere dişli talaş oluşumu ve düşük elastisite modülü olan tırlamaya karsı rijit bir sisteme ve tok takımlara gereksinim vardır.

• Hız çeliği takımlar aralıklı kesme işlemlerinde kullanılabilse de, düşük maliyet ve kalite unsurlarını bir arada sağlamaları ile K sınıfı tungsten karbür takımlar, genel amaçlı talaşlı imalat işlemleri için en iyi seçim olacaktır. Kaplamalı karbürler ise, kaplamanın bir miktar takım ana malzemesiyle beraber kısa sürede kopması nedeniyle genelde tavsiye edilmezler.

• CBN ve PCD takımlar pahalı olsalar da standart takımlardan çok daha iyi yüzey kalitesi ve takım ömrü değerleri vermektedirler. Bu takımlar da bir seçenek olarak düşünülmeli ve yapılacak imalatın maliyet, zaman ve kalite değerlerine göre bir karar verilmelidir.

• Dönel takımlar takım ömründe belirgin bir artış sağlarken yüzey kalitesini de iyileştirmektedirler. Bu takımların kullanılmasını kısıtlayan unsurlar yapılacak imalat için engel değilse kullanılmaları tavsiye edilebilir.

• Verimliliği ve yüzey kalitesini arttırsa da kesme hızı takım ömrünü en çok etkileyen kesme parametresi olarak en çok kısıtlanması gereken parametredir.

• İlerleme titanyumun işlenmesinde takım ömrünü diğer malzemelerde olduğundan daha fazla etkilese ve yüzey pürüzlülüğünü arttırsa da verimliliğin arttırılmasında kesme hızına tercih edilmelidir.

• Titanyumun işlenmesinde kesme hızından sonra takım ömrünü etkileyen en önemli parametre olan kesme derinliği, sıcaklığı, dolayısıyla takım aşınmasını ve yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı için küçük tutulmalıdır.

• Kalıntı gerilmeleri tornalama ve frezeleme işlemlerinde yorulma ömrünü arttıracak şekilde bası tipinde oluşsa da, körelmiş takımlarla ve yüksek gerilmeli kesme

koşulları altında yapılan taşlama işlemlerinde bu gerilmelerin çekme tipinde oluştuğu unutulmamalıdır.

• Titanyumun işlenmesinde en önemli sorun olan yüksek sıcaklıkların aşılması için kesme sıvısı kullanılmalıdır. Sıvı azot gibi yeni soğutucu maddelerin yağlayıcı özelliklerinin olduğu da ispatlanmıştır.

• Titanyumun işlenmesinde ısı çok dar bir alanda etkili olmaktadır. Buna göre kesme sıvısı tam olarak kesme bölgesine odaklanmalıdır.

İmplant üretimi ve kullanıma hazırlanması genel olarak; implant üreticisi stok haldeki ilk malzemeyi alıp son safhadaki hale çevirir. Fabrikasyon metotları döküm, bilgisayar ve mekanik tabanlı (CAD-CAM), dövme, toz metalurjisi (sıcak izostatik presleme) ile zımparalayarak düzeltme ve perdahlama adımlarıdır. Son yıllarda implant üzerine mikro tabaka halinde porozlamak tercih edilen bir işlem oldu. Bu kemiğin içinde implantı fikse etmek için kullanıldı. Mesela uyluk kökünün gövdeye yakın parçasına uygulanır. Sinterlemeye alternatif yüzey işlemleri de plazma veya implant yüzeyine alev püskürtmedir. Diğer yüzey işlemleri de: İyon implantasyonu (daha iyi yüzey özelliklerine sahip olmak için) ve nitrürleme (yüksek enerjili nitrojen iyonları vakum altındaki implanta yönlendirilir) yapılabilir. Son adımlar genellikle alışılmış olan yöntemlerdir. Kimyasal temizleme ve uygun asit içinde pasifizasyon gibi implant temizleme ve bitirme işlemleri ASTM standartlarına göre yapılır [19].

**Titanyum metali üzerinde interferans renklenme**

Titanyum metali $O_2$ ile reaksiyona girerek $TiO_2$'yi oluşturur. Bu oksit tabakası farklı dalga boylarındaki ışığı süzerek, yüzeyde parlak renkler oluşturur. Oksit filminin kalınlığı arttıkça, yüzeyde oluşan renkler farklılaşır. Titanyum yüzeyinde bulunan doğal oksit tabakası yüzeyin gri renkte görünmesini sağlar. Ancak ısı ya da elektrokimyasal işlemlerle oksit tabakasının kalınlığının arttırılmasıyla gökkuşağını andıran bir renk skalası elde edilir. [30,31]

Oksit filminin kalınlığı angstrom ( Å = 1/100.000.000 cm) mertebesinde iken yüzeyde interferans renkler oluşturur. Film kalınlığı oluşan renge bağlı olarak 500 – 1000 Å arasında değişkenlik gösterir. Titanyum oksitin yüzeyine baktığımız zaman görülen renkler oksit tabakası değil, oksit tabakasının ışık dalgalarına etkisidir. Görüş açısı ve kullanılan ışık kaynağının çeşidi renklerin farklı algılanmasına neden olabilir. [30,31]

Titanyumun anodizasyonu sırasında yüzeyde oluşan transparan oksit filminin kalınlığı uygulanan potansiyel ile artmaktadır. Sabit potansiyel altında ise; oksit filmleri belirli bir kalınlığa kadar artmaktadır [29].

# 3. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu bölümde yapılan tasarım çalışmaları, üretim yöntemindeki çalışmalar, renklendirme çalışmaları, ASTM standartlarına göre deneysel çalışmalar açıklanmıştır. Sırasıyla neden bu projeyi yaptığımız ve bu konuların tasarıma etkileri, implant üretim yöntemindeki kullanılan malzemeler, tornalama, frezeleme, parlatma ve renklendirme yöntemleri (anodizasyon), bunların sonunda da mekanik testler olarak ASTM F1264 (intermedüler sabitleme cihazları test yöntemleri) standardına göre ve çok işlevli çivi ile normal çivinin farklı kısımlarının özelliklerini karşılaştırmak için yapılan deneyler anlatılmıştır.

## 3.1 Tasarımın Amaçları

Uyluk kırıklarında çivi uygulamasının amacı kırık hatlarını birbirine yaklaştırıp sabitleyerek kemiğin kaynamasını sağlamaktır. İlik içerisine yerleştirilen ve uyluk kemiğinin anatomisine uygun olan bu çiviler sabitleme işini iki yolla yaparlar:

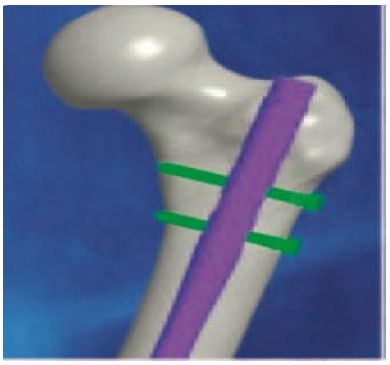
- Kemiğin ortasındaki ilikten geçirilen dayanıklı metal yapıdaki titanyum çivi, kemiğin kırılıp kaymış aksını uzunlamasına düzeltir.
- Çivinin üst ve alt uçlarından gönderilen vidalar kırık hatlarını birbirine doğru çekerek karşılıklı gelmesini ve sabit kalmasını sağlar, kırılan parçaların rotasyonunu engeller. Bu iki işlemi gerçekleştiren çivinin kemik içerisinde kaldığı sürece kemik dokusu kendi kendini onarır ve kırık kaynamak suretiyle iyileşir.

Halihazırda uyluk kırıklarında, kırığın uyluk boynunda, üst, orta veya alt kısmında oluşuna göre 4 ayrı çeşit çivi kullanılmaktadır.

Çivi türlerinin hepsi aynı kemiğin iliğine yerleşmektedir. Hepsinin temel aksı uyluk aksına uygun olarak üretilir.

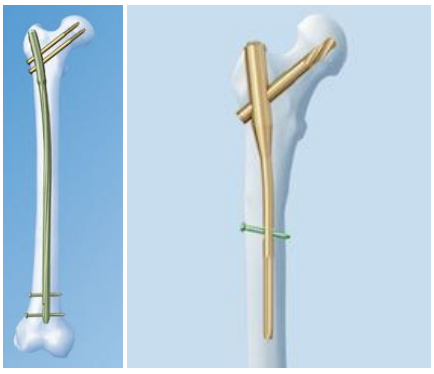
Kırık hattının bulunduğu yere göre vida deliklerinin yeri ve açısı değişkenlik gösterdiğinden dolayı 4 ayrı çivi kullanılmaktadır.

- Kırık hattı kemiğin orta (diafiz) bölgesinde olduğunda tercih edilen uyluk çivisi modeli (Şekil 3.1):



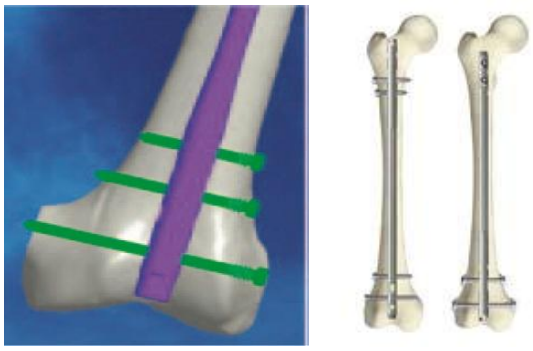
**Şekil 3.1 :** Orta bölge kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi [32].

- Kırık hattı kemiğin boyun ve üst (proksimal) bölgesinde olduğunda tercih edilen uyluk çivisi modeli (Şekil 3.2):



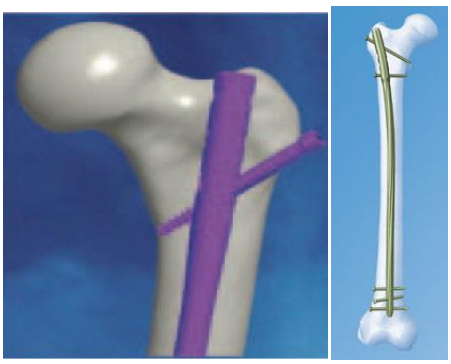
**Şekil 3.2 :** Üst ve boyun bölgesi kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi [32].

- Kırık hattı kemiğin alt (distal) bölgesinde olduğunda tercih edilen uyluk çivisi modeli (Şekil 3.3):



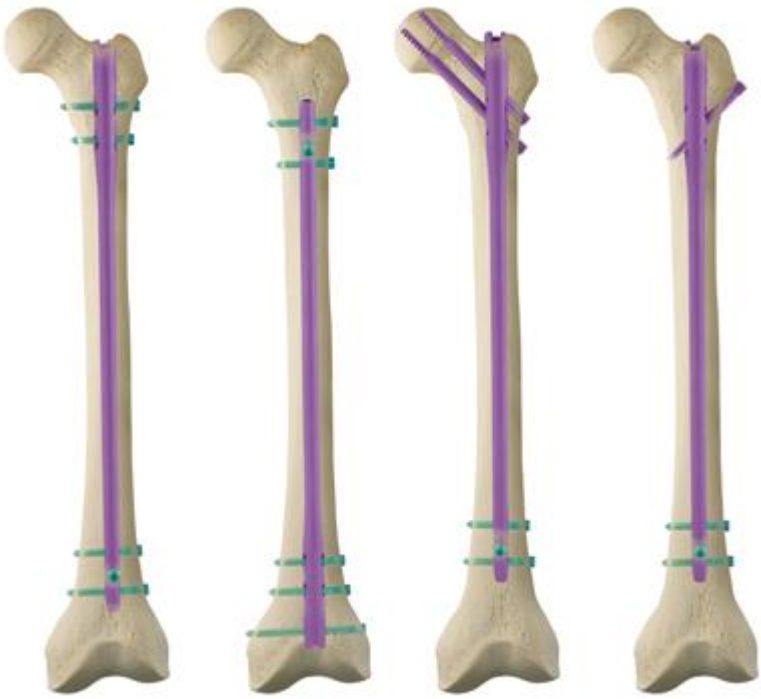
**Şekil 3.3 :** Alt bölge kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi [32].

- Kırık hattı kemiğin ters boyun (Trochanter Minör) bölgesinde olduğunda tercih edilen uyluk çivisi modeli (Şekil 3.4):



**Şekil 3.4 :** Ters boyun bölgesi kırıklarında kullanılan geleneksel uyluk çivisi [32].

Projemizde işlevselliğinin temel özelliği, 4 ayrı çeşit çivi türünü teke indirgeyerek, bunu vida deliklerinin yeri ve aksları ile çivi üst kısmı (proksimal bölge) üzerindeki tasarım ile gerçekleştirilmiştir.



**Şekil 3.5 :** Kırıklarda kullanılan geleneksel uyluk çivileri [32].

### 3.2 Tasarımın Hazırlanması

Uyluk kemiğinin biyomekaniğine ve özelliklerine göre tasarım yapılmıştır. Uyluğun bütün özellikleri ve kırık çeşitlerinin özelliklerini kullanarak bilgisayar destekli çizim ve tasarım için Solidworks programında çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda

bilgisayar destekli simulasyonlarla deneyler yapılmış ve yeni tasarımın mukavemet değerlerine göre implant çapında değişikliklere gidilmiştir.

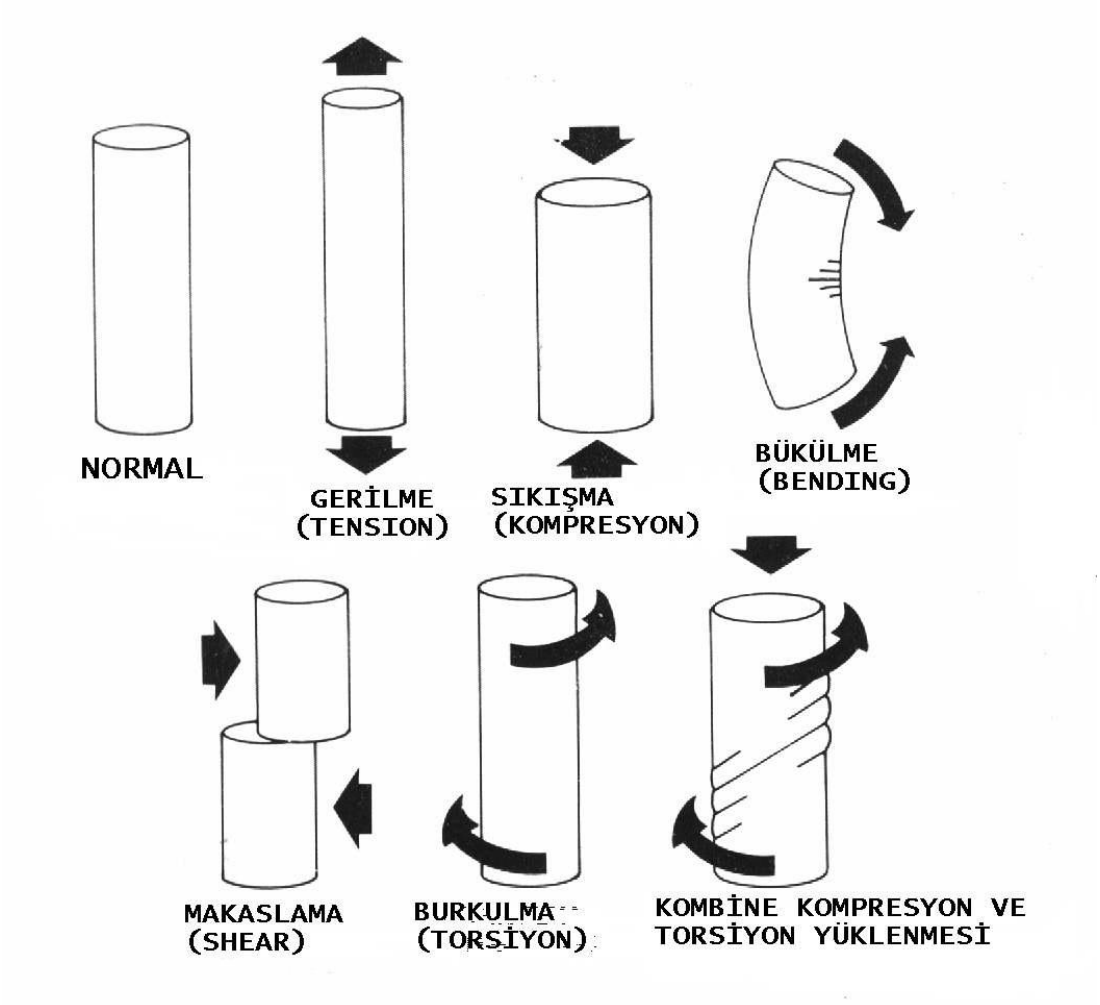
Tasarım hazırlanırken uyluk kemiğinin kırık çeşitlerine göre kullanılan çivi ve vidalar tespit edilmiştir. Geleneksel çivilerin bütün özellikleri yeni tasarımda da kullanılmıştır (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6 :** Uyluk kemiğine yerleştirilmiş geleneksel uyluk çivilerinin sembolik görünümü [32].

Uyluk kemiği kırıkları kemiğin bütün bölgelerinde olabilmektedir ve kırık oluşum mekanizmaları sonucu meydana gelmektedir. Bu mekanizmalar her yönden gelen kuvvetlerle oluşabilmektedir ve çekme, burkulma, sıkışma, bükülme, makaslama, kombine yüklenmeyle oluşmaktadır. Kuvvetlerin yönleri Şekil 3.7' de gösterilmiştir. Bu kırılma kuvvetlerininin değeri yaşa, kiloya, beslenme alışkanlıklarına, genetik özellikler gibi birçok faktöre bağlıdır.

Çeşitli kırık tipleri ve kullanılmış intramedüller çivi sonrası röntgen görüntülerine ait değişik örnekler Şekil 3.8' de gösterilmiştir. Şekil 3.8' den görüldüğü gibi uyluk kırıklarında kullanılan uyluk çivisinin sadece yanlardan atılan vidaların kullanım şekilleri farklıdır. Bu da uyluk kemiğinin hem yapısından hem de kırık çeşidinden kaynaklanmaktadır.



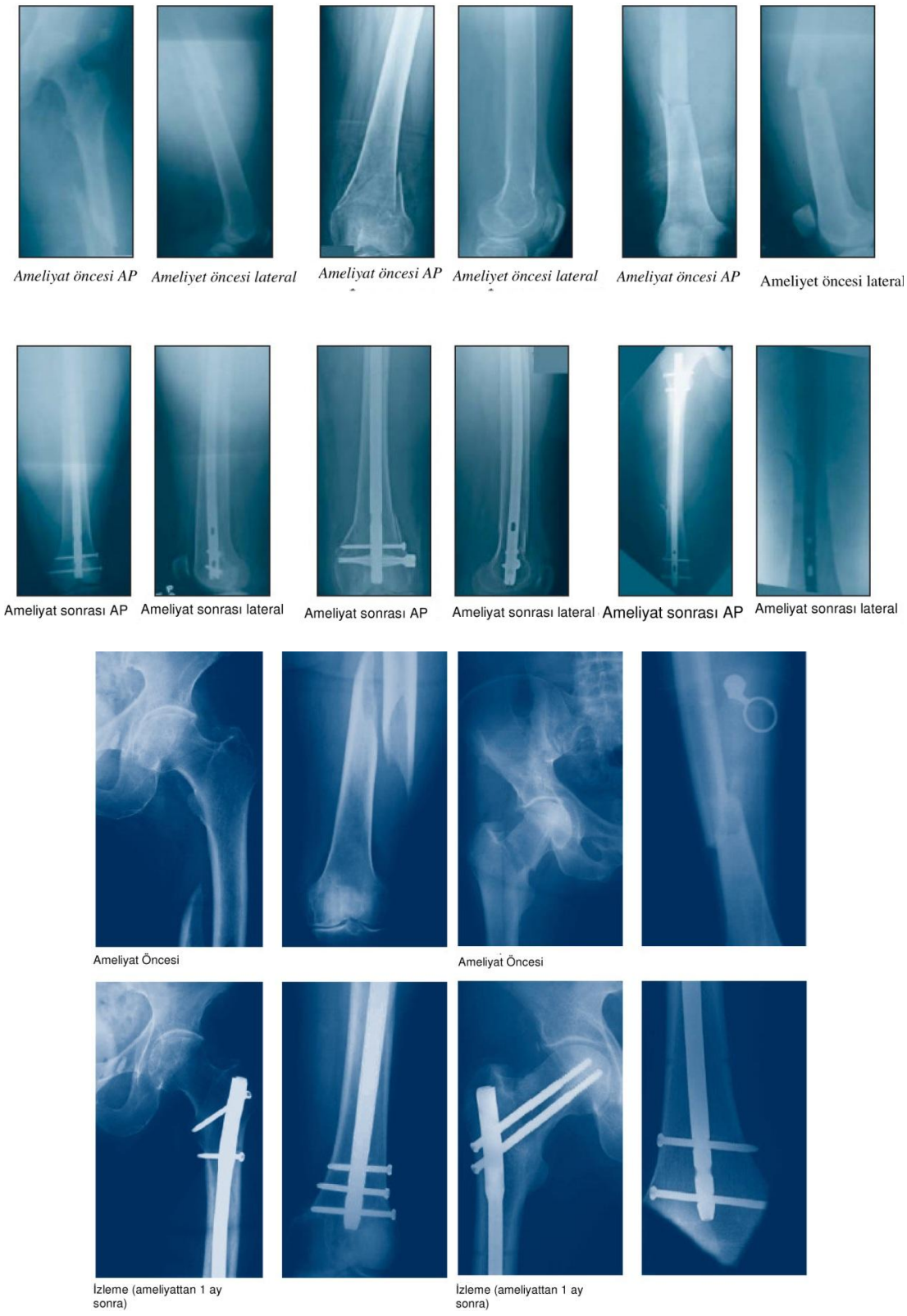

**Şekil 3.7 :** Kemiklerde kırıkların oluşum mekanizmaları [32].

Uyluk kırıkları ilk önce biyomalzeme olarak çivi ile sabitlenmektedir, daha sonra iyileşme süreci oluşturulmaktadır. Kırığı iyileşen uyluk kemiğinde biyomalzeme olan çivi, isteğe bağlı olarak hekim tercihlerine göre kemikten çıkarılmaktadır.

Uyluk kemiği insan vücudundaki en uzun ve kuvvetli kemiktir. Büyük bir kısmı silindirik ve öne doğru eğimli olup uyluk cisminin proksimalinde uyluk boynu ve küresel uyluk başı ile devam eder. Distal uyluk daha geniş olup, tibia ile eklemle bağlanmaktadır.

Uyluk boynu; yaklaşık 5 cm. uzunluğunda uyluk cismini, uyluk başına, uyluğun uzun aksı ile uyluğun orta bölgesine açılanarak bağlar. "İnklinasyon" veya "boyun cisim açısı, (kollo-diafizer açı)" adı verilen bu açı yetişkin populasyonda genellikle 120°-135° arasındadır.

.



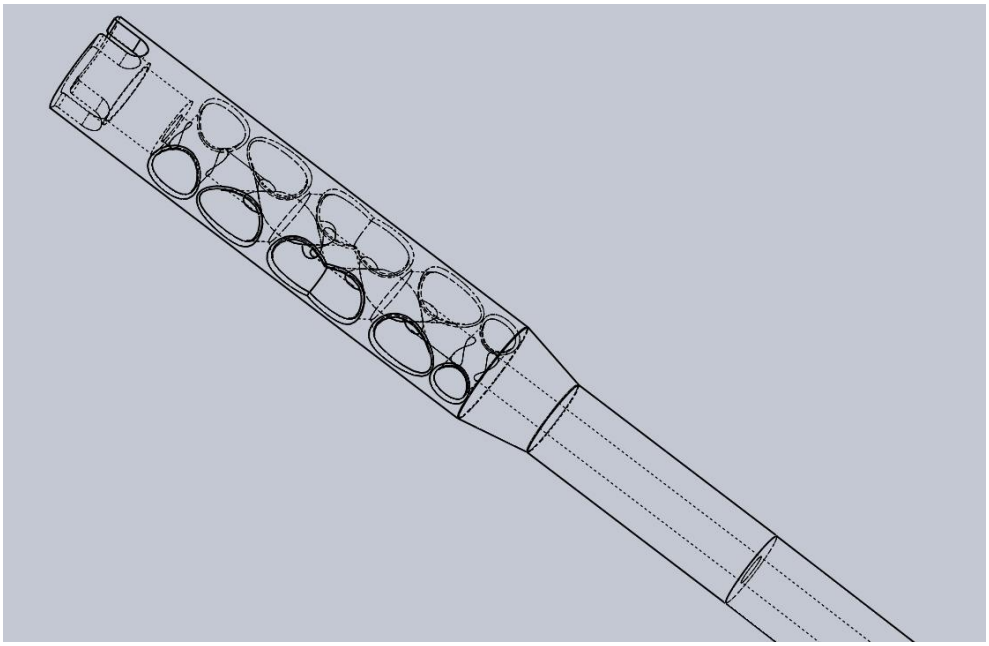

**Şekil 3.8 :** Uyluk kemiği kırık tipleri ve kullanılan geleneksel uyluk çivileri röntgen görüntüleri [32].

Kırık çeşidi uyluğun üst kısmımda boyun bölgesinde olduğunda 45° açıyla vidalanır, bunun sebebi uyluğun anatomik yapısındandır.

Bu nedenlerden dolayı yeni tasarımda hem 45°, hem 135° vidalamaya olanak sağlayacak ve bunların yanında düz vidalanacak tasarım gerçekleştirilmiştir.

Açısal olarak geliştirilen vidalamanın yanında, vida delikleri çapları da değiştirilerek kullanılan standartlardaki 4,5 mm ve 6,5 mm çaplarındaki vidaların kullanımına olanak sağlanmıştır.

Tasarım yapılırken işlevselliği kazandırmak için vidaların bütün yönlerden implanta vidalanmasını sağlayan birbiri içinden geçen açısal ve farklı akslarda vida delikleri açılmıştır (Şekil 3.9).



**Şekil 3.9 :** Tasarım aşamasında çok işlevli çivinin üst bölgesi çizim görüntüsü.

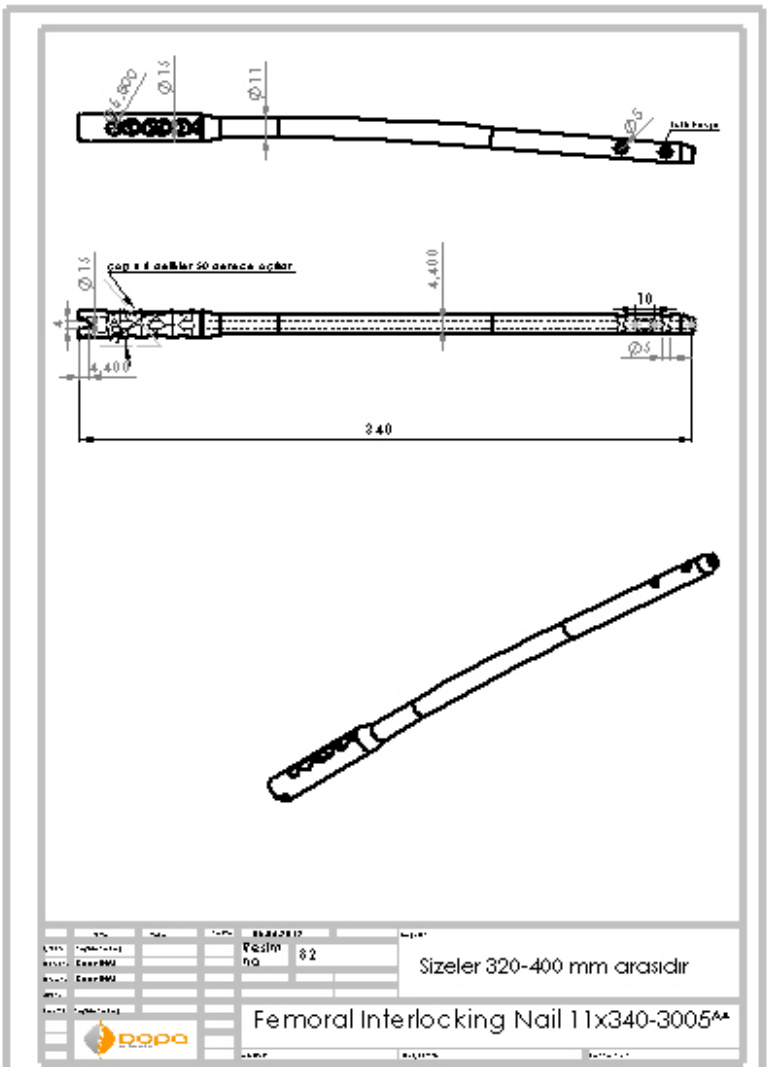
Çivinin merkezinde boylu boyunca delik olmasından ve vida deliklerinin birbirini kesmesinden dolayı çivinin yeni tasarlanan bölümünün kesit alanı değişmiştir. Kesit alan değişikliği Şekil 3.10' da görülmektedir.

Bu tasarımla beraber kesit alanın küçülmesinden dolayı dayanımı düşeceğinden bu bölgenin ana çapı arttırılmıştır. Bu çap 15 mm' ye çıkarılmıştır. Geleneksel çivilerde bu değer ortalama olarak 11- 13 mm arasındadır.

Bütün çap ve boylara göre tasarlanan çok işlevli çivinin üstten görünüş ve yandan görünüşü Şekil 3.11' de teknik resim olarak görülmektedir. Teknik resimde sadece 11 mm çapında 340 mm uzunluğunda çok işlevli çivinin ölçülerine ulaşılmaktadır.

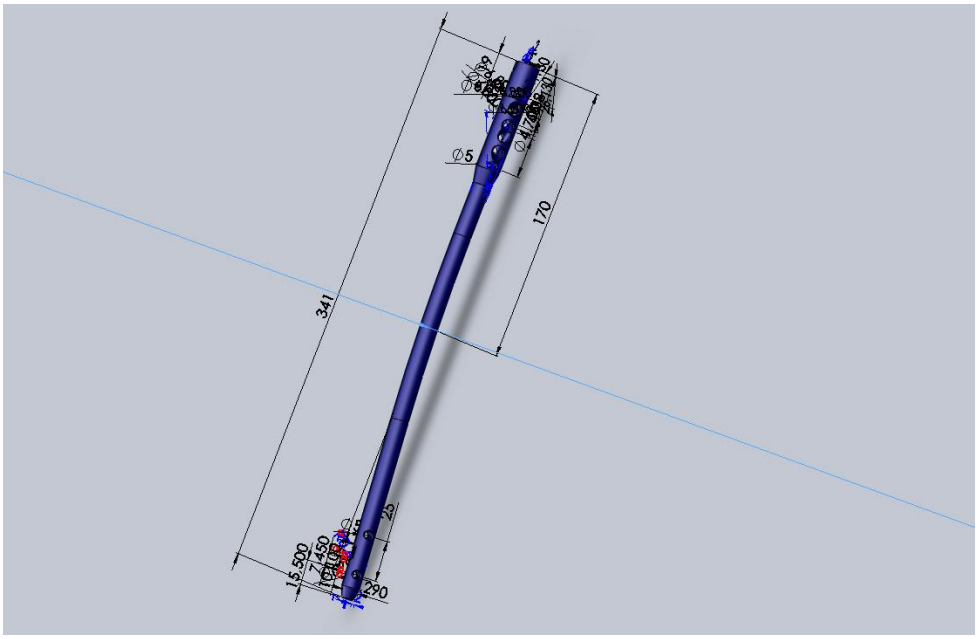


**Şekil 3.10 :** Tasarım aşamasında çok işlevli çivinin 3 boyutlu üst bölge görüntüsü.



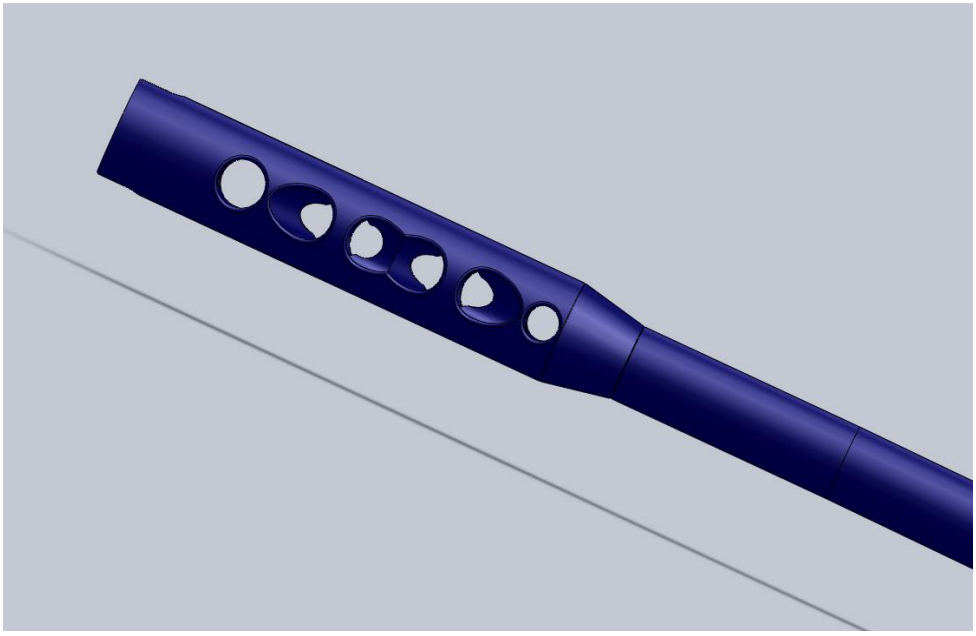

**Şekil 3.11 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisinin teknik resmi.

Bu tasarımın çok işlevli kısmı oluşturulduktan sonra uyluk çivi implantlarının standartlarına göre her boy ve çapta üretimine uygun olarak eklenmiştir. Farklı boyutlarda çivi Şekil 3.12' de görülmektedir.




**Şekil 3.12 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisinin katı model çizimi.

Bu tasarımda görüldüğü gibi uygulama esnasında kırık çeşidine göre hem istenilen açıda vidalanabilecek hem de vida çapı standartlarına göre vida kullanılabilecektir. Vida çaplarında standartlara göre seçim yapılabilinecektir. Vida deliklerinin çapları Şekil 3.13' de görülmektedir.

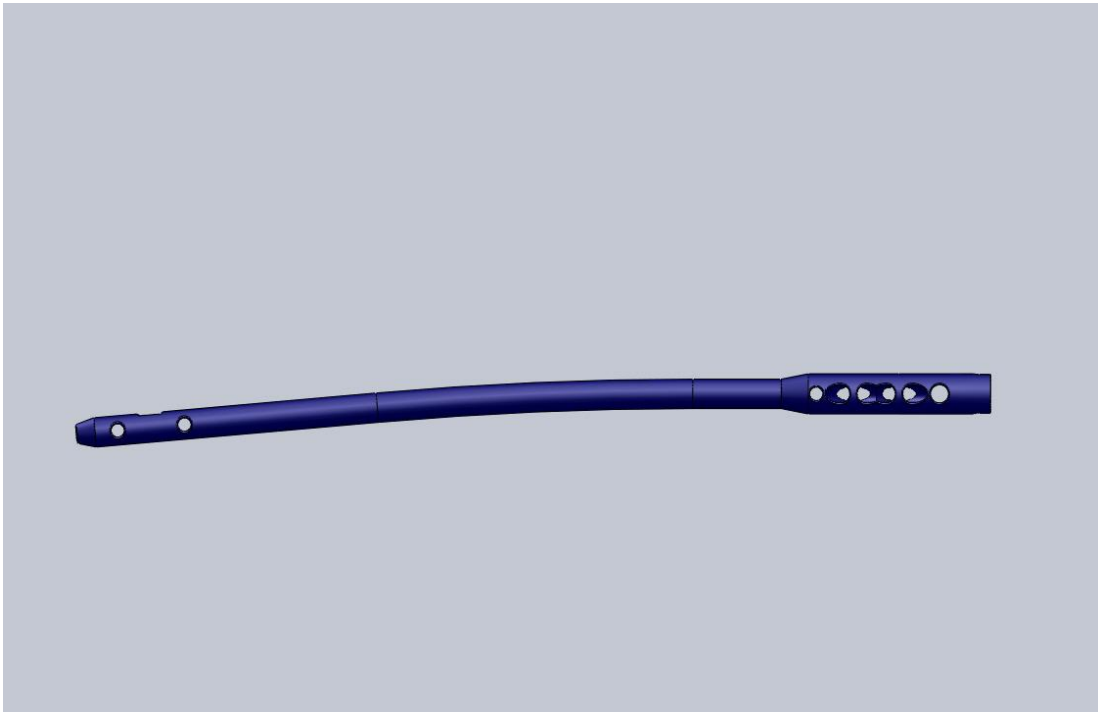


**Şekil 3.13 :** Tasarlanan çivinin işlevsellik kazandırılan bölge görüntüsü.

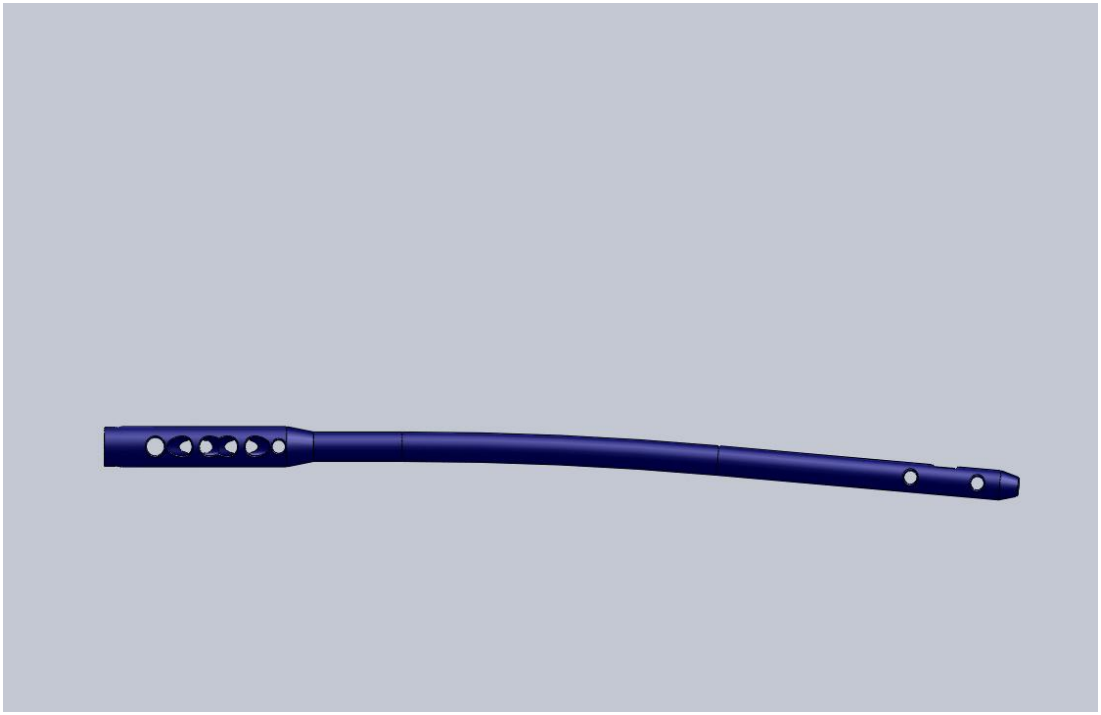


**Şekil 3.14 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-1.

Tasarım simetrik olarak yapıldığından çivi hem sağ uylukta hem de sol uylukta kullanılabilecektir. Şekil 3.15 ve Şekil 3.16' da simetriklik görülmektedir. Sağ ve sola uygulama açısından bir sorun oluşturmayacaktır.

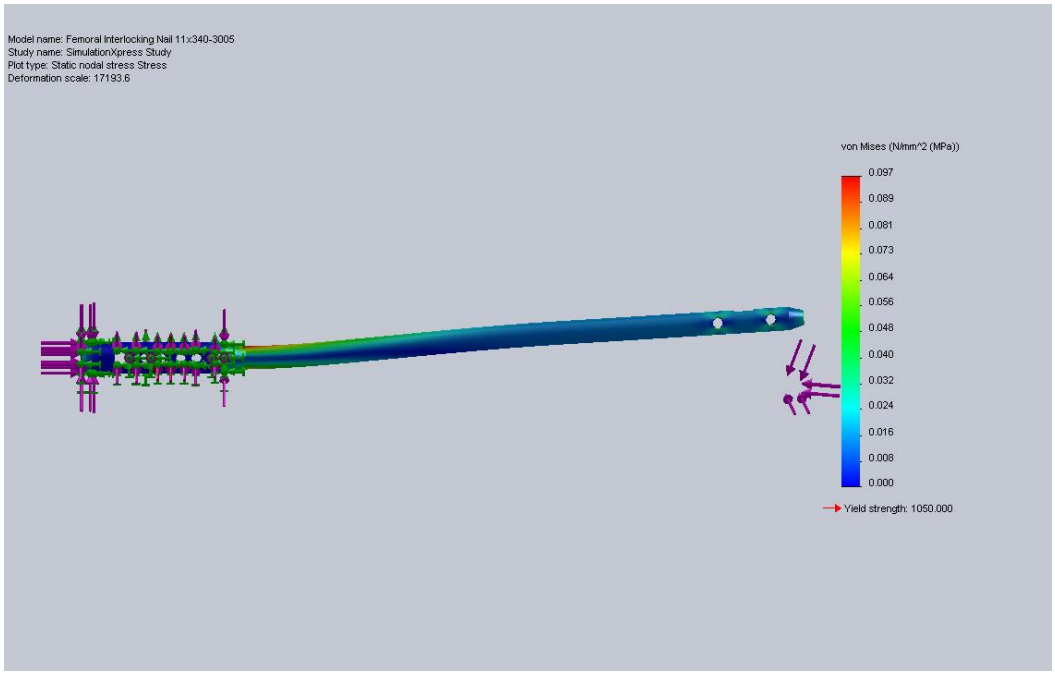


**Şekil 3.15 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-2.

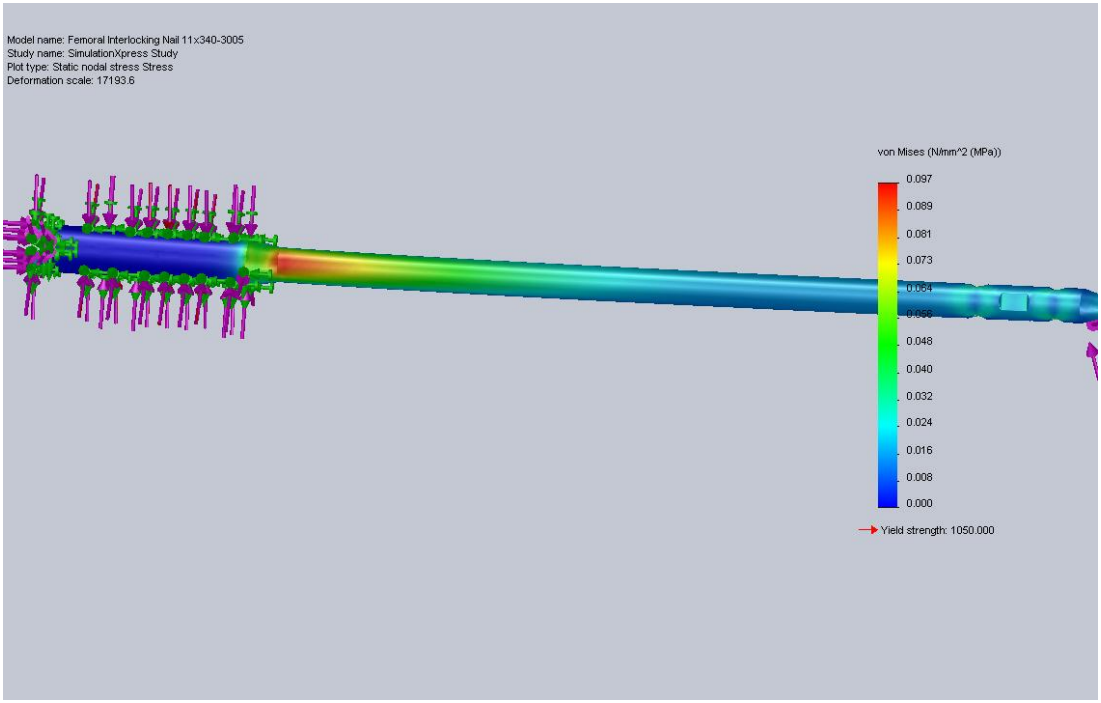


**Şekil 3.16 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model görüntüsü-3.

Tasarım yapılırken mukavemet simülasyonları da kullanılmıştır. Simülasyonlarda uygulandığı üzere tasarım değişiminden kaynaklanan gerilme analizleri yapılmıştır (Şekil 3.17). Akma dayanımı 1050 MPa hesaplanmış, simülasyon renklerine göre yorumlar yapılmış ve uygun tasarım oluşturulmuştur.

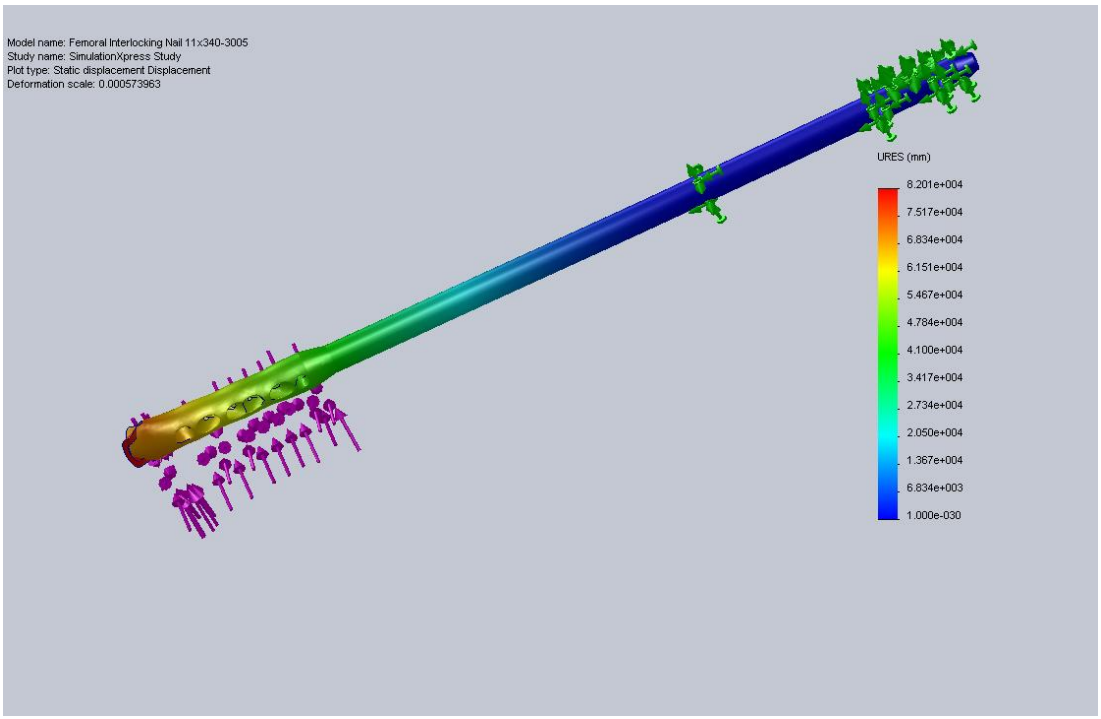



**Şekil 3.17 :** Çok işlevli uyluk çivisi katı model gerilme analizi yandan görünüşü.



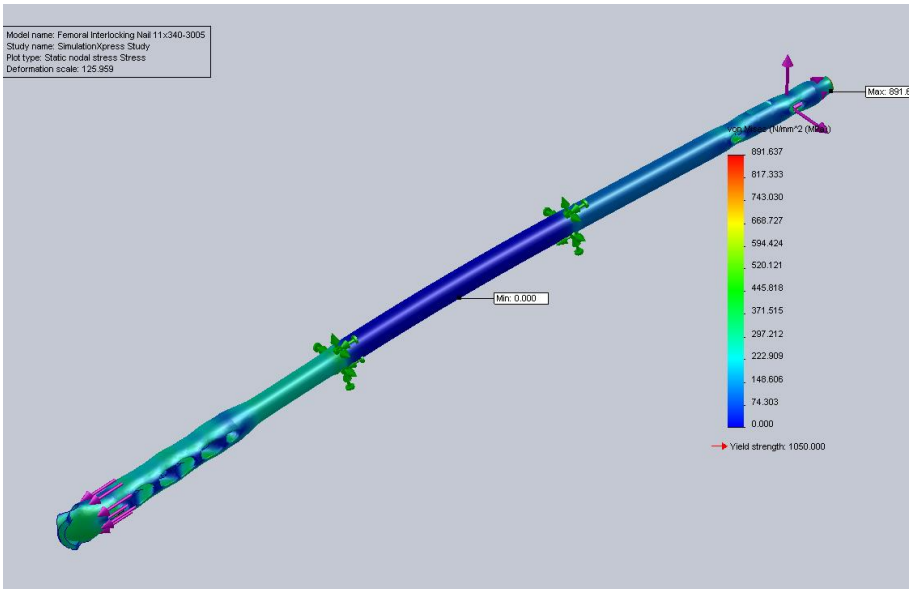

**Şekil 3.18:** Çok işlevli uyluk çivisi katı model gerilme analizi üstten görünüşü.

Bu analizlere göre yeni tasarımda değiştirilen bölgelerden dolayı bir sorun oluşmamış, sadece kesit daraldığı bölgelerde dayanımın azaldığı gözlenmiştir. Bu durum kabul edilebilir düzeydedir (Şekil 3.18).



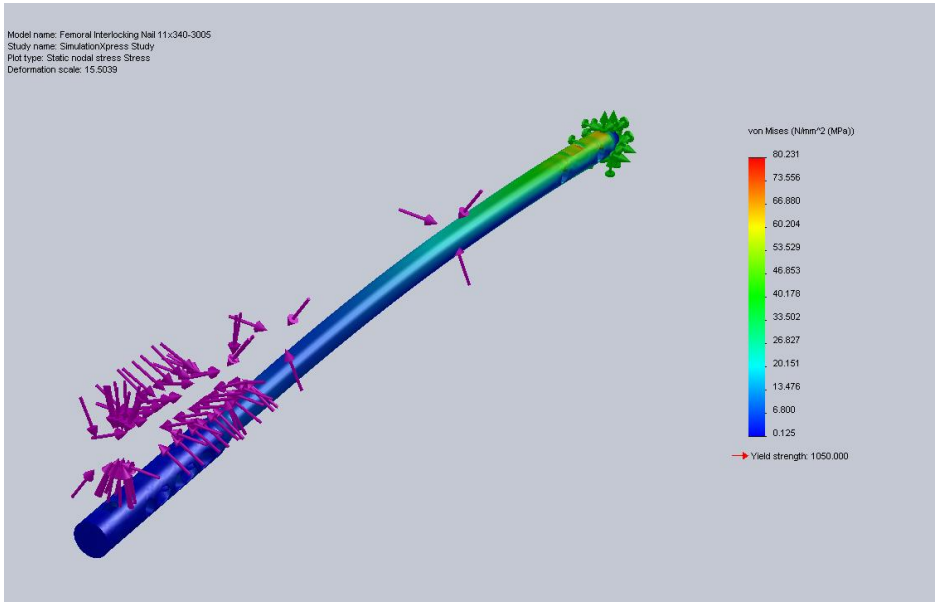

**Şekil 3.19 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidasız katı model deformasyon analizi görüntüsü.

Deformasyon simülasyonları da yapılmıştır (Şekil 3.19). Bu yer değiştirme ve gerilme testlerinde yeni tasarlanan çivinin kapama vidası ( endcap) takılı olduğu haldeki ve olmadığı haldeki sonuçları karşılaştırılmıştır (Şekil 3.20).



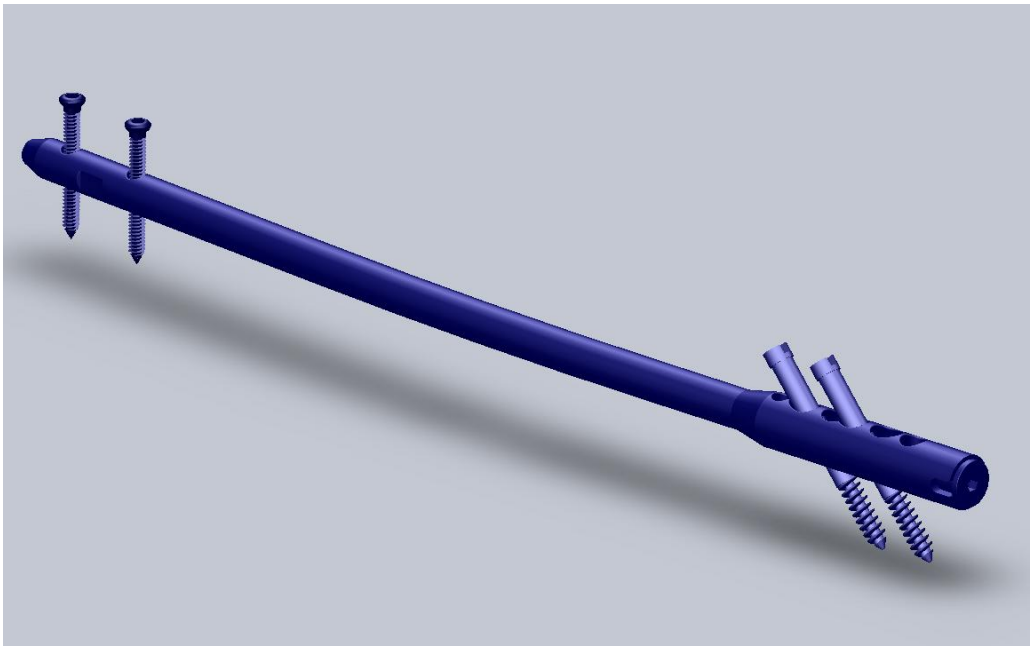

**Şekil 3.20 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidasız katı model gerilme analizi görüntüsü.

Kapama vidası takılı olduğunda kesit azalması olmadığından dolayı bir dayanım azalması gözlenmemiştir (Şekil 3.21). Kapama vidası kullanılmadığında ise deformasyon olduğundan dolayı gerilme değerleri ortalama 10 kat artmıştır fakat kullanılabilir değerlerdedir.




**Şekil 3.21 :** Çok işlevli uyluk çivisi kapama vidalı katı model gerilme analizi görüntüsü.

Çok işlevli çivinin tasarlanmasından sonra kullanılan vidalarla beraber çizimleri oluşturulmuş ve üretime geçilmiştir. İşlevsel bölgedeki açısal vida delikleri 6,5 mm çapındaki vidalarla, distal (alt uç) bölgedeki 4,5 mm çapındaki vidalar Şekil 3.22' de gösterilmiştir.



**Şekil 3.22 :** Tasarlanan çok işlevli uyluk çivisi ile kullanılan vidaların katı model görüntüsü.

### 3.3 Üretim Prosesleri

Tasarımın oluşturulmasından sonra çok işlevli çivi için üretim aşamasına geçilmiştir. Üretim prosesleri de hammadde seçimi, tornalama, frezeleme, parlatma ve renkelendirme şeklinde devam etmiştir.

Hammadde seçiminde biyomalzeme olarak kullanılan Ti6Al4V seçilmiştir. Bu seçilen Ti6Al4V biyomalzeme ASTM F136, ISO 5838-3 standartındadır [33-34]. Hammadenin kimyasal analizlerine ve mekanik özelliklerine bakılmış ve uygunluğu tespit edilmiştir. Hammaddenin kimyasal analiz değerleri ve mekanik özellikleri referans değerlerlerle birlikte Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2' de gösterilmiştir.

Kimyasal Özellikleri ve Mekanik Özellikleri uygun olan hammadde Ti6Al4V malzeme 15mm çapında çubuk şeklinde kullanılmıştır (Şekil 3.23).

**Çizelge 3.1 :** Hammadde olarak kullanılan Ti6Al4V malzemenin kimyasal analiz sonuçları.

| | **Ti** | **Al** | **V** | **C** | **Fe** | **O** | **N** | **H** |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Hammadde | Geri Kalan | 6,06 | 4,14 | 0,030 | 0,18 | 0,12 | 0,004 | 0,001 |
| Referans | Kalan | 5,5-6,5 | 3,5-4,5 | < 0,08 | < 0,25 | < 0,13 | < 0,05 | <0,012 |

**Çizelge 3.2 :** Hammadde olarak kullanılan Ti6Al4V' un mekanik özellikleri.

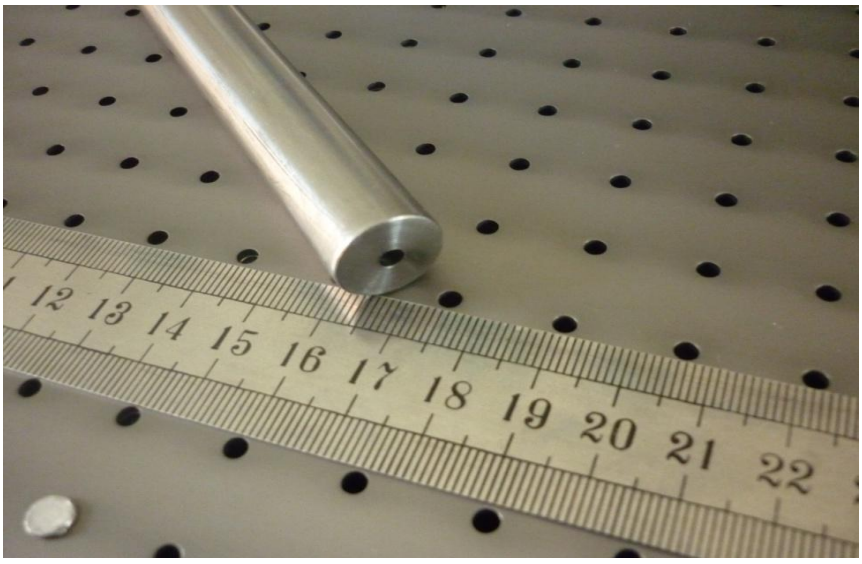
| | Hammade ( Ti6Al4V) | Referans |
|---|---|---|
| Çekme Dayanımı (MPa) | 955 | >862 |
| Akma Dayanımı (MPa) | 905 | >793 |
| Uzama (%) | 16 | >% 10 |
| Kesit Daralması (%) | 43 | >% 25 |
| Sertlik(HRC) | 32 | |
| Mikroyapı | Alfa-Beta | |
| Mıknatıslanma | Görülmüyor | |

Bu çubuk numune, kılavuz teli (guide wire) kullanımına uygun olması için merkezinden delik delme işlemi uygulanmıştır (Şekil 3.24). Delik delme işleminin merkezde olmasına dikkat edilmiş, merkezden kaçan delikli numuneler ise kullanılmamıştır.

Tornalama- Frezeleme ile talaşlı imalat yöntemleri uygulanarak çivi üretilmiştir. Çok işlevli çivinin üretilmesinde talaşlı imalat prosesleri için TOS TRENS SN 50 C marka universal manuel torna tezgahı (Şekil 3.25) ile GENTIGER SHCM-97 marka manuel freze kullanılmıştır (Şekil 3.26).



**Şekil 3.23 :** Üretimde kullanılan ASTM F136, ISO 5838-3 standardındaki çubuk Ti6Al4V biyomalzeme.




**Şekil 3.24 :** Kılavuz tel için merkezde deliği açılmış Ti6Al4V biyomalzeme görüntüsü.

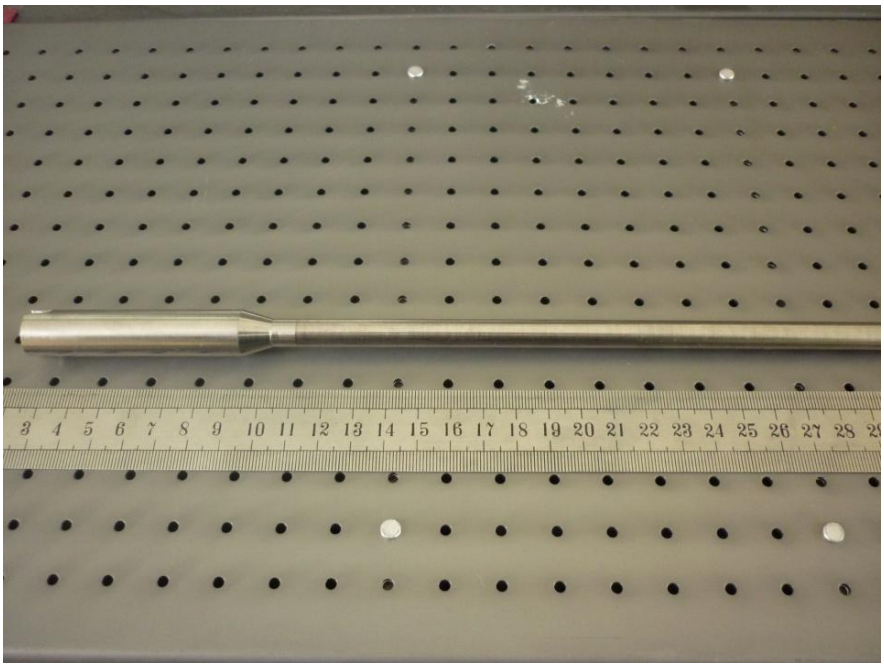
Tornalama işlemlerinde hammaddenin talaşlı imalatı gerçekleştirilmiş ve uygun çaplara gelmesi sağlanmıştır (Şekil 3.27). Numune çivinin işlevsel bölgenin çapı 15 mm, geri kalan bölüm 12 mm çapında yapılmıştır. Bu tornalama işlemlerinde optimum torna ilerleme hızı ve devri kullanılmıştır. Titanyum için karbür kesici takımlar kullanılmıştır.



**Şekil 3.25 :** Kullanılan universal manuel torna cihazı.

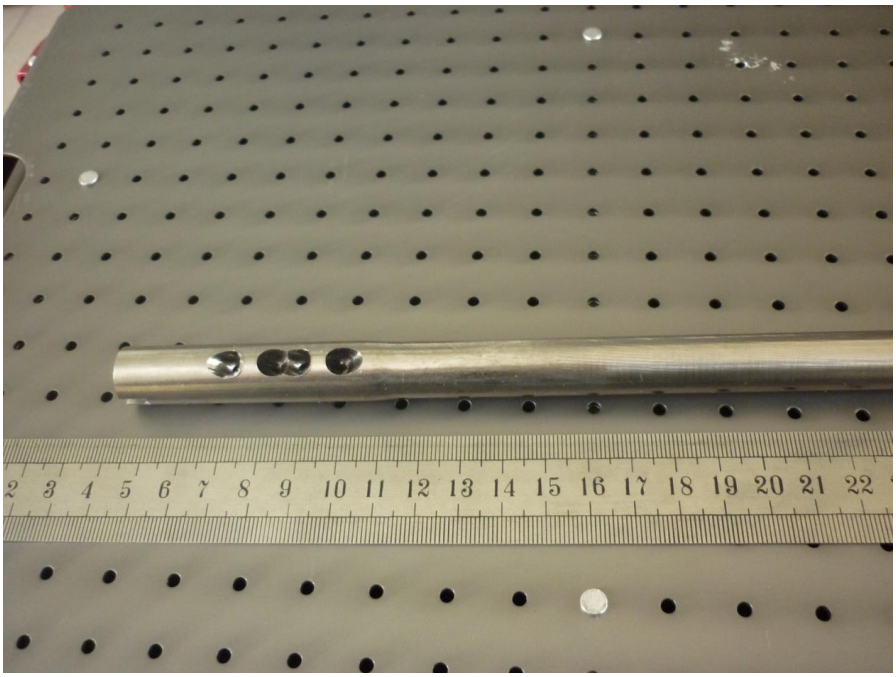


**Şekil 3.26 :** Kullanılan universal manuel freze cihazı.



**Şekil 3.27 :** Dış çap tornalaması yapılmış yarı mamül uyluk çivi görüntüsü.

Frezeleme işlemlerinde işlevselliği sağlayacak şekilde açısal delikler ve doğrusal delikler delinmiştir (Şekil 3.28). Deliklerin çapları standart vidalara göre 6,5 mm ve 4,5 mm olarak yapılmıştır.



**Şekil 3.28 :** Üretim aşamasında açısal vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü-1.

Talaşlı imalatla oluşan titanyumun çapak alma işlemi yapılmış ve Şekil 3.29' de görülmektedir. Çivinin bütünüyle talaşlı imalat süreci bittikten sonra parlatma işlemine geçilmiştir.



**Şekil 3.29 :** Üretim aşamasında açısal vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü-2.

Parlatma işlemi renklendirmenin homojen olması için çivinin yüzeyi boyunca yapılmıştır. Titanyum çubuk hammaddenin talaşlı imalattan oluşan yüzey değişimleri parlatma işlemi ve yüzey temizleme işlemleriyle beraber renklendirme işlemine hazır hale getirilmiştir (Şekil 3.30).



**Şekil 3.30 :** Üretim aşamasında açısal ve dikey vida delikleri açılmış çok işlevli çivi görüntüsü.

Parlatma ve renklendirme (Titanyum Anodizasyonu) son işlem olarak yapılmıştır. Çok işlevli çivinin renklendirilmesi titanyumun anodizasyonu şeklinde yapılmıştır. Renklendirme çivilerin hem görsel olarak iyi görünmesine hem de referans (çap-boyut) renklendirme yapılmasına olanak sağlamıştır. Titanyumun yüzeyinde bulunan doğal oksit tabakasından dolayı yüzey gri renkte görünmektedir. Oksit tabakasının kalınlığının değişmesiyle beraber yüzeyde oluşan renkler farklılaşmaktadır.

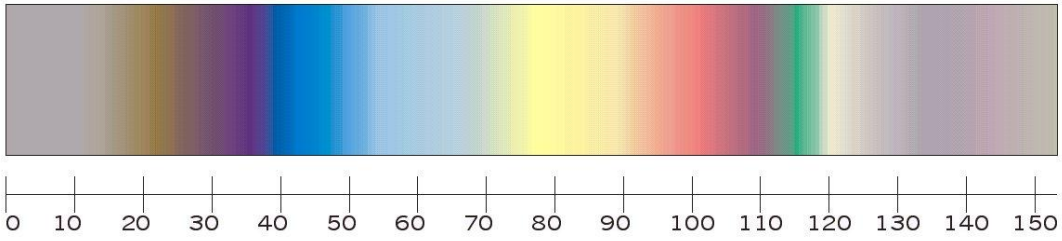
Anodizasyon hücresinde anot olarak Ti6Al4V numunelerimiz, karşıt elektrot olarak paslanmaz çelik levha, elektrolit olarak ise Sodyum Hidroksit, Sodyum Hidrojen Fosfat Heptahidrat, Saf su karışımı çözelti ve 5-135V potansiyel kontrollü doğru akım çıkışlı güç kaynağı kullanılmıştır. Renklendirme sistemi Şekil 3.31' da görülmektedir.




**Şekil 3.31 :** Renklendirme düzeneği ve doğru akım cihazı.

Anodizasyon işlemi bütün renkleri elde edebilmek için farklı potansiyellerde yapılmıştır.

Potansiyel değerlerinde değişimlerle farklı renkler elde edilmiştir. Anadozisyon işlemiyle beraber oksit tabakasının kalınlığının değişmesiyle gökkuşağını andıran renk skalası elde edilmiştir. Oluşan renkler oksit filmin kalınlığının ışık dalgalarına etkisindendir.




**Şekil 3.32 :** Renklendirme işleminde potansiyellere göre renkler.

Numunelerle yapılan renklendirme çalışmalarından sonra çok işlevli çivi renklendirilmiştir (Şekil 3.33).




**Şekil 3.33 :** Renklendirilmiş çok işlevli uyluk çivisi görüntüsü.

Çivilerin anodizasyonla beraber farklı renklerin oluşturulmasının amacı, aynı çap ve boydaki çivilerin, aynı renkle gruplanmasıyla ameliyat sırasında kolaylık sağlanmaktadır.



**Şekil 3.34 :** Üretmi ve renklendirilmesi tamamlanmış çok işlevli uyluk çivi görüntüsü.

### 3.4 Mekanik Deneyler

ASTM F1264-03 İntramedüller Fiksasyon Cihazları Test Standardına göre biyomekanik testler yapılmıştır [35].

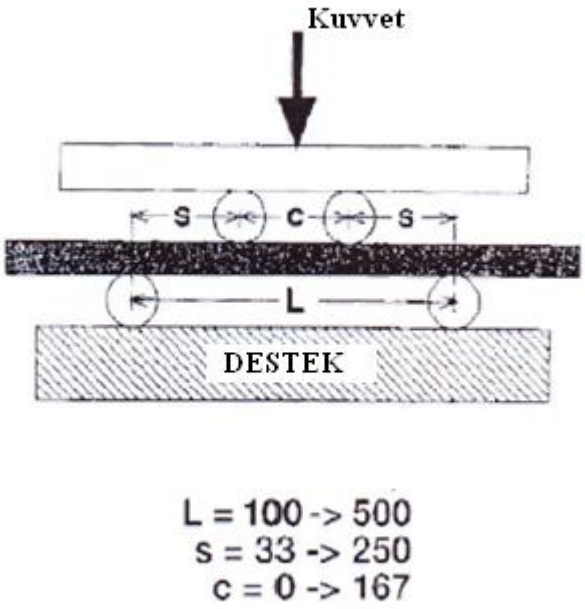
4 noktalı eğme deneyi, burma deneyi ve eğme gerilmeli yorulma deneyi yapılmıştır.

Ayrıca geleneksel çivi ile çok işlevli çivinin tasarım değişimden olan farklı bölgelerinin dayanımlarını karşılaştırılması için çekme deneyi ve 3 noktalı eğme deneyi yapılmıştır.

#### 3.4.1 Dört noktalı eğme deneyi

İntramedüller Fiksasyon Cihazları test standartlarına göre 4 noktalı eğme testi çivinin bütününe uygulanmıştır. Test düzeneğinde standarda göre olması gereken mesnet uzaklıkları Şekil 3.35’ de verilmiştir.

5 adet 12mm çapında 340mm uzunluğunda Ti6Al4V çok işlevli çivi kullanılmıştır. Yükleme hızı dakikada 1mm, mesnet uzaklığı 160 mm, merkez uzaklığı(c) 60 mm, (s) 50 mm’ dir. Bilya çapları da 10 mm olarak ayarlanmıştır (Çizelge 3.3).

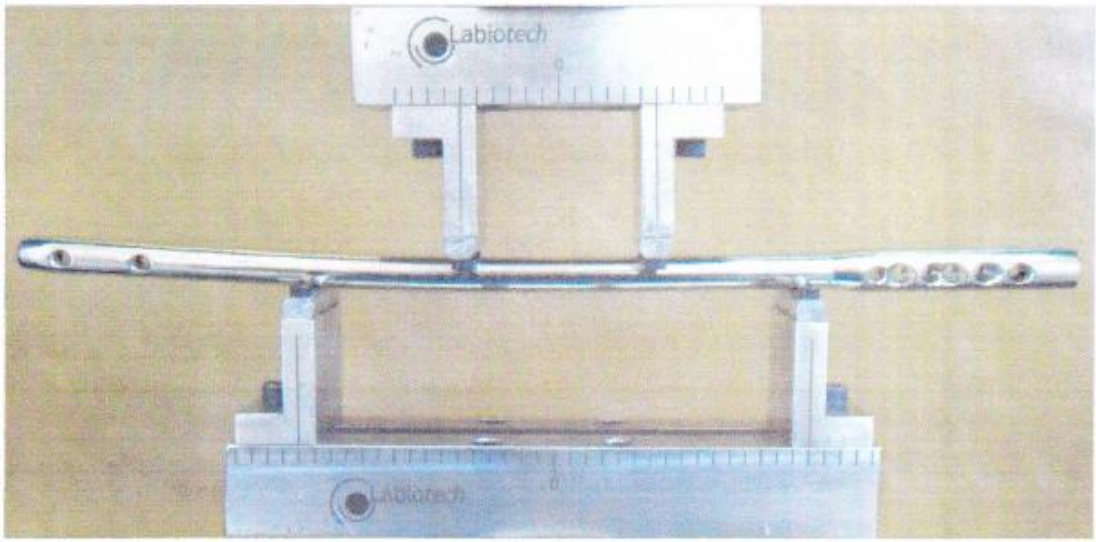



**Şekil 3.35 :** 4 noktalı eğme testi sistemi.

Koşulları standartlara uyarak 5 numuneye de test yapılmıştır. Numuneler cihaza Şekil 3.36' de görüldüğü gibi yerleştirilmiştir.

**Çizelge 3.3 :** 4 noktalı eğme test ve numune özellikleri.

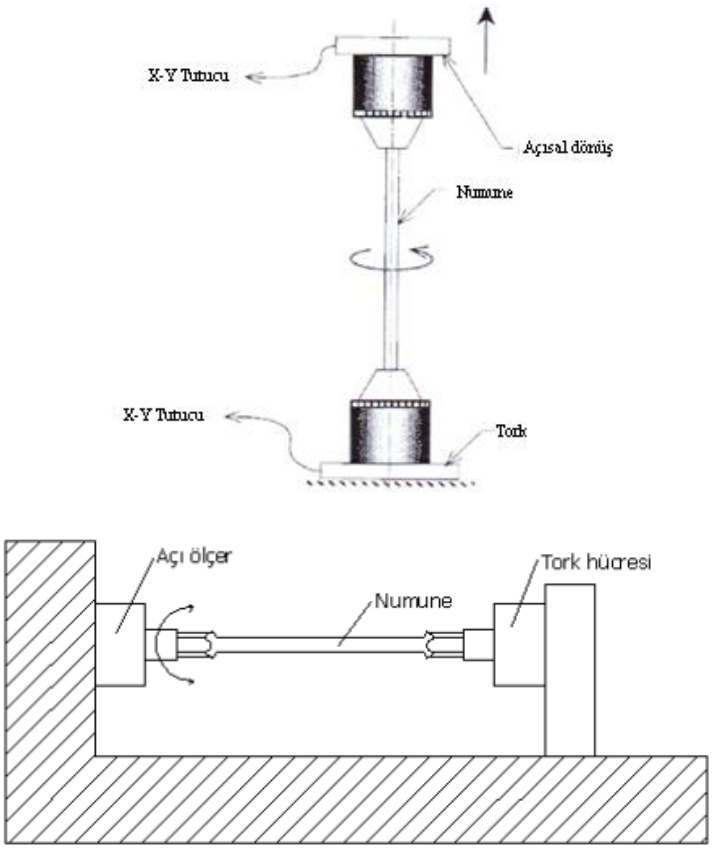
| **Ürün Adı** | **Çok işlevli Uyluk Çivisi** |
|---|---|
| Hammadde | Ti6Al4V |
| Numune Boyutları | Ø 12 x 340 |
| Numune Miktarı | 5 adet |
| Yükleme Hızı (mm/ dak) | 1 |
| Merkez uzaklık (c) (mm) | 60 |
| (S) (mm) | 50 |
| Mesnet uzaklığı (L) | 160 |
| Mesnet çapları (mm) | 10 |




**Şekil 3.36 :** 4 noktalı eğme test cihazı ve numunesi.

### 3.4.2 Burma deneyi

İntramedüller Fiksasyon Cihazları test standartlarına göre burma deneyi yapılmıştır. Burma testi şematik resmi Şekil 3.37' de gösterilmiştir.




**Şekil 3.37 :** Burma testi sistemi.

5 adet 12mm çapında 340mm uzunluğunda Ti6Al4V çok işlevli çivi kullanılmıştır. Numune test uzunluğu 150 mm olarak alınmış ve burma hızı dakikada 5 derece olarak uygulanmıştır (Çizelge 3.4).

**Çizelge 3.4 :** Burma testi numune özellikleri.

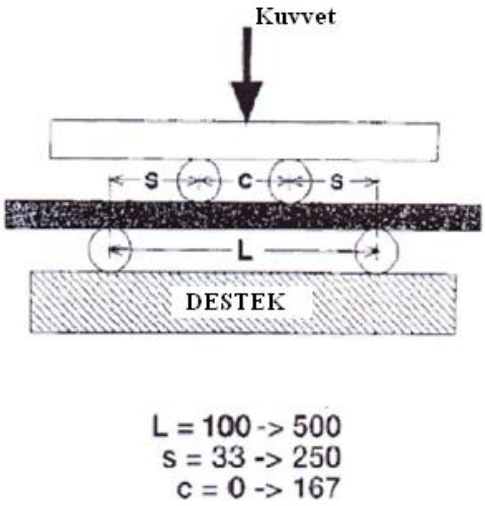
| **Ürün Adı** | **Çok işlevli Uyluk Çivisi** |
|---|---|
| Hammadde | Ti6Al4V |
| Numune Boyutları | Ø 12 x 340 |
| Numune Miktarı | 5 adet |
| Yükleme Hızı (derece/ dak) | 5 |
| Numune test uzunluğu (mm) | 150 |



**Şekil 3.38 :** Burma test cihazı ve numunesi.

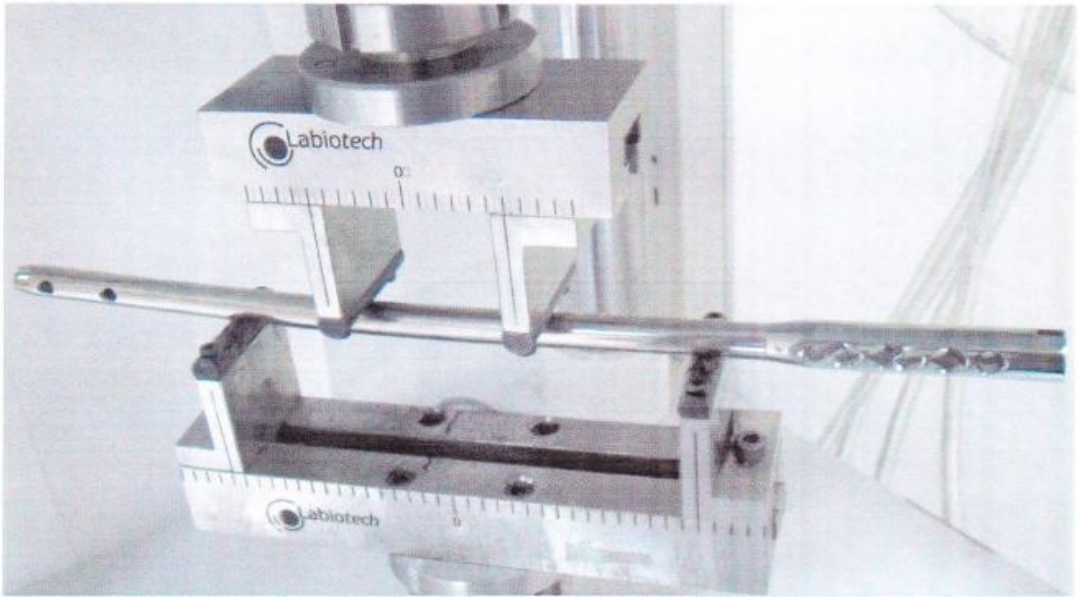
### 3.4.3 Eğme gerilmeli yorulma deneyi

İntramedüller Fiksasyon Cihazları test standartlarına göre eğme gerilmeli yorulma testi yapılmıştır. Çivinin değişken yüklerde davranışı incelenmiştir. Statik 4 noktalı eğme testindeki yüklemenin sinosiodal şekilde uygulanmasıyla yapılmıştır. 4 noktalı eğme testindeki gibi numunelere uygulanmıştır (Şekil 3.39).




**Şekil 3.39 :** Eğme gerilmeli yorulma testi sistemi.

5 adet 12mm çapında 340mm uzunluğunda Ti6Al4V çok işlevli çivi kullanılmıştır. Mesnet uzaklığı 160 mm, merkez uzaklığı(c) 60 mm, (s) 50 mm' dir. Bilya çapları da 10 mm olarak ayarlanmıştır. Yükleme oranı (maks/ min) 10, yükleme şekli sinosiodal, frekans 5 Hz' dir (Şekil 3.40).




**Şekil 3.40 :** Eğme gerilmeli yorulma test cihazı ve numunesi.

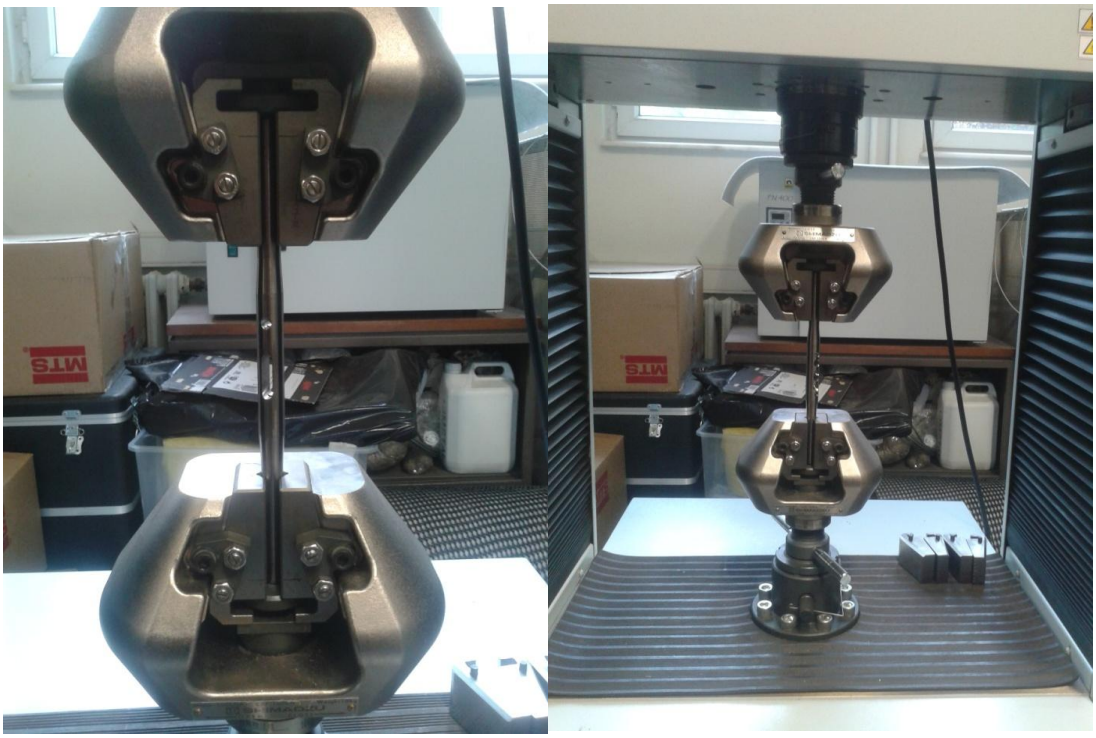
### 3.4.4 Çekme deneyi

Geleneksek çivi ile çok işlevli çivinin değişiklik yapılan bölümlerinde dayanım değerleri için çekme deneyi yapılıp, karşılaştırılmıştır (Şekil 3.42).



**Şekil 3.41 :** Çekme ve eğme testinde kullanılan geleneksel çivi ve çok işlevli çivi deney numunesi .

Geleneksel çivi numuneleri 3 adet 13mm çapında 70mm uzunluğunda Ti6Al4V kullanılmıştır, çok işlevli çivinin numuneleri 3 adet 15mm çapında 70mm uzunluğundadır. Çekme testi sadece çivilerin üst bölgesine uygulanmıştır. Bu bölgeler deneye uygun olacak şekilde üretilmiştir (Şekil 3.41).



**Şekil 3.42 :** Geleneksel çivi ve çok işlevli çivi çekme deneyi.

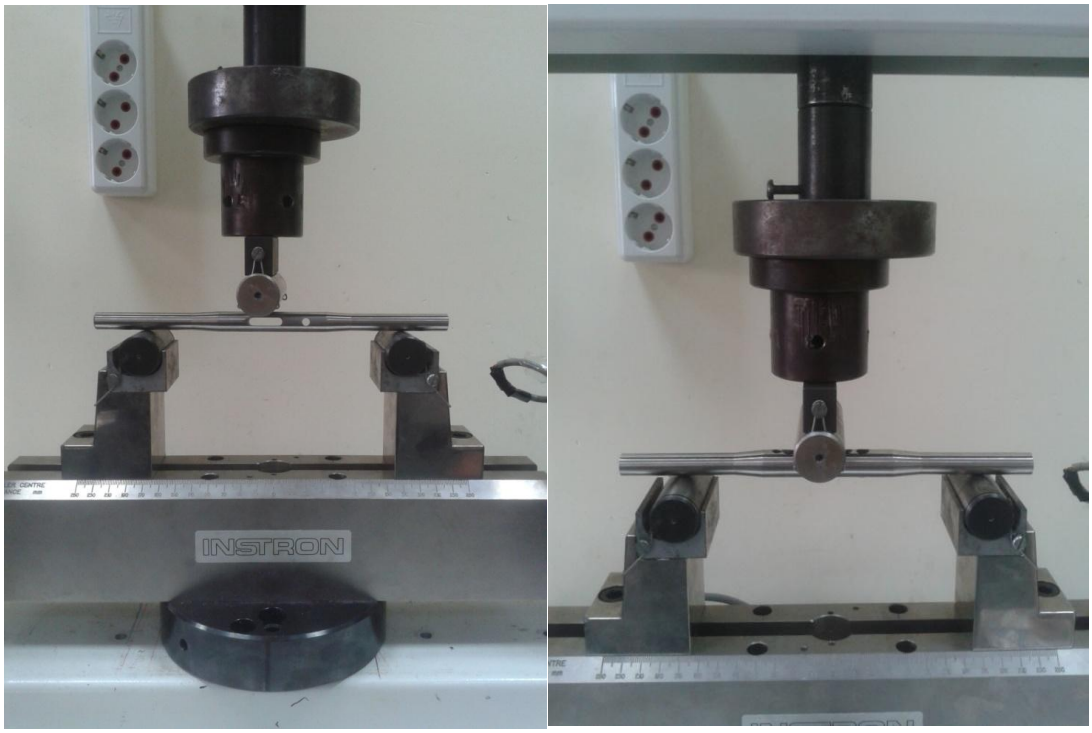
Deneyde kullanılan çekme hızı, 1mm/ dak olarak uygulanmıştır.

### 3.4.5 Üç noktalı eğme deneyi

Geleneksel çivi ile çok işlevli çivinin değişiklik yapılan bölümlerinde dayanım değeerleri için 3 noktalı eğme deneyi yapılıp, karşılaştırılmıştır.

Deneyde yükleme hızı dakikada 1mm, mesnet uzaklığı 160 mm' dir. Mesnet çapları da 10 mm olarak ayarlanmıştır (Şekil 3.43).

Deney kuvvet artışının sabitlenmesiyle sonlandırılmıştır. Değerlendirmeler maksimum dayanım üzerinden yapılmıştır.




**Şekil 3.43 :** Geleneksel çivi ve çok işlevli çivi 3 noktalı eğme deneyi.

# 4. DENEYSEL SONUÇLAR

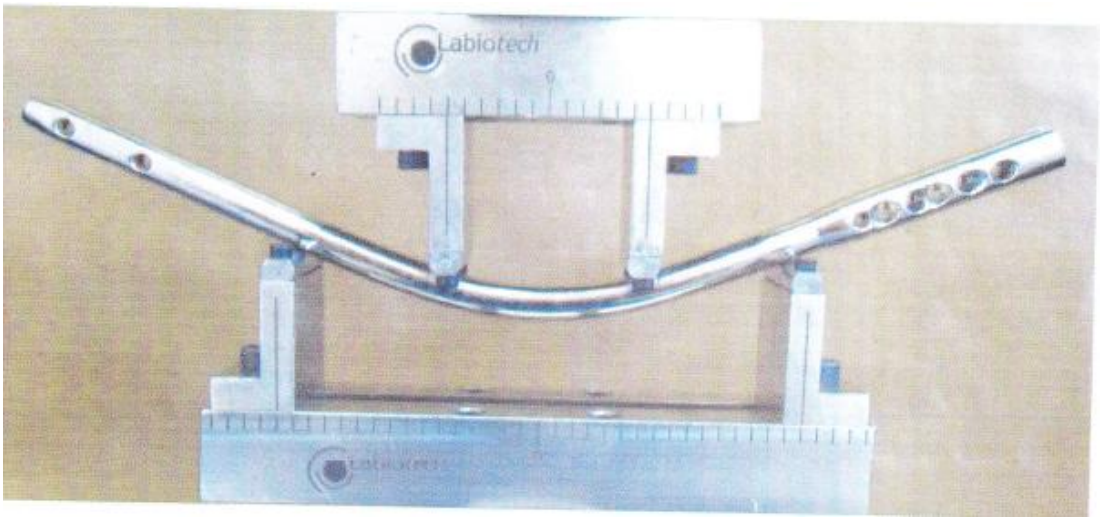
Bu bölümde çok işlevli çivi üretiminde gerçekleştirilen ve uygunluğunu belirlemek amacıyla 3. bölümde yapılan standart deneyler ile tanımlanan deney metotlarıyla yapılan ölçümlerden elde edilen sonuçlar ve bu sonuçlar hakkındaki yorumlara yer verilmiştir.

Bu bölümde ilk önce ASTM F1264-03 İntramedüller Fiksasyon Cihazları Test Standardına göre yapılan mekanik deneylerin sonuçları verilmiştir [35]. İkinci aşamada geleneksel çivi ve çok işlevli çivinin tasarım farklılığından oluşan mekanik özelliklerinin sonuçları verilip yorumlanmıştır. Son aşamada ise üretilen çok işlevli çivinin renklendirilme test sonuçları verilmiştir.

## 4.1 Mekanik Test Sonuçları

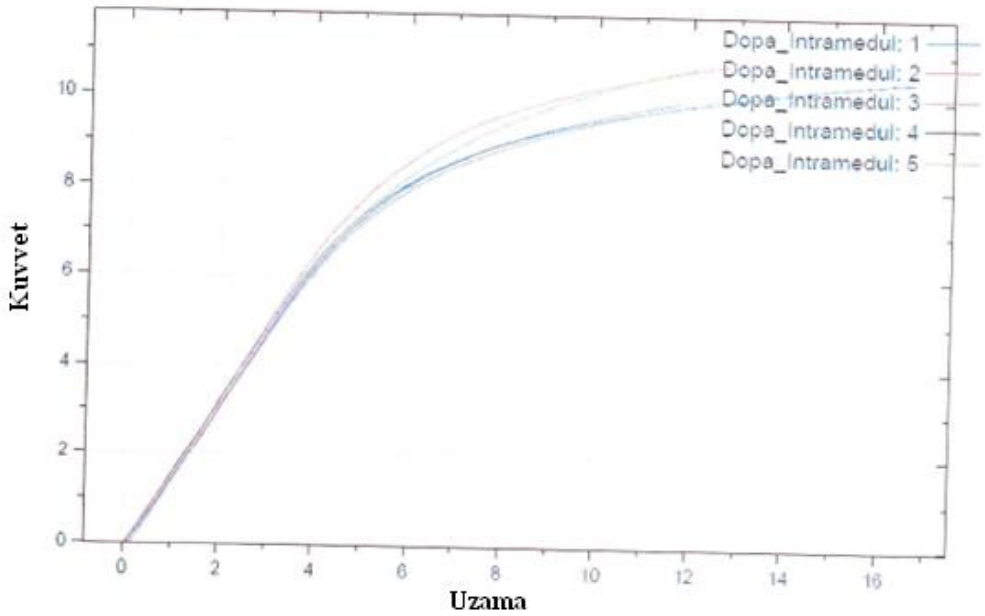
### 4.1.1 Dört noktalı eğme deneyi sonuçları

ASTM standartında yapılan deney hazırlanan 5 numuneye de uygulanmıştır (Şekil 4.1). Testlerin sonuçları Şekil 4.2' de ve Çizelge 4.1'de verilmiştir.




**Şekil 4.1 :** Standarda göre yapılmış 4 noktalı eğme testi.

Deney sonuçlarına göre değerlerin ASTM standartlarında olduğu görülmüş ve uygulanan kuvvetlere kullanılabilirliğine ulaşılmıştır (Çizelge 4.1).



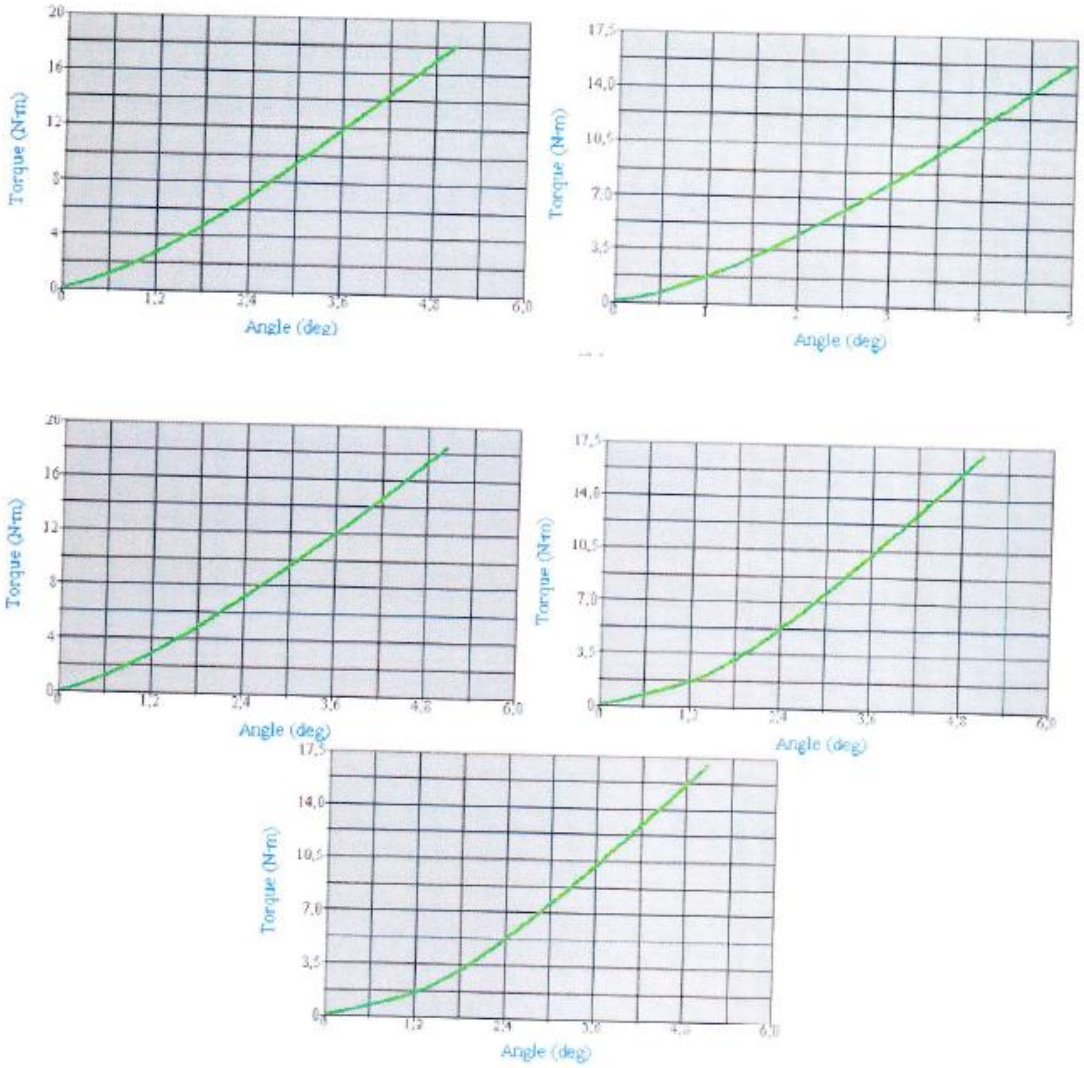

**Şekil 4.2 :** 4 noktalı eğme testi karşılaştırma grafiği.

**Çizelge 4.1 :** Çok işlevli uyluk çivisi 4 noktalı eğme test sonuçları, eğme momenti değerleri, standart değerleri, kırılma şekilleri.

| Numune | Akma Yükü(N) | Uzama (mm) | Eğme (N/mm) | Eğme Momenti (N*m) | Yapısal Eğme ($kN*mm^2$) | Kırılma Şekli |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 6716 | 4,34 | 1547,5 | 167900 | 90268,8 | Sünek |
| 2 | 7428 | 4,62 | 1607,8 | 185700 | 93787,9 | Sünek |
| 3 | 6284 | 3,88 | 1619,6 | 157100 | 94475,9 | Sünek |
| 4 | 6761 | 4,27 | 1583,4 | 169025 | 92363,4 | Sünek |
| 5 | 6739 | 4,32 | 1560,0 | 168475 | 90997,3 | Sünek |
| Ortalama | 6785 | 4,286 | 1583,63 | 169640 | 92378,7 | |
| Standart | 409,848 | 0,26492 | 30,5963 | 10246,19 | 1784,96 | |

### 4.1.2 Burma deneyi sonuçları

Burma deneyi de 5 numuneye uygulanmış, sonuçlar Çizelge 4.2' de ve Şekil 4.3' deki grafikde gösterilmiştir. Grafiklerde torkun, burulma derecesine göre değişimi gösterilmiştir.




**Şekil 4.3 :** Burma testi grafikleri.

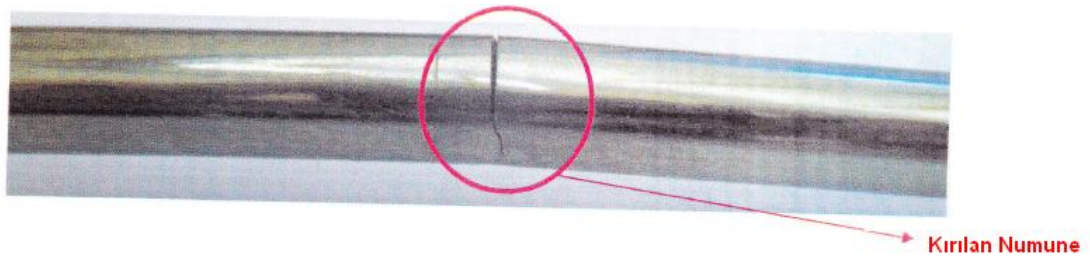
Deney sonuçlarına göre bütün numunelerin sonuçları birbirine yakın ve standart değerin oldukça üzerinde çıktığı görülmektedir (Çizelge 4.2). Böylece burulma kuvvetlerinde çivinin kullanılabilir ve güvenli olduğu elde edilmiştir.

**Çizelge 4.2 :** Çok işlevli uyluk çivisi burma testi sonuçları ve standart değerleri.

| Numune | Burulma (N*m/derece) | Test Sonucu |
|---|---|---|
| 1 | 4,01 | Güvenli |
| 2 | 3,55 | Güvenli |
| 3 | 4,47 | Güvenli |
| 4 | 4,37 | Güvenli |
| 5 | 4,39 | Güvenli |
| Ortalama Değer | 4,39 | |
| Standart Değer | 0,38421 | |

### 4.1.3 Eğme gerilmeli yorulma deneyi sonuçları

ASTM standartına yapılan eğme gerilmeli yorulma deneyi 5 numuneye uygulanmıştır. Deney 1 milyon çevrimde sonlandırılmıştır. Sonuçlar Çizelge 4.3' de gösterilmiştir. Deneyde 1 numune 601574 çevrimde kırılmıştır, diğer numuneler 1 milyon çevrimi tamamlamıştır. Kırılma bölgesi çok işlevli çivinin orta bölgesinde oluşmuştur (Şekil 4.4).




**Şekil 4.4 :** Eğme gerilmeli yorulma testinde kırılan numune.

Deney süresinde numunlerde mesnet izlerinin oluştuğu görülmüştür. Bu durum kabul edilebilir düzeydedir ve bir sorun teşkil etmemektedir (Şekil 4.5).

Deney sonuçlarına göre değerlerin standartlara uygun olduğu görülmüştür (Çizelge 4.3). ASTM F1264-03 standartına göre çok işlevli çivinin kullanılabilir olduğu gözlemlenmiştir.




**Şekil 4.5 :** Eğme gerilmeli yorulma testinde oluşan mesnet izleri.

**Çizelge 4.3 :** Çok işlevli uyluk çivisi eğme gerilmeli yorulma testi sonuçları, çevrim sayıları.

| Numune | Kuvvet (N) | Çevrim Sayısı | Test Sonucu | Kırılan Bölge |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 2800 | 1 000 000 | Güvenli | - |
| 2 | 2900 | 1 000 000 | Güvenli | - |
| 3 | 3000 | 1 000 000 | Güvenli | - |
| 4 | 3150 | 601 574 | Başarısız | Orta Bölge |
| 5 | 3250 | 1 000 000 | Güvenli | - |

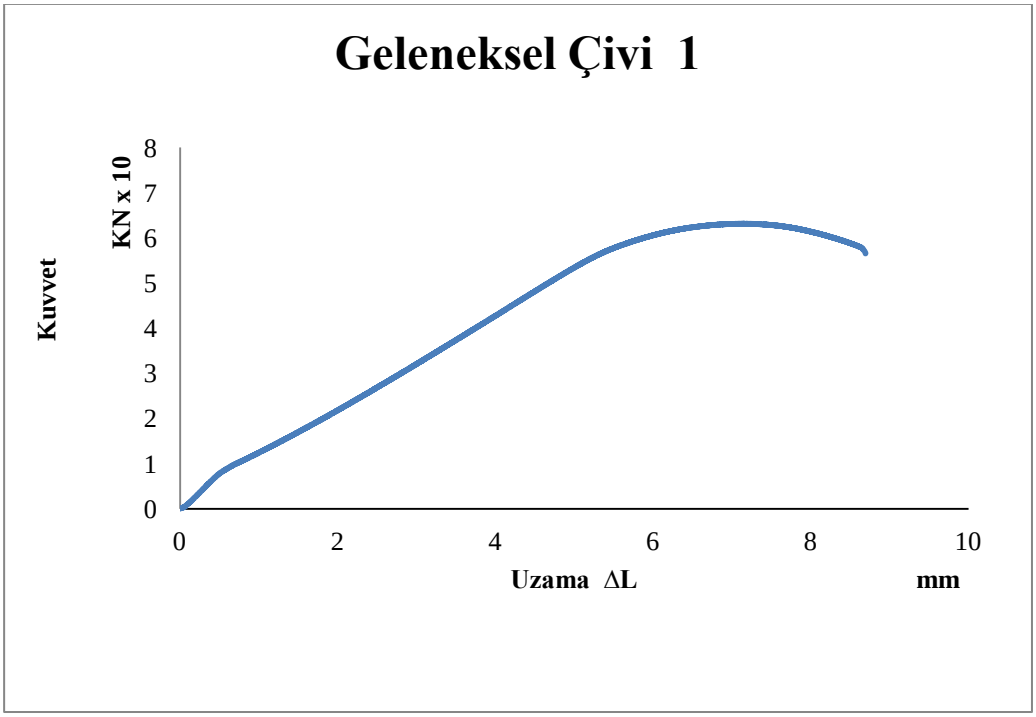
### 4.1.4 Çekme deneyi sonuçları

Çekme deneyi geleneksel çivi ile çok işlevli çivinin dayanımlarını karşılaştırmak ve değerlendirmek için yapılmıştır. Hem geleneksel çivi numuneleri hem de çok işlevli çivi numunelerine test uygulanmıştır. Sonuçlar Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10 ve Çizelge 4.4' de gösterilmiştir. Çekme deneyi numuneler kopana kadar sürdürülmüştür (Şekil 4.6). Uygulanan maksimum kuvvete göre değerlendirilmiştir. Dikey yüklerde çivilerin davranışı gözlemlenmiştir.

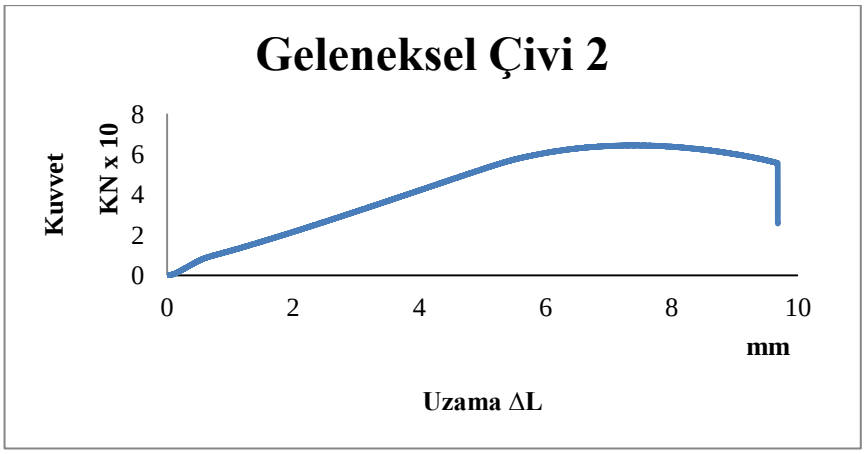
Numunelerin kopmasının boyun vererek sünek kırılma şeklinde olduğu görülmüştür. Kırık yüzey mikroskop incelemelerinde Şekil 4.11' de görüldüğü gibi kırık yüzey mat olup, plastik deformasyona uğrayan bölümler gözlemlenmiştir. Kırılmış kesitin orta bölgesinde sünek kırılmanın oluşturduğu lifli bölümler gözlemlenmiştir (Şekil 4.11).



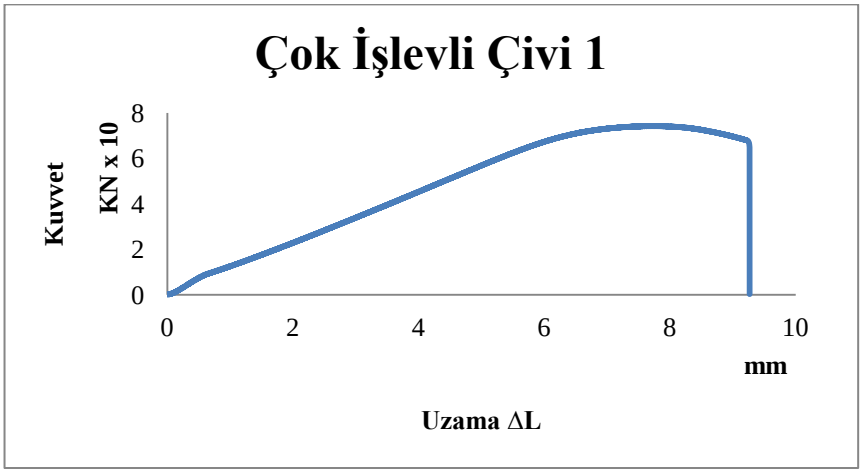
**Şekil 4.6 :** Çekme deneyi geleneksel çivinin ve çok işlevli çivinin kırılmaları.



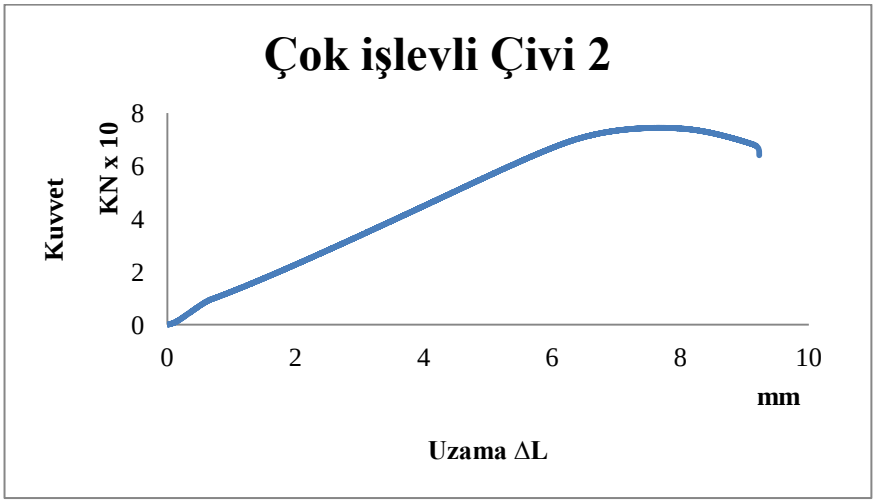

**Şekil 4.7 :** Çekme deneyi geleneksel çivi numune-1 grafiği.




**Şekil 4.8 :** Çekme deneyi geleneksel çivi numune-2 grafiği.




**Şekil 4.9 :** Çekme deneyi çok işlevli çivi numune-1 grafiği.

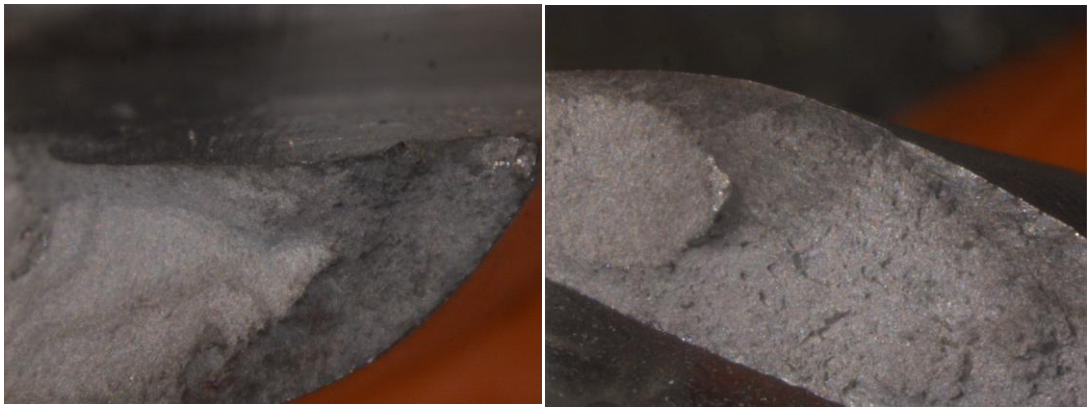



**Şekil 4.10 :** Çekme deneyi çok işlevli çivi numune-2 grafiği.

**Çizelge 4.4 :** Çok işlevli çivi ve geleneksel çivi çekme deneyi sonuçları.

| Numune Adı | Maksimum Kuvvet (N) |
|---|---|
| Geleneksel Çivi 1 | 63137,5 |
| Geleneksel Çivi 2 | 64387,5 |
| Çok İşlevli Çivi 1 | 74293,8 |
| Çok İşlevli Çivi 2 | 74512,5 |

Çekme deneyine göre çok işlevli çivi geleneksel çiviye göre daha yüksek kuvvetlere dayanabildiği sonuçlarına varılmıştır. Çok işlevli çivi yaklaşık olarak 10 KN daha fazla yüke dayanabilmiştir (Çizelge 4.4). Çok işlevli çivinin geleneksel çiviye göre dayanımının daha iyi olduğu görülmüştür. Yeni çivi, tasarım farklılığından oluşan kesit değişimlerinden dayanım düşmesine sebebiyet vermemiştir. Böylece çok işlevli çivinin kullanım açısından bir sorun teşkil etmediği sonucuna varılmıştır.



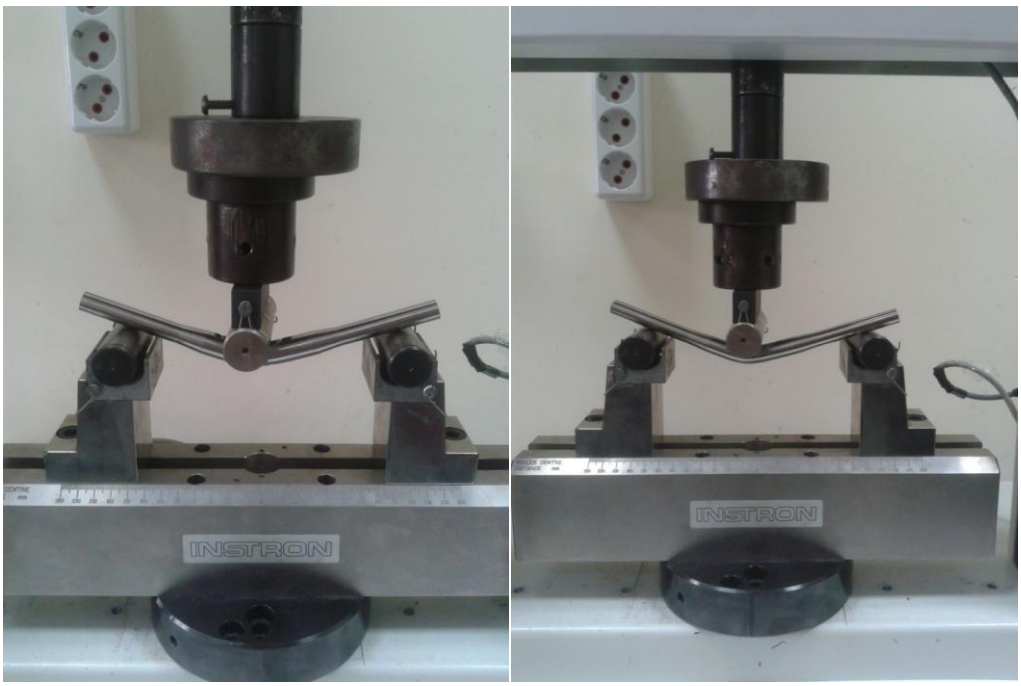
**Şekil 4.11 :** Çekme numuneleri ve kırık yüzeylerinin mikroskobik görüntüleri.

Dikey gelen kuvvetlerde geleneksel çivi gibi çok işlevli çivinin kullanılabilir oluşu ortaya çıkmıştır.

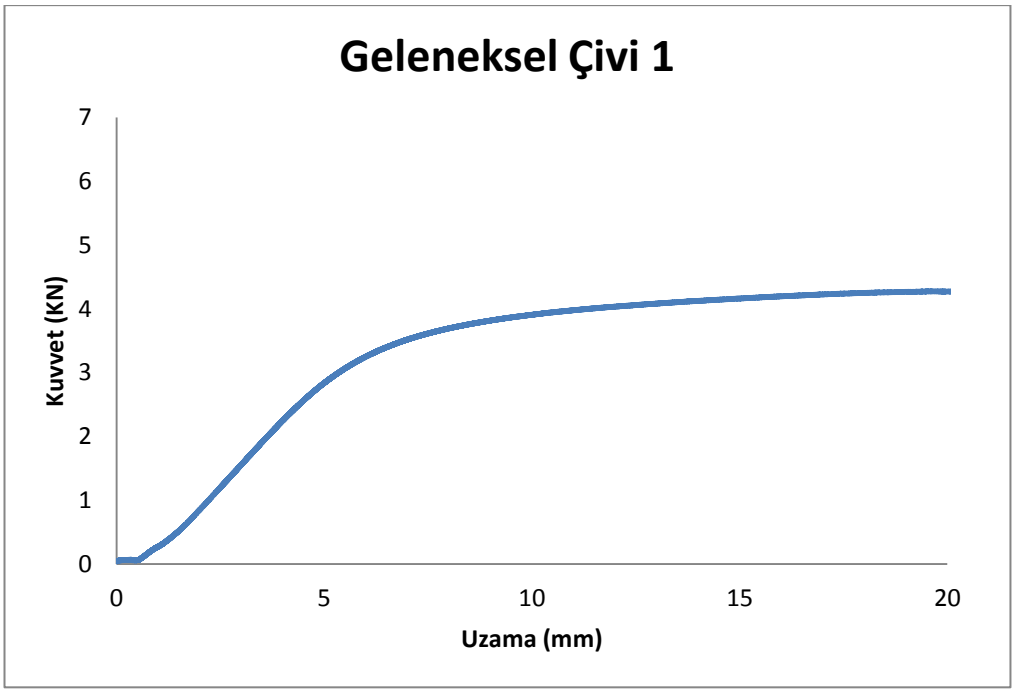
### 4.1.5 Üç noktalı eğme deneyi sonuçları

Eğme deneyi geleneksel çivi ile çok işlevli çivinin karşılaştırılması için yapılmıştır. Sonuçlar Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Çizelge 4.5' de

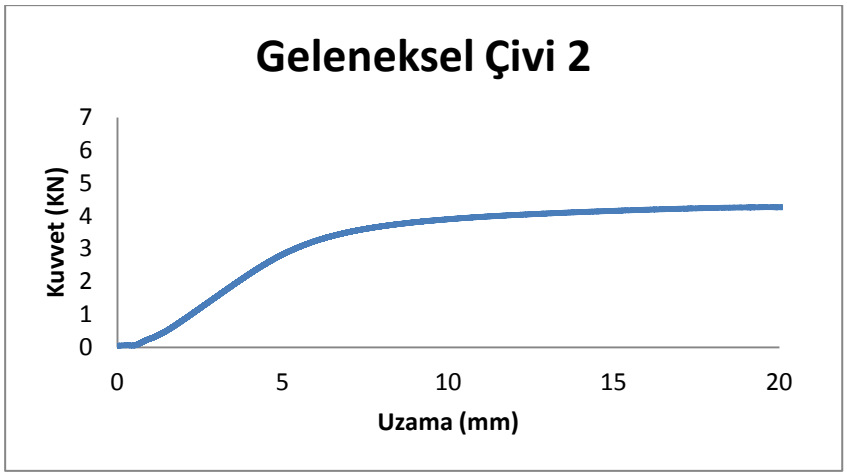
gösterilmiştir. Karşılaştırmalar maksimum kuvvet üzerinden yapılmıştır. Yatay yüklerde çivilerin davranışı gözlemlenmiştir.



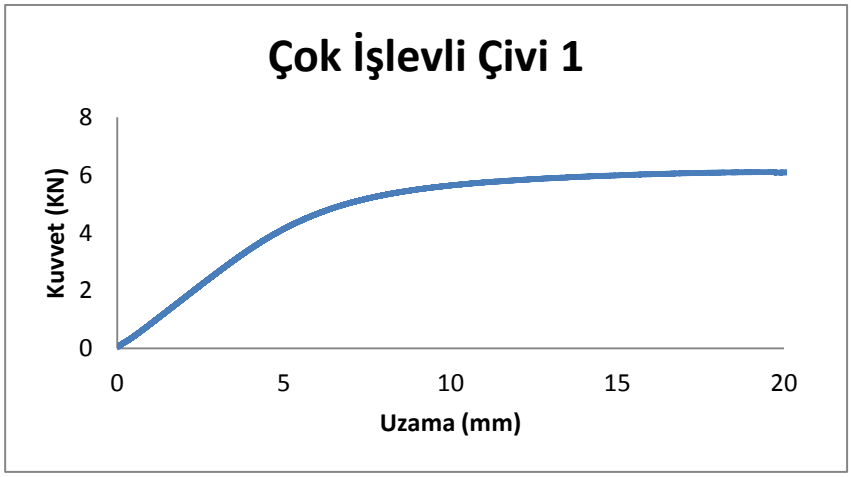

**Şekil 4.12 :** 3 noktalı eğme deneyi.



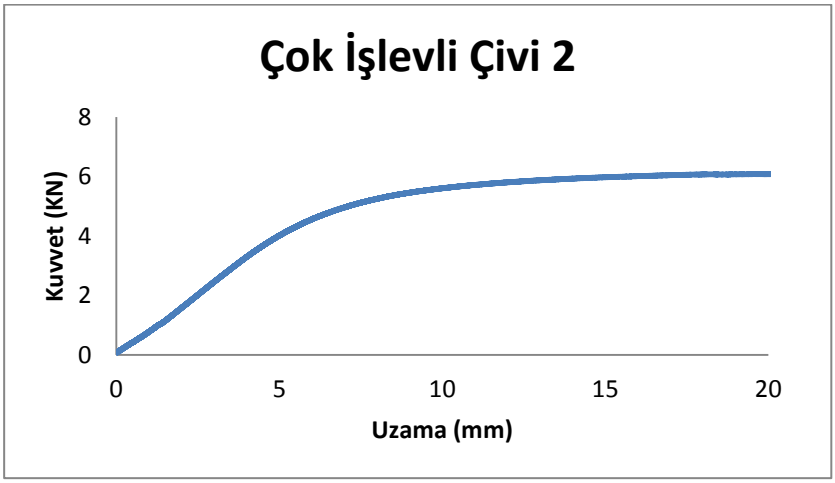

**Şekil 4.13 :** 3 noktalı eğme deneyi geleneksel çivi numune-1 grafiği.




**Şekil 4.14 :** 3 noktalı eğme deneyi geleneksel çivi numune-2 grafiği.




**Şekil 4.15 :** 3 noktalı eğme deneyi çok işlevli çivi numune-1 grafiği.




**Şekil 4.16 :** 3 noktalı eğme deneyi çok işlevli çivi numune-2 grafiği.

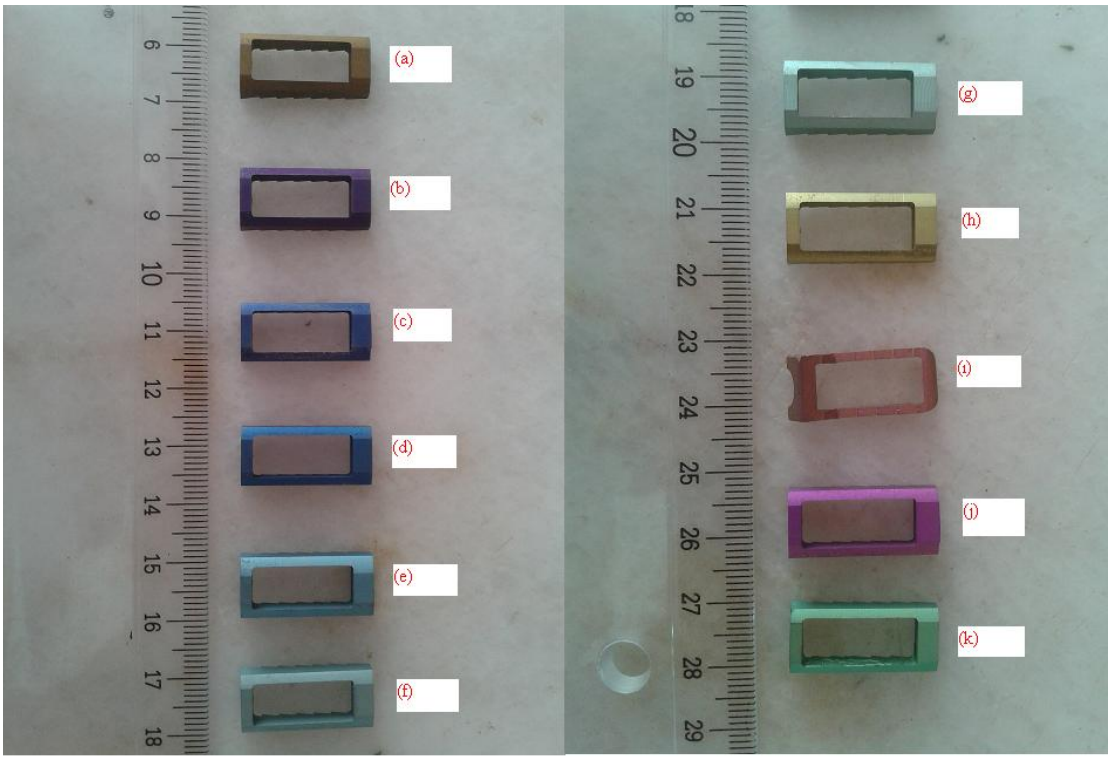
**Çizelge 4.5 :** Çok işlevli ve geleneksel çivi 3 noktalı eğme deneyi sonuçları.

| Numune Adı | Maksimum Kuvvet (N) |
|---|---|
| Geleneksel Çivi 1 | 4,244 |
| Geleneksel Çivi 2 | 4,369 |
| Çok İşlevli Çivi 1 | 6,222 |
| Çok İşlevli Çivi 2 | 6,078 |

Eğme deneyi sonuçlarına göre çivileri karşılaştırdığımızda çok işlevli çivinin geleneksel çiviye göre yaklaşık olarak 2 KN daha yüksek kuvvet değerlerine dayanabildiği görülmüştür (Çizelge 4.5). Çok işlevli çivinin yatay yüklerde de geleneksek çividen daha dayançlı olduğu anlaşılmıştır. Tasarımdan dolayı dayanım düşmesi oluşmamıştır. Böylece çok işlevli çivinin kullanılmasında bir sorun oluşturmayacağı sonucuna varılmıştır.

### 4.2 Renklendirme Test Sonuçları

Titanyum numunelerin artan potansiyel degerlerinde anodizasyonu sonucu yüzeyde degisik renkler elde edilmiştir. Bu renkler gökkuşağı skalasında geniş bir renk skalası oluşturmuştur. Oluşturulan renkler Şekil 4.17’ da görülmektedir. Renklerin oluşumunun oksit filmin kalınlığının ışık dalgalarına etkisi ile olduğu görülmüştür. Potansiyel değerlerini değiştirerek bir çok renk elde edildiği gözlemlenmektedir. Renklerin hangi volt değerinde oluştuğu Şekil 4.17’ da görülmektedir. Bu renklerin çok kısa sürelerde oluştuğu gözlemlenmiştir. Renkler arası geçişlerde hassasiyet gözlenmemiştir. Renklendirme işlemini akımda bekleme süresi, çözelti oranı, anot-katot yüzeyi ve yüzey alanları, doğru akım cihazı hassasiyetini gibi parametrelerin etkilediği anlaşılmıştır. Akım yoğunluğu kontrol edilerek işlem parametrelerine ulaşılmıştır. Böylece renklendirme işleminde parametreler, anot olan numuneye göre değiştiği sonucuna ulaşılmıştır.




**Şekil 4.17 :** Artan potansiyel değerlerinde renklendirilmiş numunlere ait görüntüler (a)10V (b) 15V (c) 20V (d) 25V (e) 30V (f) 40 (g)50V (h) 60V (ı) 70V (j) 80V (k) 90V.

Anot olarak eş Ti6Al4V numuneler, karşıt elektrot paslanmaz çelik levha, elektrolit olarak ise sodyum hidroksit, sodyum hidrojen fosfat heptahidrat, saf su karışımı çözelti kullanılmıştır. Doğru akım 5- 100V arasında uygulanmıştır.

# 5. GENEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRMELER

Bu çalışmada çok işlevli uyluk çivisi tasarlanmış, Ti6Al4V hammadde seçilmiş, üretimi yapılmıştır. Üretilen bu biyomalzeme renklendirilmiş, mekanik özellikleri incelenmiştir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir.

Çok işlevli uyluk çivisi tasarlanırken hem sağ uyluğa hem de sol uyluğa uyacak şekilde tasarım yapılmıştır. Tasarım, geleneksel uyluk çivisine işlevsellik kazandırılarak halihazırda kullanılan 4 ayrı çivinin bütün özelliklerini taşıyan bir uyluk çivisi oluşturulmuştur.

İşlevsellik özelliği vida deliklerinin yeri ve açıları ile sağlanmıştır. 45 ° ve 90 ° açılarla vida delikleri yapılmıştır. Ayrıca bu vidaların 4,5 mm ve 6,5 mm çaplarında kullanılabilmesi sağlanmıştır.

Çok işlevli uyluk çivisinin hammadesi olarak biyomalzeme olarak kullanılabilir olan biyouyuşumlu Ti6Al4V(ASTM F136, ISO 5838-3) malzemesi seçilmiştir. Hammadde çubuk şeklinde olup uyluk çivisi üretimine uygundur.

Numune, çubuk şeklindeki hammaddeden talaşlı imalat yoluyla işlenerek üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretimde önce dış çap tornalama yapılarak daha sonra işlevsellik kazandırmak için açısal vida delikleri frezelemeyle yapılmıştır. Talaşlı imalatta titanyum hammaddenin işlenebilirliğinin en iyi olduğu kesme şartlarında hızın yüksek ve ilerlemenin düşük oldugu durum olan 100 m/dak kesme hızı ile 0,1 mm/dev ilerleme değerlerinde yapılmıştır.

CBN ve PCD takımlar pahalı olsalar da standart takımlardan çok daha iyi yüzey kalitesi ve takım ömrü değerleri vermişlerdir. Titanyumun işlenmesinde en önemli sorun olan yüksek sıcaklıkların aşılması için kesme sıvısı kullanılmıştır. Titanyumun işlenmesinde ısı çok dar bir alanda etkili olmuştur. Buna göre kesme sıvısı tam olarak kesme bölgesine odaklanmıştır ve bor yağ kullanılmıştır.

Biyomalzemenin renklendirilmesi titanyum anodizasyonu uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Renklendirme işleminin volt değeri değiştirilerek gökkuşağı

skalasında renkler elde etmek mümkün olduğu görülmüştür. Renklendirme işlemi ile geniş renk seçeneği ve tonlama, ürün ve kimlik tanımlama, temiz ve pasif yüzey yapıldığı gözlenmiştir. Ayrıca sistem maliyetinin düşük olduğu, işlemin kolay olduğu, renklenmenin çok kısa sürelerde oluştuğu görülmüştür.

Renklendirme işleminin parametrelerinin akım, volt, çözelti oranı, anot- katot yüzeyi ve yüzey alanları, doğru akım cihazı hassasiyeti olduğu belirlenmiştir. Renk skalasının genel olarak 5 V- 120 V arasında gökkuşağı renklerinin elde edilebildiği sonucuna varılmıştır.

Bu renklendirme çalışmalarının akım yoğunluğu ( amper/ $m^2$ ve ya miliamper/ $cm^2$) kullanılarak işlem parametreleri kontrol edilmiştir.

ASTM F1264-03 İntramedüller Fiksasyon Cihazları Test Standartlarına göre 4 noktalı eğme deneyi, burma deneyi ve eğme gerilmeli yorulma deneyi yapılmıştır. Numunelerin hepsi bu testlerde standartta belirtilen değerleri sağlamıştır. Sonuçlar standartların üzerinde çıkmıştır. Bu mukavemet değerlerinde çok işlevli uyluk çivisi kullanılabilir olduğu belirlenmiştir.

Geleneksel uyluk çivisi ile çok işlevli uyluk çivisinin mukavemet değerlerini karşılaştırmak için çekme deneyi ve eğme deneyi yapılmıştır. Test sonuçlarına göre, çok işlevli çivinin geleneksel çividen daha iyi mukavemet değerlerine sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

Çok işlevli uyluk çivisinin biyomalzeme olarak kullanılabilirliği konusunda karara varılmıştır. Bu durum dolaylı olarak ürün karmaşasında azalma ile biyomalzemenin sterilizasyon maliyetlerinde azalma oluşturacaktır. Ayrıca ameliyatlar esnasında ürünün uygulama kolaylıkları ve radyasyona daha az ihtiyaç bırakması, ameliyat süresini kısaltması gibi nedenlerle hekimlerce tercih sebebi olacağı öngörülmektedir.

## KAYNAKLAR


[1] **Barbosa, M. A., Rocha, L. ve Puers, R.** (1993). Biomaterials In Orthopedics Implant Monitoring, Monitoring Of Orthopedic Implants, Elsevier Science Publisers, UK.

[2] **Battal, T**. (1996). Hassas Döküm ile Üretilen Femoral Nakillerin Isıl Sprey Yöntemleri ile Gelistirilmesi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.

[3] **Black, J.** (1992). Biological Performance of Materials , 2nd ed., Marcel Dekker, New York, USA.

[4] **Bruck, S.D.** (1980). Properties of Biomaterials in the Physiological Environment, CRC Press, Boca Raton, FL.

[5] **Niiomi, M.** (2002). Recent Metallic Materials For Biomedical Applications, Metallurgical And Materials Transactions A, Springer-Verlag, 477-485.

[6] **Yuehuei, A. ve, Draughn, R.A**. (2000). Mechanical Testing of Bone and the Bone Implant Interface, CRC Press, USA, 624.

[7] **Tüfekçi, K.** (2006). Kemiğin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Semineri, Isparta, Türkiye, 19.

[8] **Jao-Young Rho.** (1998). Mechanical Properties And The Hierarchical Structure Of Bone, Elsevier Science Publisers, 23.

[9] **Terrier A.** (1997). Adaptation Of Bone To Mechanical Stress, Theoretical Model, Experimental Identification And Orthopedic Applications, Thesis, Swiss Federal Intitute Of Technology, Zurich, Switzerland.

[10] **Öztuna, V.** (2005). Biyomekanik, Mersin Üniversitesi, Mersin, Türkiye.

[11] **Katz, J.L.** (1980). The Structure and Biomechanics of Bone, Symposium of Society for Experimental Biology, 34, 137-140.

[12] **Evans, F.G. ve Lebow, M.** (1951). Regional Fidderences in Some of the Physical Propertied of the Human Femur, Journal of Applied Physiology, 3, 563- 567.

[13] **Atik, S., Yetkin, H. ve Kaymak, Ö.** (1996). Ortopedi Ve Travmatoloji, Ankara, Türkiye, 84.

[14] **Ege, R.** (1989). Travmatoloji, Ankara, Türkiye, 360-380.

[15] **Evans, F. G.** (1973). Mechanical Properties Of Bone, Charles, C., Thomas Pub, Springfied Illionious, USA.

[16] **Yılmaz C.** (1998), Kırık ve Çıkıkların Olus Mekanizması, Sınıflama, Bulgu ve Belirtileri, Mersin Üniversitesi, Mersin, Türkiye.

[17] **Bhat, V. S.** (2005). Biomaterials, Alpha Science International Ltd., U.K.

[18] **Park, J.B. ve Bronzino, J.D.** (2003). Biomaterials, Principles and Applications, CRC Press, Boca Raton, FL.

[19] **Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J. ve Lemons, J.E.** (2004). Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier Academic Press, USA.

[20] **Taddei, E.B.** (2005). Characterization of Ti-35Nb-Zr-5Ta Alloyed Produced by Powder Metallurgy, Materials Science Forum, Trans. Tech. Pub., Switzerland, 498-499, 34-39.

[21] **Leyen, C. ve Peters, M.** (2003). Titanium and Alloys, Fundamentals and Applications, Wiley-Vch, Köln, Gemany, 513.

[22] **Ayhan, H.** (2002). Biyomalzemeler, Bilim ve Teknik Tem.2002. 2-11.

[23] **Jovanovic, M.T., Tadic, S., Zec, S, Miskovic, Z.,Bobic, I.** (2006). The effect of annealing temperatures and cooling rates on microstructure and mechanical properties of investment cast Ti–6Al–4V alloy, Materials and Design 27, 192–199.

[24] **ASM Handbook.** (1991). 10. Edition, Volume 4, Heat Treating, Heat Treating of Titanium and Titanium Alloys, 2043.

[25] **Ezugwu, E.O. ve Wang,Z.M.** (1997). Titanium alloys and their machinability a review, Journal of Materials Processing Technology, Elsevier Science Publisers, UK, 68, 262-274.

[26] **Ribeiro, M. V., Moreira, M.R.V., Ferreira, J.R.** (2003). Optimization of titanium alloy (6Al–4V) machining, Journal of Materials Processing Technology, Elsevier Science Publisers, UK, 143–144, 458–463.

[27] **Leyens, C. ve Peters, M.** (2003). Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications, Wiley VCH, Weinheim, Germany.

[28] **ASM Handbook.** (1990). 10. Edition, Volume 2, Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, Intorduction to Titanium and Titanium Alloys, 1770.

[29] **Pérez del Pino, A., Serra, P. ve Morenza J.L.** (2002), Oxidation of titanium through Nd:YAG laser irradiation, Applied Surface Science, Holland, 197-198, 887-890.

[30] **Pérez del Pino, A., Serra, P. ve Morenza J.L.** (2004). Coloring of titanium by pulsed laser processing in air, Thin Solid Film, Applied Surface Science, Applied Surface Science, 415, 201-205.

[31] **Pérez del Pino. A., Fernández-Pradas, J.M., Serra, P. and Morenza J.L.** (2004). Coloring of titanium through laser oxidation: comparative study with anodizing, Surface and Coatings Technology, Elsevier Science Publisers, 187, 106-112.

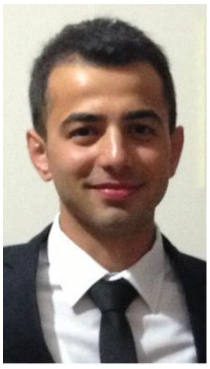
[32] **İnal, K.** (2011), Multifonksiyonel Çivi Kosgeb Proje Başvuru Kitapçığı, Dopa Medikal Ltd. Şti, İstanbul.

[33] **ASTM, F136.** (1996), Standart Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications, ASTM International, United States.

[34] **ISO, 5832-3.** (1997), Implants for surgery, Metallic materials wrought titanium 6- aluminium 4- vanadium alloy, BSI, UK.

[35] **ASTM, F1264- 03.** (2007), Standart Specification and Test Methods for Intramedullary Fixation Devices, ASTM International, United States.

**ÖZGEÇMİŞ**




| | |
|---|---|
| **Ad Soyad:** | Muharrem Meral |
| **Doğum Yeri ve Tarihi:** | Samsun- 1987 |
| **Adres:** | Güngören- İSTANBUL |
| **E-Posta:** | muharremmeral@mynet.com |
| **Lisans:** | Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, YTÜ |