**T.C.**
**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

# MENİSKÜS YIRTIKLARINA YÖNELİK OLARAK KLİNİK TALEPLERE UYGUN YENİLİKÇİ MALZEME SEÇİMİ VE TASARIMI

**AHMET DURSUN**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**
**METALÜRJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**
**ÜRETİM PROGRAMI**

**DANIŞMAN**
**DOÇ. DR. AFİFE BİNNAZ HAZAR YORUÇ**

**İSTANBUL, 2015**

**T.C.**

**YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

# MENİSKÜS YIRTIKLARINA YÖNELİK OLARAK KLİNİK TALEPLERE UYGUN YENİLİKÇİ MALZEME SEÇİMİ VE TASARIMI

Mekatronik Müh. Ahmet DURSUN tarafından hazırlanan tez çalışması 11.12.2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Metalürji Ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Tez Danışmanı**

Doç. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Yıldız Teknik Üniversitesi

**Jüri Üyeleri**

Prof. Dr. Ahmet ÜNAL

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Cem AKÇA

Yıldız Teknik Üniversitesi _____

# ÖNSÖZ

Yüksek Lisans Dersini aldıktan sonra bana, araştırmanın nasıl yapılacağını, bilimsel kaynakların nasıl taranacağını öğreten, yılmadan, sıkılmadan azimle nasıl çalışılacağını gösteren ve Yüksek Lisans Tez Danışmanlığımı yaparken gerekli zamanı ayırarak doğru konuları arştırmamı sağlayan Doç. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ' a içten minnet ve şükranlarımı sunarım.

Destek ve yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Ahmet ÜNAL' a minnet ve şükranlarımı sunarım.

Ayrıca, 3 boyutlu prototip üretiminde yardımcı olan Arş. Gör. Dr. Özkan ŞEN' e, malzeme kalıbı oluşturulmasında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Kerem Altuğ GÜLER' e, sentetik menisküs üretiminde yardımlarını esirgemeyen Buğra GÜNER' e , azmine ve çalışkanlığına hayran kaldığım mesai arkadaşım Emrah ÇALIŞKAN' a maddi manevi desteklerinden ötürü teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, bügünlere gelmemdeki en büyük paya sahip olan, annem Lütfiye DURSUN ve babam Necdet DURSUN' a en içten saygı, sevgi ve şükranlarımı sunarım.

ARALIK, 2015

Ahmet DURSUN

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

KISALTMA LİSTESİ ..... vii

ŞEKİL LİSTESİ ..... viii

ÇİZELGE LİSTESİ ..... x

ÖZET ..... xi

ABSTRACT ..... xii

BÖLÜM 1

GİRİŞ ..... 1

1.1 Literatür Özeti ..... 1
1.2 Tezin Amacı ..... 2
1.3 Hipotez ..... 2

BÖLÜM 2

DİZ EKLEMİNİN YAPISI ..... 4

2.1 Diz Eklemini Oluşturan Kemik Yapılar ..... 4
2.1.1 Tibia ..... 4
2.1.2 Femur ..... 6
2.1.3 Patella ..... 7
2.2 Diz Eklemini Oluşturan Kemik Dışı Yapılar ..... 8
2.2.1 Menisküs ..... 8
2.2.1.1 Menisküs Anatomisi ..... 8
2.2.1.2 Menisküs Yapısı ..... 8
2.2.1.3 Menisküs Biyomekanik Yapısı ..... 11
2.2.1.4 Menisküs Üzerine Gelen Yüklerin Dağılımı ..... 13
2.2.1.5 Menisküs ile Alakalı Klinik Vakalar ..... 15
Vaka 1 ..... 16
Vaka 2 ..... 17
Vaka 3 ..... 17

2.2.2 Bağlar ..... 18
2.2.3 Bursalar ..... 19
2.2.4 Sinoviya ..... 19
2.2.5 Eklem Kapsülü ..... 19
2.2.6 Kaslar ..... 19

BÖLÜM 3

SENTETİK MENİSKÜS ..... 20

3.1 Ticari Sentetik Menisküs İmplantları ..... 20
3.2 Ticari Sentetik Menisküs Üretiminde Kullanılan Polimerler ..... 22
3.2.1 Medikal Grade Poliüretan ..... 22
3.2.2 Medical Grade Polyester ..... 23
3.3 Kollajen (Collagen; C) / Hidroksiapatit (Hydroxyapatite, HA) Col-HA İçeren Sentetik Menisküs Üretimi ..... 24
3.3.1 3 Boyutlu Yazıcı ve Kullanımı ..... 24
3.3.2 Menisküs MRI ve CT Görüntülerinden 3 Boyutlu Geometri Elde Edilmesi ..... 26
3.3.3 Arayüz Programından Alınan Görüntünün 3 Boyutlu Yazıcı İle Üretimi 29
3.4 Modellenmiş Parçadan Kalıp Üretimi ..... 31
3.4.1 Parçanın Kalıba Dökülecek Duruma Getirilip Kalıp Hazırlanması ..... 32
3.4.2 Kullanılan Malzemeler ..... 34
3.5 Doku İsekelesi Dökümü İçin Gerekli Çözeltilerin Hazırlanışı ..... 35
3.6 Üretimi Yapılan Parçanın Dayanım Simulasyonu ..... 38

BÖLÜM 4

SONUÇ VE ÖNERİLER ..... 43

KAYNAKLAR ..... 45

ÖZGEÇMİŞ ..... 49

## KISALTMA LİSTESİ

| | |
|---|---|
| MPa | Mega Pascal (Mega Paskal) |
| KPa | Kilo Pascal (Kilo Paskal) |
| ECM | Extra Cellular Matrix (Hücre Dışı Matriks) |
| GAGs | Glycosaminoglycans **(**Glikozaminoglikan) |
| CMI | Collagen Meniscus Implant (Kollajen Menisküs İmplant, Ivy Sports Medicine) |
| MRI | Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme) |
| CT | Computer Tomography (Bilgisayarlı Tomografi) |
| STL | Stereolitography (Stereolitografi) |
| CAD | Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Dizayn) |

## ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 Tibial plato L; lateral tibia kondili, M; medial tibia kondili ..... 5
Şekil 2.2 Tibia ön ve arka yüzü ..... 5
Şekil 2.3 Femur ön ve arka görünüş ..... 6
Şekil 2.4 Patella ön ve yan görünüş ..... 7
Şekil 2.5 Kadavra sol dizi, P: patella ..... 8
Şekil 2.6 Bovin menisküsü ..... 9
Şekil 2.7 (a) Menisküs kollajen organizasyonu Yapı1: rastgele, 2: radyal 3: çevresel (b) Kollajen 3' lü heliks ..... 10
Şekil 2.8 Menisküs doku görünüşü ..... 12
Şekil 2.9 Menisküs üzerinden alınan örnek kısımlar ..... 14
Şekil 2.10 Değişik gerinim değerlerinde oluşan agrega modülü değerleri ..... 14
Şekil 2.11 Menisküs yırtılma tipleri ..... 16
Şekil 2.12 Zarar görmüş medial menisiküs MRI görüntüsü 1 ..... 17
Şekil 2.13 Zarar görmüş medial menisküs MRI görüntüsü 2 ..... 17
Şekil 2.14 Zarar görmüş medial menisküs MRI görüntüsü ..... 18
Şekil 3.1 a. Actifit menisküs implant b. CMI, kollajen meniskus implant ..... 22
Şekil 3.2 Poliüretanın zincir yapısı ..... 23
Şekil 3.3 3 Boyutlu yazıcı içyapısı ve çalışma prensibi ..... 24
Şekil 3.4 3 Boyutlu yazıcı ..... 25
Şekil 3.5 Arayüz programı görüntüsü 1 ..... 27
Şekil 3.6 Arayüz programı görüntüsü 2 ..... 27
Şekil 3.7 Erkek yetişkin CT görüntülerinin 3 boyuta çevrilmiş (a) sağdan, (b) soldan görünüşleri ..... 28
Şekil 3.8 CT görüntüsünden menisküs geometrisi elde edilmiş görünüşler ..... 28
Şekil 3.9 Arayüz programında tanımlanmış 3 boyutlu menisküs (a) alt, (b) üst ve (c) yan görünüş ..... 29
Şekil 3.10 3 boyutlu yazıcı ile basılmış parçanın temizlenmeden önceki durumunun (a) üst, (b) yan görünüşü ..... 30
Şekil 3.11 3 boyutlu yazıcı ile basılmış parçanın temizlendikten sonraki durumunun (a) üstten, (b) alttan görünüşü ..... 30
Şekil 3.12 Parçanın kalıba hazırlanması (a) mum yapıştırılması, (b) mum yapıştırılmış parçanın önden görünüşü, (c) parçanın kalıp kutusundaki görünüşü ve (d) mum yapıştırılmış parçanın alttan görünüşü ..... 32

Şekil 3.13 (a), (b), (c) Silikonun kalıba dökülmesinin farklı açılardan görünüşü ve (d) gaz kabarcıklarının giderilmesi ..... 33
Şekil 3.14 (a), (b), (c), (d) Kalıp için silikon hazırlanması ..... 34
Şekil 3.15 (a) Çözeltinin hazırlanışı, (b) kollajenin tartımı ..... 35
Şekil 3.16 (a) Jelatin, (b) hidroksiapatit eklenilmesi ..... 35
Şekil 3.17 (a) Çözeltinin kalıba boşaltılması, (b) çözeltinin kalıptaki görünüşü ..... 36
Şekil 3.18 (a) Donmuş kalıp ve (b) malzemenin kalıptan çıkarılması ..... 36
Şekil 3.19 (a) Hidroksiapatit, kollajen ve jelatinin eklenmek üzere hazır görüntüsü ve (b) jelatin eklenerek yeni çözelti hazırlanması ..... 37
Şekil 3.20 (a) Çözeltiye glutaraldehit ilave edilmesi ve (b) çözeltinin por oluşturmayacak şekilde kalıba boşaltılması ..... 37
Şekil 3.21 (a) Malzemenin kalıptan çıkarılması ve (b) liyoflizatörde kurutma işlemi ..... 38
Şekil 3.22 Malzeme özelliklerinin programa girilmesi ..... 39
Şekil 3.23 (a) Kesit alınarak basınç uygulanacak alanın ve (b) sabitlenecek kısmın seçilmesi ..... 40
Şekil 3.24 (a) Basma simülasyonunun çalştırılmasıı ve (b) sonuçları ..... 40
Şekil 3.25 (a) Kesit alınarak çekme uygulanacak ve (b) sabitlenecek kısmın seçilmesi .. 41
Şekil 3.26 (a) Çekme kuvveti uygulama ve (b) sabitleme ..... 41
Şekil 3.27 (a) Çekme simulasyonunun çalıştırılması ve (b) sonuçları ..... 42

## ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Menisküs çekme ve basma dayanımları ..... 12
Çizelge 3.1 Poliüretan ve Polyester Fiziksel Özellikleri ..... 23
Çizelge 3.2 Kompozit formülleri ..... 39

# ÖZET

## MENİSKÜS YIRTIKLARINA YÖNELİK OLARAK KLİNİK TALEPLERE UYGUN YENİLİKÇİ MALZEME SEÇİMİ VE TASARIMI

Ahmet DURSUN

Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Üretim Metalürjisi Programı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Menisküs dokusu, diz eklemi yapısında bulunan Tibia, Femur ve Pattella kemikleri arasında bulunan bir yapıdır. Menisküs ile ilgili rahatsızlıklar günümüzde sıklıkla karşımıza çıkmaktadır. Bu rahatsızlar spor ve trafik kazaları, dize gelen darbeler ve vücut sabitken bacakların döndürülmesi gibi birçok hareket sebebi ile oluşmaktadır. Genellikle dizde batma, ağrıma ve şişlik belirtileri ile ortaya çıkar ve bunların sebebi ise bahsedilen hareketler neticesinde menisküslerde oluşan bozulmalar ve yırtılmalardır.

Menisküs yırtılmalarında ve bozulmalarında günümüzde birtakım tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları; bozulan veya yırtılan kısmın dikilmesi, bu kısım dikilemeyecek durumda ise kesilip çıkartılması ya da kesilerek düzelmeyecekse de tamamının alınması işlemleridir.

Alınan menisküslerin yerine, kadavralardan alınan menisküsler koyulmaktadır. Ancak bu durumda birtakım doku uyuşmazlıkları meydana gelmektedir. Diğer yöntem ise sentetik menisküs ile tedavi yöntemidir. Bu çalışmada amaç; bozulan doku ile değiştirilebilecek özellikte sentetik bir menisküs malzemesi tasarlamak ve üretmektir.

**Anahtar Kelimeler:** Menisküs, Sentetik Menisküs, Diz Eklemi, Tibia, Femur, Patella

## ABSTRACT

# SELECTION AND DESIGN OF INNOVATIVE MATERIAL THAT IS ORIENTED FOR MENISCAL TEARS ACCORDING TO CLINICAL DEMANDS

Ahmet DURSUN

Department of Metallurgical and Materials Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Assoc. Prof. Dr. Afife Binnaz HAZAR YORUÇ

Meniscal tissue is between 3 different bones, Tibia, Femur and Patella which are the bones of knee joint. In todays' world, meniscal degeneration is oftenly seen. The purposes of degeneration are sports accidents, car accidents, foreces that come on the knee joint and rotating knee joint while the body is stable etc. As a consequence of these reasons, meniscal injuries and tears are seen. Generally, pulsion and pain are the results of degeneration.

Treatments are used in meniscal degenrations and tears. Sewing the degenerated or teared part, if that part is not able to be sewed, cutting and taking out that part of meniscus and if the part will not be cured by cutting operation, all the tissue is taken out.

Instead of resent meniscus part, cadaver meniscus is used. However, some tissue incompatibilities might be seen. The other method is producing a synthetic meniscus and placing it in to knee. The aim of this thesis is to produce a synthetic meniscus implant that could be changed with deteriorated tissue.



**Keywords:** Meniscus, Synthetic Meniscus, Knee Joint, Tibia, Femur, Patella

# BÖLÜM 1

# GİRİŞ

## 1.1 Literatür Özeti

Menisküs ile alakalı ilk tedaviden Thomas Annandale, 1885 yılında bahsetmiştir. Açık cerrahi işlemler yerini artroskopik cerrahi ile yapılan tedavilere bırakmıştır [1].

Ortopedistler, menisküs yapısının işlevi olmadığını düşündüklerinden oluşan yaralanmalarda bu yapının komple alınarak tedavi edilmesini önermişlerdir. Ancak artroskopi yönteminin yardımıyla dizin yapısı daha iyi anlaşılmış ve menisküs fonksiyonlarının önemi görülmüştür [2]. Yırtılan menisküsün çıkarılması yöntemi ardından hastalarda oluşan ağrı ve düzensizlikler sebebiyle bu konuda çalışmalar yoğunlaştırılmıştır. 1970' lerde kısmi menisektomi yöntemi ile kadavralardan alınan menisküs parçaları üzerinde biyomekanik yapısı ile alakalı çalışmalar yapılmıştır. Temas basıncının menisküs alınma oranına göre arttığı görülmüştür [3]. Yapılan çalışmaların ardından menisküs dokunun tamamının çıkarılmasından bazı yırtıkların hiçbir müdahale gerektirmeden kendiliğinden iyileşeceği kanaatine varılmasına kadar ilerleme kaydedilmiştir [2]. Menisküs onarma yöntemlerinde dokunun olabildiği kadar korunmasının, tamamının alınmasına kıyasla daha iyi sonuçlar verdiği görülmüştür [4].

Menisküs bozulmalarında kullanılan yöntemlerden birisi kadavradan alınan menisküs dokuların hasarlı menisküsler ile değiştirilmesidir. 20 yıllık gözlemler sonunda dizde oluşan ağrıda azalma tespit edilmiştir. Ancak bu yöntemde doku nakli zorluğu, büyüklük ve şekil eşlemesi, yüksek maliyet ve hastalık bulaştırma gibi risklerden ötürü araştırmacılar sentetik menisküs üretme yöntemine yönelmiştir.

Diğer bir yöntem ise; kısmi olarak menisküsün kesilip dışarıdan malzeme koyulmasıdır. Kısmi menisküs implantı olarak ise, kollajen liflerden üretilen kollajen menisküs implantı (CMI: Collagen Meniscus Implant, Ivy Sports Medicine) ve çeşitli polimerlerden üretilen ACTIFIT (Orteq Sport Medicine) implantı mevcuttur. Tam menisküs implantı ile ilgili araştırmalar başlangıç aşamasındadır. NUSurface (Active Implant) implantı, faz 1 klinik deneme durumundadır [3].

Menisküs tedavi yöntemlerinin ve sentetik menisküs implantlarının geliştirilmesinde menisküs fonksiyonalarının korunması amacı vardır [1].

### 1.2 Tezin Amacı

Tezin amacı; menisküs yaralanmalarında kullanılmak üzere mevcut tedavi yöntemleri için, biyolojik ortam bileşenlerine uygun malzeme seçimi ve klinik taleplere uygun tasarım kullanarak, yenilikçi bir sentetik menisküs üretmektir.

Menisküs yırtıkları tibia platosu ile yırtılma yerinin birbiriyle olan konumuna göre belirlenir. Tibia platosuna göre ya dik ya da paralel olarak gelir [5]. Yırtıklar, radyal yırtıklar (radial tear), kanat benzeri yırtılma (flap tear), çevresel yırtılma (peripheral tear), boylamsal yırtılma (longtudinal tear), kova sapı yırtılması (bucket handel tear) ve karmaşık yırtılma (complex tear) olarak sıralanabilirler [6].

Günümüzde, sentetik menisküs olarak, kısmi menisküs implantlarında Kollajen Menisküs İmplant (CMI: Collagen Meniscus Implant, Ivy Sports Medicine) ve Actifit (Orteq Sport Medicine) implant kullanılmaktadır. CMI; Büyük baş hayvan tendonlarından alınmış kollajenlere glikozaminoglikan ilave edilmesi ile üretilir [3]. Actifit menisküs implant ise polyester ve poliuretan kullanılarak üretilmektedir [7].

Bu çalışmada ise sentetik menisküs implant, kollajen, jelatin ve hidroksiapatit kullanılarak üretilecektir.

### 1.3 Hipotez

Menisküs yaralanmalarında kullanılmak üzere, doğal insan menisküslerinin analizi ve anatomik profili, bilgisayar destekli yazılımlar kullanılıp çıkarılarak kişinin kendi

menisküs ölçülerinde kollajen ve hidroksiapatit esaslı sentetik menisküs üretimi öngörülmektedir.

Mevcut ticari ürünlerin aksine, bu çalışmada üretilecek olan sentetik menisküs implant, kişiye özgü olacağı için diz ekleminin yapısına uyum göstereceği ve etkili olarak çalışacağı öngörülmektedir.

Ticari ürünlerde birbirinden ayrılmayan 2 nokta; bileşim ve yük taşıma performansıdır. Üretim için kullanılacak malzemeler, mevcut ürünlere göre biyouyumluluğu daha yüksek olduğundan, diz eklemi içerisinde daha uyumlu olarak çalışması hedeflenmektedir.

# BÖLÜM 2

# DİZ EKLEMİNİN YAPISI

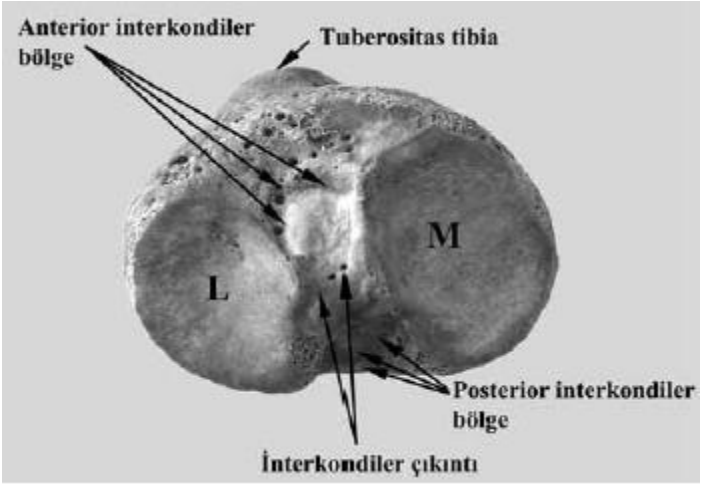
İnsan vucüdunda eklemler arasında en karmaşık olan diz eklemidir. Yaklaşık olarak bir menteşe gibi çalışır. Hareket yapısına bakıldığında fleksiyon (içe doğru bükülme) ve ekstansiyon (dışa doğru uzama) hareketlerini yapar. İçe bükülme hareketinde rotasyon (dönme), abdüksiyon ve addüksiyon hareketi yapabilirken, dışa doğru uzama hareketinde rotasyon yapamaz. Diz ekleminde stabilite statik ve dinamik olmak üzere iki farklı türden sağlanır. Statik stabilite; menisküs, kapsül, kemik yapılar ve bağlar sayesinde olurken, dinamik stabilite; tendonlar ve kaslar sayesinde olur [8].

## 2.1 Diz Eklemini Oluşturan Kemik Yapılar

Diz eklemi temelde 3 kemik yapıdan oluşur. Bunlar; Tibia (kaval kemiği), Femur (uyluk kemiği) ve Patella (diz kapağı)' dır.

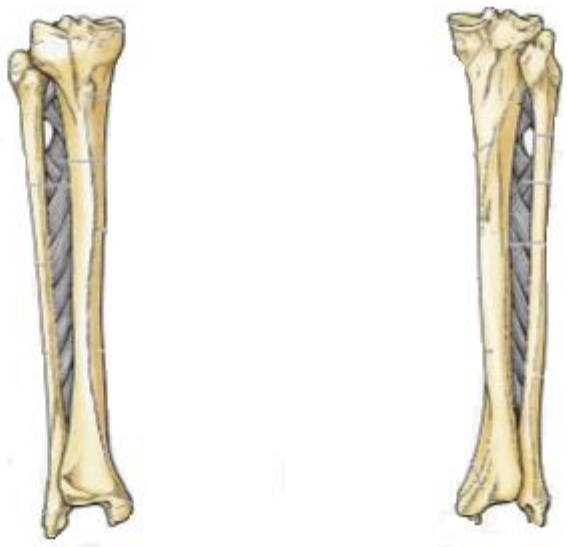
### 2.1.1 Tibia

Bacakta bulunan iki ana kemikten birisi tibiadır. Medial kısımda bulunur ve oldukça sağlam yapıdadır. Femurdan sonra uzunluk bakımından ikinci sırada yer alır. Uzunluğu erişkin insanlarda 30 cm - 47 cm, medulla çapı 8 cm - 15 cm aralığındadır. Tibia geniş üst uç, küçük alt uç ve cisimden oluşur [9].




Şekil 2.1 Tibial plato L; lateral tibia kondili, M; medial tibia kondili [10]

Femur kondillerinin yerleşeceği yerde Tibia'nın lateral ve medial uçları bulunur. İnterkondiler çıkıntı bu iki yüzeyi birbirinden ayırır. Lateral kondil dışbükey bir yapıdayken, medial kondil içbükey yapıdadır. Medial kondil arka çapraz bağın, lateral kondil ise ön çapraz bağın çıktığı noktadır [11]. Tibia lateral ve medial yüzeylerine kıkırdak bir yapı olan menisküsler gelir ve femur kondillerinin daha uygun şekilde tibia ile çalışmasını sağlar [10].



Şekil 2.2 Tibia ön ve arka yüzü [10]

### 2.1.2 Femur

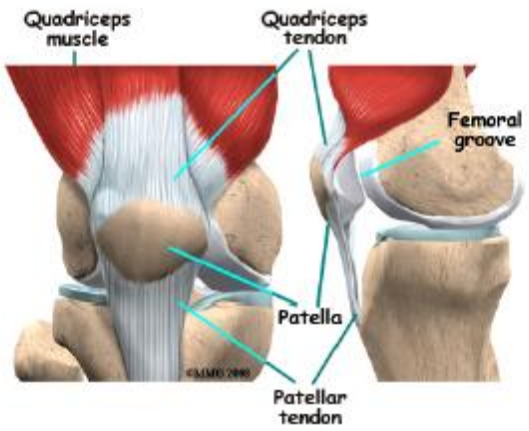
Vücuttaki en uzun ve en büyük kemik femurdur. Vücut uzunluğuna oranlama yapılırsa dörtte bir oranında olduğu görülür. Fiziki şekli yaklaşık olarak bir silindiri andırır. Bulunduğu konum tam olarak kalça ve diz eklemi arasıdır [12]. Femur kondilleri iki ayrı kondilden oluşur. Bunlar; lateral femoral kondil ve medial femoral kondil olarak adlandırılır. Birbirlerine göre büyüklük ve şekil açısından farklılık gösterirler. Medial kondilin eğriliği biraz daha simetriktir ve daha büyüktür [11]. Kondillerin arasında ön ve arka çapraz bağların tutunduğu interkondiler çentik vardır ve bu iki kondili birbirinden ayırır. Lateral ve medial kondilllerin arasında ayrıca diz eklemini oluşturan diğer bir kemik olan patellanın kaydığı patellofemoral oluk adı verilen bir oluk vardır. Femur kondillerinin arkada dairesel önde oval yapısı rotasyon hareketine olanak verir ve fleksiyon hareketinde hareket açıklığını arttırır, ekstansiyon hareketinde ise stabiliteye destek sağlar [8]. Farklı bir deyişle, ekstansiyon hareketinde ön çapraz bağın bu noktaya dayanması nedeniyle aşırı ekstansiyon önlenmiş olur [11].



Şekil 2.3 Femur ön ve arka görünüş [13]

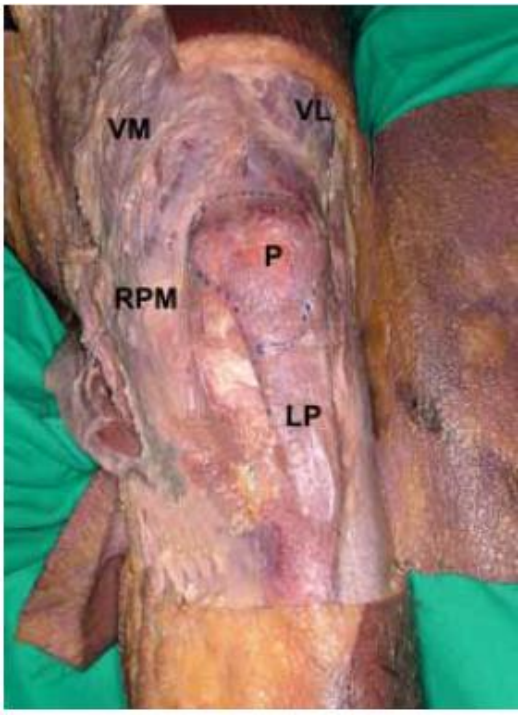
### 2.1.3 Patella

Çevresi; bağ, kiriş ve eklem kapsülüyle sarılmış olan kemiklere Sesamoit Kemikler denir. Patella da bir Sesamoit kemiktir ve büyüklük bakımından en büyük olanıdır. Patellanın üst tarafı asimetrik ve oval bir görünüme sahiptir. Patella yüzeyi, dikey bir çıkıntı ile medial ve lateral bölümlere (faset) ayrılır. Medial olan içbükey ve küçük, lateral olan ise daha büyük ve dışbükey yapıdadır. Patella, patellofemoral oluğa yerleşir ve patellofemoral kompartmanı oluşturur [11]. Patella ekstansor (açılma) hareketinde görev alır ve patellar tendon ile kuadriseps kası arasında yer alır. Diz hareketi sırasında femur kondilleri referans alınacak olursa 7-8 cm hareket eder. Patellanın temel görevi kuadriseps kasının ekstansör mekanizmasında kaldıraç kolu gibi çalışarak mekanizmayı güçlendirmesidir [14].




Şekil 2.4 Patella ön ve yan görünüş [14]

Tam fleksiyon hareketinde patella, patellofemoral olukta bulunur. Yine tam fleksiyonda kuadriseps femoris tendonunda yer değiştirme olur ve öne doğru kayar. Bu hareket esnasında kuadriseps femoris tendonunun kaldıraç kolu en kısa durumdadır. Fleksiyondan ekstansiyona doğru geçişte patella patellofemoral olukta yükselir ve kuadriseps femoris tendonunun kaldıraç kolu uzamaya başlar. Dizin 45°’ lik açısında kuvvet kolu patella sayesinde yaklaşık 30° artmış olur [15]. Dizin fleksiyon değerini düşük miktarlarda tutmak patellofemoral tepki kuvvetini azaltır [15], [16], [17]. Patellofemoral ekleme gelen yükün düzensiz dağılımına patella ve femurdaki anatomik bozukluklar neden olur [10], [18], [19].




Şekil 2.5 Kadavra sol dizi, P: patella [15]

## 2.2 Diz Eklemini Oluşturan Kemik Dışı Yapılar

### 2.2.1 Menisküs

#### 2.2.1.1 Menisküs Anatomisi

Menisküs yapısından kesit alınarak bakıldığında üçgen yapıda olduğu görülür. Üst kısmı konkav şeklindedir ve bu özelliği yuvarlak femoral kondillerin kolay şekilde uyum sağlayıp çalışmasını sağlar. Alt yüzeyi ise oldukça düz yapıdadır ve bu özelliği sayesinde tibial platoya uygunluk gösterir. Doku ön ve arka boynuzları sayesinde tibial platoya tutunur. Dokunun çevreside bulunan çevresel coronary bağlar ile tibial platoya tutunur. Bunlara ek olarak menisküs yapısının konveks çevresel yüzeyi eklem kapsülüne tutunur ve yapıyı daha çok sabitler [20].

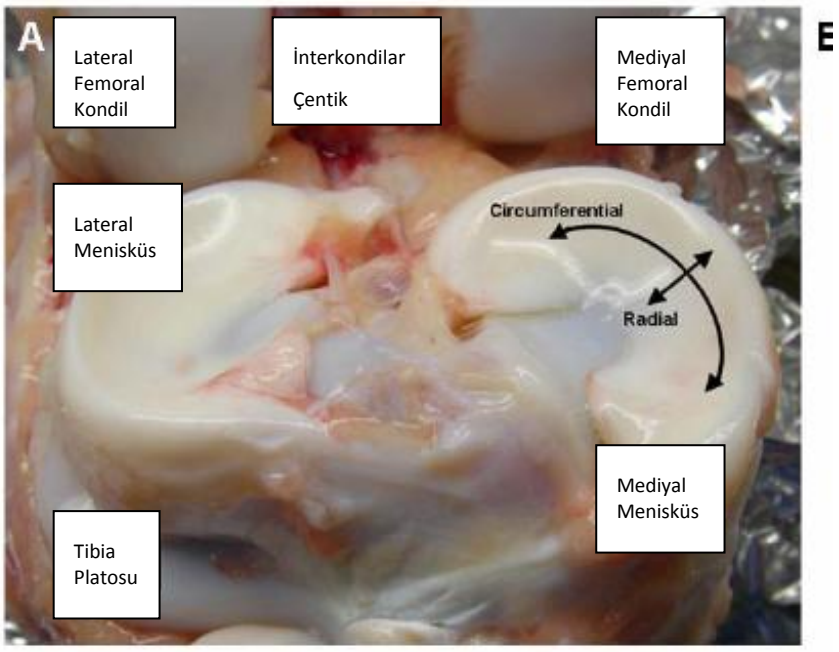
#### 2.2.1.2 Menisküs Yapısı

Her bir diz de iki adet menisküs vardır. Medial ve lateral olarak adlandırılır ve her biri yarım ay şeklindedir. Bulunduğu konum dizin anatomik yapısında bulunan temel kemik yapılardan olan femur kondilleri ile tibia platosu arasıdır. Temel görevi dize gelen yük

dağılımına yardımcı olmak, kuvvet absorbe etmek ve ikincil eklem sabitleyicisi olarak çalışmaktır. Ayrıca eklemin yağlanmasında da görev alır. Menisküs' ü alınan bir insan da dizdeki sürtünme %20 oranında artmaktadır [21].

Menisküsler, özelleşmiş olan yapısı sayesinde dize gelen çekme, basma ve kesme kuvvetlerine karşı koyar ve eksenel yönde gelen kuvvetleri dairesel kuvvete çevirir.

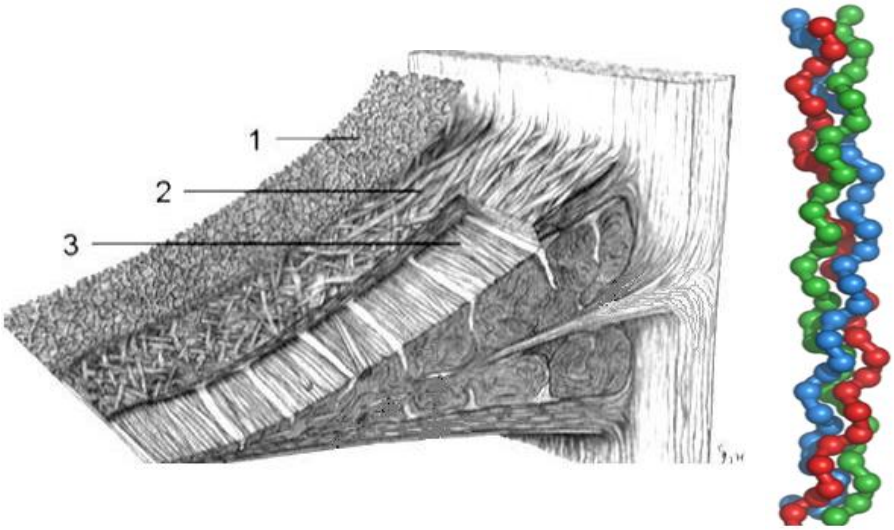
Menisküsler fibrokartilajinöz yapıdan, yani bağ ve kıkırdak yapıdan oluşur. Böyle bir isim verilmesinin sebebi ise aynı anda hem bağlardan ve liflerden oluşan doku özelliklerini hem de kartilajinöz eklemsel kıkırdakdan oluşan doku özelliklerini aynı anda göstermesidir [6].




Şekil 2.6 Bovin menisküsü [6]

Proteoglikan kuru ağırlığın en fazla %2-3' lük kısmını oluştururken; ağırlıkça eklemsel kıkırdaktan 8 kat daha hafiftir [6], [22], [23]. Ayrıca iç kısımda, menisküs hücre dışı matriksi (ECM) %85-%90 oranında kuru ağırlıklı kollajenlerden oluşur. Kollajen, bağlayıcı dokularda en fazla bulunan protein yapıdır. 20 farklı tip kollajen yapı vardır. Bağlayıcı dokularda çok fazla oranda bulunduğundan vücutta bulunan proteinlerin %30 kadarını oluşturur. Bütün kollajen tiplerinde kollajen molekülü 3' lü alfa sarmal yapıdan oluşur. Her bir sarmal yapı ise 1024 aminoasitten meydana gelir. Bu

kollajenlerin ise %90' ı tip 1 kollajendir. Kalan kısım ise Tip 2, 3, 5 ve 6 kollajenlerden oluşur [22], [24], [25]. Tip 1 kollajen α1 ve α2 bileşeninden oluşur ve deride, tendonlarda, kemik gibi yapılarda olur. Tip 2 kollajen α1 bileşeninden oluşur. Tip 3 kollajen de Tip 2 kollajen gibi α1 bileşeninden oluşur ve deri ile kanda bulunur. Tip 5 kollajen α1, α2, α3 bileşenlerinden oluşur ve en çok kemik, plesanta ve korneada bulunur. Tip 6 kollajen iste Tip 1, 2, 3 ve 5' e ters olarak ağ yapıdadır ve yine α1, α2, α3 bileşenlerinden oluşur [26].




(a) (b)

Şekil 2.7 (a) Menisküs kollajen organizasyonu Yapı1: rastgele, 2: radyal 3: çevresel [20] (b) Kollajen 3' lü heliks [27]

Kollajen molekülleri, hücre dışı matrikste enine uzanarak mikrofibrilleri oluşturur. Mikrofibriller ise sondan eklenerek çapı birkaç yüz mikrometre olan fibrilleri oluşturur. Oluşan bu fibriller menisküsün çekme kuvvetine karşı koymasına destek sağlar. Menisküs ile eklemsel kıkırdağın arasındaki temel fark menisküste Tip 1 kollajenin olması, eklemsel kıkırdakta ise Tip 2 kollajenin olmasıdır. Menisküs hücre dışı matriksinin (ECM) kalan kısmı da aggrecan, perlacan, biglycan ve versican gibi proteoglikanlardan oluşur. Aggrecan glikozaminoglikandan oluşur ve menisküsteki ana proteoglikandır. Glikozaminoglikan (GAGs) negatif yüklü $SO_4^{2-}$ ve $COOH^-$ karboksil grubundan oluşur ve basma sertliği, elastisite modülü gibi menisküs mekanik özelliklerine katkı sağlar.

Menisküs dokudaki kollajen liflerin yapısı oldukça karmaşıktır. Yüzeyde rastgele dizilmiş zayıf lifler vardır. Altta bulunan ince tabakada ise eksenel olarak ve rastgele dizilmiş lifler vardır. Daha derin tabakada ise kollajen lifleri çevresel olarak dizilmişlerdir. Kollajen liflerinin bu dizilimleri menisküs dokunun çekme kuvvetine olan dayanımında anahtar rol oynamaktadır. Tip 1 kollajen dış yüzeyde fazla iken Tip 2 kollajen iç kısımlarda fazla olarak bulunmaktadır. Buna göre ise dokunun çift bölgeden oluştuğu anlaşılmaktadır. Yüzeysel kısım lifli bir yapı halindeyken iç kısmın ise daha fibrokartilajinöz yapıda oluğu çıkarılmaktadır [20].

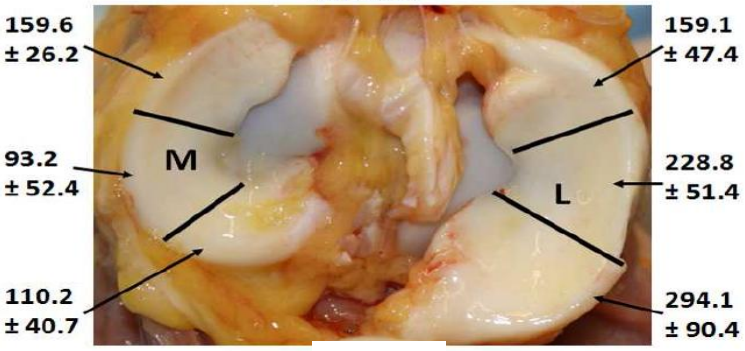
Menisküs eklemsel kıkırdak gibi bol sulu yapıdadır. %72-77' lik kısmı sudan oluşmuş ıslak yapıdadır. Bunlara ek olarak menisküs yapısı kan damarları bakımından incelendiğinde dıştan içe doğru gidildikçe çok yoğun halden giderek tamamen damarsız bir yapıya doğru gittiği görülür. Yetişkinlerde içte bulunan damarsız kısım saydam benzeri iken dıştaki damarlı yapı görünüş olarak daha bağ ve kıkırdak dokulu olarak gözükmektedir [6].

#### 2.2.1.3 Menisküs Biyomekanik Yapısı

Menisküs biyomekanik özellikleri dize gelen kuvvetlere karşı koyması için ayarlanmıştır. Bu konuda yapılan çalışmalar sonucu insan ve diğer bazı türlerin menisküs doku özellikleri ortaya konulmuştur. İnsan menisküsü kesme dayanımı 0.120 MPa' dır [28].

İnsan menisküsü denge basma modulü 0.150 MPa ve 0.220 MPa arasında değişmektedir. Lif yönü boyunca çekme dayanımı 300 MPa kadar çıkmaktadır. Ancak kuvvet lif yönüne dik geldiği zaman bu dayanım %10' a kadar düşmektedir. Bu da yaklaşık olarak 30 MPa denk gelmektedir. Çekme modülü bu geniş aralık kollajen liflerinin oryantasyonu ve dizilimi ile açıklanabilir. Bu lif dizilimi ise menisküs içindeki lokasyona göre farklılık göstermektedir [21].

ön




arka

Şekil 2.8 Menisküs doku görünüşü [21]

Çizelge 2.1 Menisküs çekme ve basma dayanımları [21]

| Tür | Basma Dayanımı (KPa) | Çekme Dayanımı (MPa) |
|---|---|---|
| **İnsan** | 150 – 200 | 30 - 300 |
| **Büyükbaş Hayvan** | 110 – 490 | 48 - 260 |
| **Köpek** | 190 – 434 | 65 - 136 |
| **Keçi** | 120 – 500 | 108 - 206 |
| **Koyun** | 160 – 260 | 190 - 260 |

Menisküs üzerinde bulunan farklı bölgelerde farklı çekme kuvvetlerine dayanımdaki bu dalgalanma insan menisküsüne özel değildir. Farklı canlı türlerinde de bölge ve derinliğe bağlı benzer değişimler gözlenmektedir. İlginç bir şekilde, farklı canlı türlerinde menisküs çekme ve basma dayanım özelliklerinde yükleme koşullarında farklılık olmasına rağmen çok fazla sayıda üst üste binme vardır [21].

Hesaplamalara göre bozulmamış insan menisküsü eklemsel kıkırdak, femoral uçlar ve tibial plato arasındaki temas alanının %60‘ ını kapsar ve bunlar ekleme gelen eksenel kuvvetin %50’ den fazlasını iletirler. Fakat bu oranlar diz bükme açısına ve sağlıklı doku olup olmadığına bağlıdır. Her 30°’ lik diz bükme açısında iki kemik arasında bulunan temas yüyezi 4° azalır. 90°’ lik diz bükme açısında dize gelen eksenel kuvvet 0°’ deki diz bükme açısına göre %85 oranında daha fazla olur. Tam diz bükme durumunda lateral

menisküs ekleme gelen kuvvetinin tamamını lateral diz kompartmanına iletir. Aynı durumda medial menisküs gelen kuvvetin %50' sini alır.

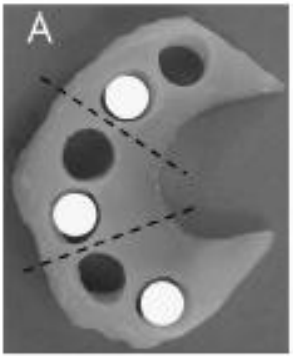
Lateral menisküsün tamamı alındığı takdirde iki kemik arasındaki temas alanının %50 azaldığı ve lokal temas yüzeyine gelen yükün ise %235 - %335 arasında bir değerde artış gösterdiği belirtilmektedir [28].

#### 2.2.1.4 Menisküs Üzerine Gelen Yüklerin Dağılımı

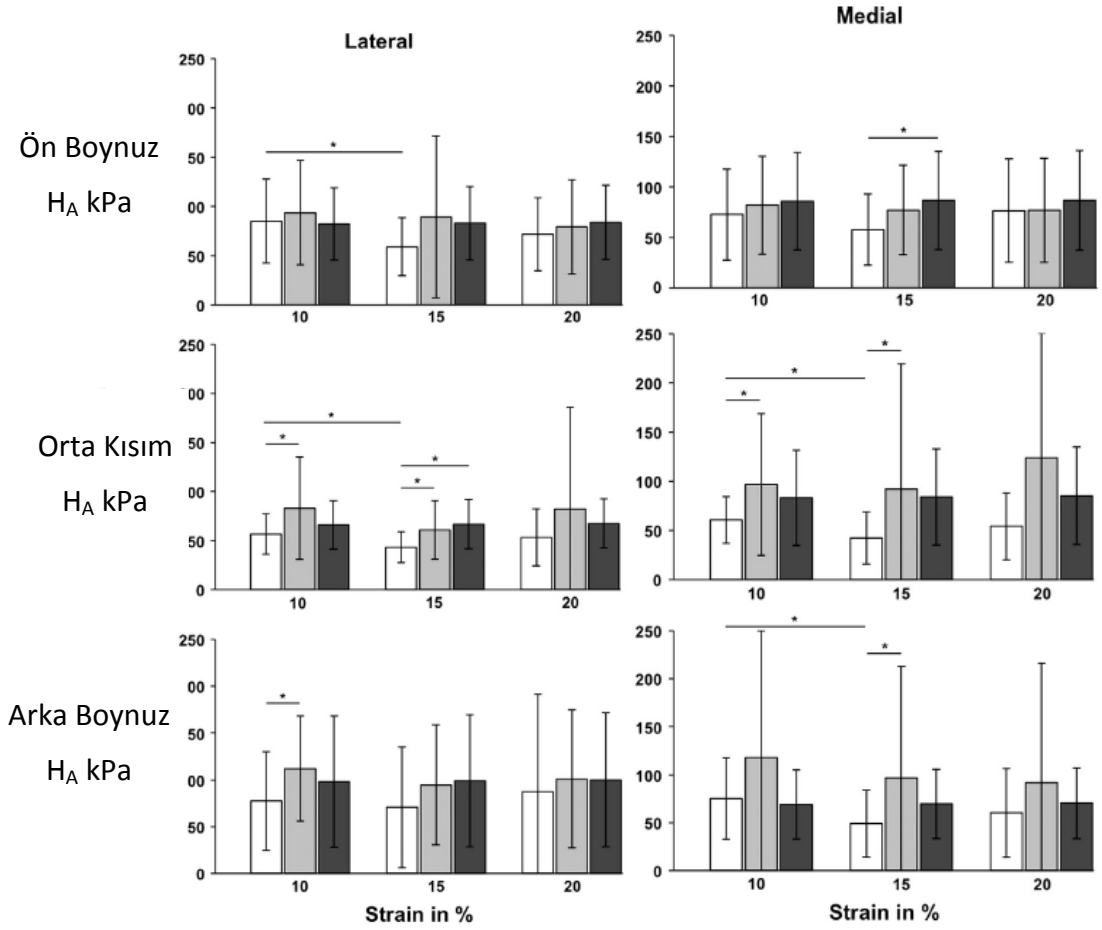
Diğer bölümlerde bahsedildiği gibi menisküsler, dize gelen yükün çok büyük bir kısmını absorbe ederler. Tibia ve femur arasındaki temas yüzeyini artırarak eklem kıkırdağında yük yoğunlaşmasını engellerler. Bir diğer deyişle dize gelen yükü hem dağıtırlar hem de taşırlar. Dize gelen herhangi bir yükte, menisküsler kenarlara doğru itilir. Kenara itilme, medial menisküs için ortalama 5.1 mm, lateral menisküs ise 11.2 mm'lik bir boyut değişimi oluşturulur. Yük, menisküsleri kenarlara doğru ittiği zaman, mensiküs yüzeyinde bulunan çevresel lifler boyunca gerilme oluşur.

Menisküsün dizde bir yükleme olduğu zamanki tepkisi iki türlüdür. Yükleme olmadan önceki durumda eklem içine proteoglikanlar tarafından emilmiş olan sıvının eklem içerisine doğru dışarı salınması, kollajenler ve proteoglikanlarda meydana gelen kayma hareketinden ötürü esnek şekil (elastik deformasyon) değiştirme olmasından kaynaklıdır. Bahsedilen bu mekanizma sonucunda menisküsler, dize gelen yükleri absorbe eder ve dağıtır. Ardından da eklem içerisine doğru dışarı verilen sıvıyı tekrar emer [29].

Lateral Menisküs dokusu, 3 farklı bögeye ayrılmıştır. Ayrılan kısımlardan delinerek 6 farklı parça alınmıştır. Alınan bu parçalara kuvvetler uygulanarak çeşitli gerinimlerdeki agrega modülü (aggregate modulus) bulunmuştur. Gerinim, şekil değiştiren uzunluğun toplam uzunluğa oranıdır. Şekil 2.10' da beyaz renkte görünen analitik verilerden çıkan sonuçlara göre ön boynuzdan alınan parçadaki agrega modülünün %10 gerinimde 85 KPa civarında, %15 gerinimde 55 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 70 KPa civarında olduğu görülmüştür.




Şekil 2.9 Menisküs üzerinden alınan örnek kısımlar [30]




Şekil 2.10 Değişik gerinim değerlerinde oluşan agrega modülü değerleri [30]

Aynı şekilde orta kısımdan alınan parçanın agrega modülünün %10 gerinimde 55 KPa civarında, %15 gerinimde 45 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 55 KPa civarında olduğu görülmektedir. Yine arka kısımdan çıkarılan parçanın agrega modülünün %10 gerinimde 75 KPa civarında, %15 gerinimde 65 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 85 KPa civarında olduğu görülmektedir.

Yine medial menisküs dokusu da 3 farklı parçaya ayrılarak deneyler yapılmıştır. Analitik verilerden çıkan sonuçlara göre ön boynuzdan alınan parçanın agrega modülünün %10 gerinimde 70 KPa civarında, %15 gerinimde 55 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 80 KPa civarında olduğu görülmüştür. Orta kısımdan alınan parçanın agrega modülünün %10 gerinimde 55 KPa civarında, %15 gerinimde 45 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 50 KPa civarında olduğu görülmektedir. Arka kısımdan çıkarılan parçanın agrega modülünün %10 gerinimde 75 KPa civarında, %15 gerinimde 45 KPa civarında ve %20 gerinimde ise 55 KPa civarında olduğu görülmektedir [30].

Menisküs dokusunu çekme kuvvetlerine göre inceleyecek olursak, yüzeysel kısımdan radyal ve çevresel olarak örnekler alınıp deneyler yapıldığında ikisi arasında fark görülmemektedir. Ancak daha derinlere gidildiğine çevresel olarak alınan örneklerin dayanımlarının radyal (merkezden yayılan biçimde) olarak alınan örneklere göre çok daha fazla olduğu görülmektedir. Büyükbaş hayvan (bovin) menisküsünde 400 mikrometre kalınlığında alınan örneklerde çevresel örneklerin değerlerinin 198.4 MPa, radyal örneklerin ise 2.8 MPa olduğu görülmüştür. Çevresel olan dayanım, yüzeyde 48.3 MPa değerinde iken, orta merkez kısımlara gidildikçe 198.4 MPa olduğu, daha derinlere gidildikçe de 139 MPa olduğu görülmektedir [31].

#### 2.2.1.5 Menisküs ile Alakalı Klinik Vakalar

Menisküs ile ilgili yaralanmaların sıklığı 1 yılda 100.000’ de 60 - 70 kişidir. Erkeklerde 21 ile 30 yaş arasında, kadınlarda ise 11 ile 20 yaş arasında görülmektedir. Genç hastalarda görülen menisküs yırtığının başlıca sebebi spordan kaynaklı yaralanmalardır. 40 yaşından büyük hastalarda oluşan menisküs yırtıkları ise genellikle yaşa bağlı bozulmalardan kaynaklıdır. Menisküs yırtılmaları medial menisküste lateral menisküse oranla 2 kat daha fazla görülmektedir. Bunun sebebi ise medial menisküsün daha stabil şekilde sabitlenmiş olması olabilir.

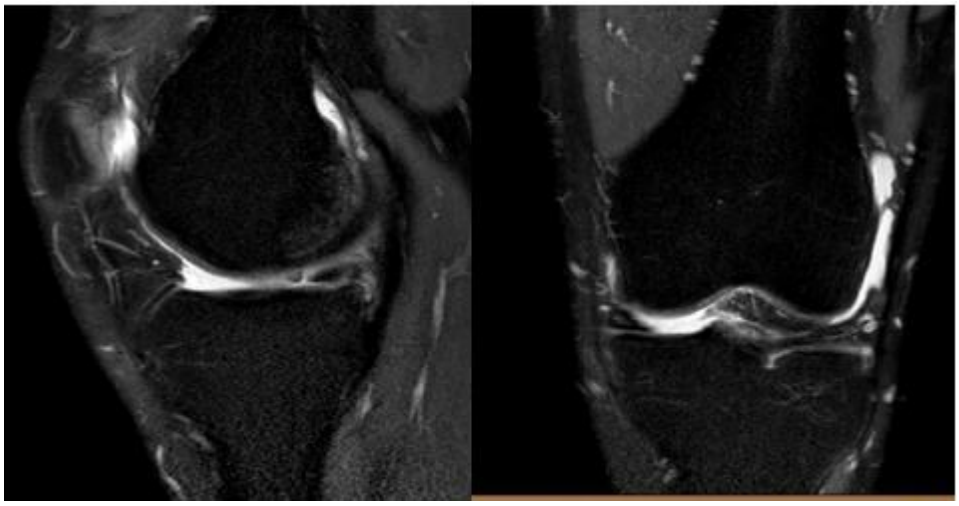



Şekil 2.11 Menisküs yırtılma tipleri [6]

Menisküs yırtıkları başlıca sıralanacak olursa radyal yırtıklar (radial), kanat benzeri yırtılma (flap tear), çevresel yırtılma (peripheral), boylamsal yırtılma (longtudinal), kova sapı yırtılması (bucket handel) ve karmaşık yırtılma (complex) olarak sıralanabilirler [6].

**Vaka 1**

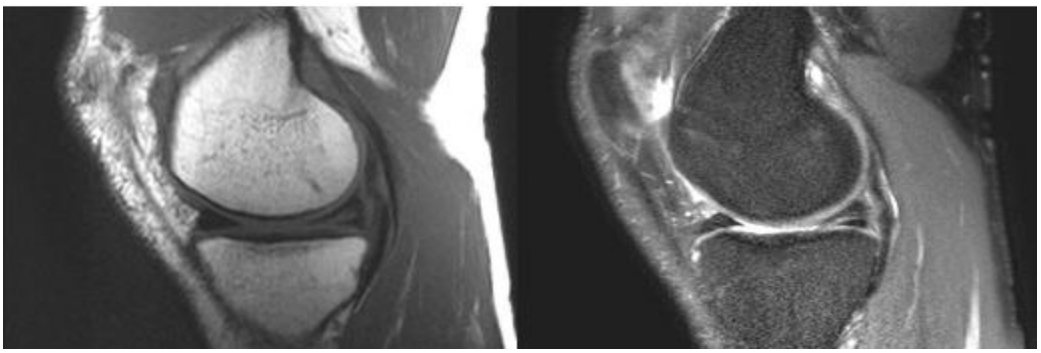
Diz Eklemi Menisküs Patolojilerinin Tanısında Kullanılan Klinik Muayene, Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Artroskopi Bulgularının Karşılaştırılması isimli çalışmada spor sonrası dizde ağrı meydana gelen bir hastanın durumu incelenmiştir. Bu ağrı 8 ay süreyle devam etmiştir ve hasta kliniğe başvurmuştur. Manyetik Rezonans Görüntüleme tekniği ile hastanın durumu gözlemlenmiştir ve değerlendirilmiştir. Bunun sonucunda da medial menisküste yırtılma olduğu görülmüştür. Artroskopik tedavi yöntemi uygulanmış ve menisküsün zarar görmüş bölümü kısmi menisektomi ile alınmıştır [8]. Yayınlardan alınan MRI görüntüleri (Vaka 1, Vaka 2 ve Vaka 3) tam donanımlı özel bir hastanenin ortopedi ve travmotoloji ana bilim dalında uzman olarak çalışan bir hekim ile değerlendirilmiştir. Zarar gören yerleri ile ilgili ayrıntılı tespitler yapılmıştır.



Şekil 2.12 Zarar görmüş medial menisiküs MRI görüntüsü 1 [8]

**Vaka 2**

Aynı çalışmada incelenen bir başka hasta ise 1 yıldır devam eden ağrı şikâyetiyle kliniğe başvurmuş. Manyetijk Rezonans Görüntüleme tekniği ile inceleme yapıldıktan sonra hastanın medial menisküsünde 3 adet yırtık olduğu gözlemlenmiştir. Artroskopi yöntemiyle yapılan operasyonda zarar gören kısımlara kısmi menisektomi yöntemi uygulanmıştır [8].



Şekil 2.13 Zarar görmüş medial menisküs MRI görüntüsü 2 [8]

**Vaka 3**

Osteochondral Fracture Of Tibial Eminentia Due To Ochronosis isimli çalışmada incelenen 49 yaşındaki erkek hasta sol dizinde ağrı ve limitli hareket problemi ile kliniğe başvurur. Ancak hiçbir incinme ya da kaza yaşamadığını söyler. Yapılan Manyetik Rezonans görüntüleme yönteminde hastanın sol bacak medial menisküsünde yırtılma

olduğu tespit edilir. Zarar gören bölüm, kısmi menisektomi yöntemi ile tedavi edilir [32].



Şekil 2.14 Zarar görmüş medial menisküs MRI görüntüsü [32]

### 2.2.2 Bağlar

Diz ekleminde bulunan temel bağlar, iç yan bağ, dış yan bağ, arka ve ön çapraz bağlardır.

İç yan bağ, derin ve yüzeysel olarak iki parçadan oluşur. Yüzeysel kısım stabilitede büyük rol oynar. Fleksiyon harektinde ön lifleri gerginken, arka lifler ekstansiyonda gergin olur. Dış yan bağ, iç yan bağa ters çalışırak ekstansiyonda gergin olur. Fleksiyonda ise gevşeyerek az da olsa rotasyon hareketine olanak sağlar. Dizdeki iç rotasyonun belirli sınırları geçmemesini sağlayan yapı dış yan bağdır. Ön çapraz bağ ve dış yan bağ yaralanmaları genellikle birlikte oluşur [10], [33], [34]. Fleksiyon harektindeki oluşan derecelerde stabiliteyi sağlar.

Arka çapraz bağ, arka kısma doğru olan itmelerde %90 oranında stabilite arka çapraz bağ tarafından yapılır. Ön çapraz bağ ise tibia kemiğinin femurundan sıyrılıp ileri doğru gitmesine engel olur. Menisküs arka boynuzu da buna destek olur ancak güçlü değildir [11].

### 2.2.3 Bursalar

Kapsül ve tendon yapılarının eklem çevresinde rahat çalışmasını sağlayan yapılardır. Diz ekleminde, prepatellar, infrapatellar ve pes anserinus bursaları önemli olanlarıdır.

### 2.2.4 Sinoviya

İnsan vücudunda bulunan sinovyal boşlukların en büyüğü sinoviyadır. Sinoviya, tibiafemoral eklem, patellafemoral eklem ve patellar bursayı örter. Ön kısmından patellaya yapışır ve eklem kapsülünün iç kısmını örter.

### 2.2.5 Eklem Kapsülü

Eklemin etrafını saran fibröz bir yapıdır. Kıkırdak ve kemiğin buluştuğu noktada kemiğe yapışır.

### 2.2.6 Kaslar

Diz ekleminin yapısında birçok kas bulunur. Bunlar, kuadriseps, rectus femoris, vastus medialis ve lateralis, vastus intermedius, tensor fascia lata, biceps femoris, semimembranosus, semitendinosus, sartorius, gracilis, gastroknemius, plantaris kaslarıdır [8]. En kuvvetli ekstansör kas kuadriseps femoris kasıdır. Diğer kaslarla beraber eklemin önden gelen darbelere karşı korunmasına olanak verir [10], [15], [35].

# BÖLÜM 3

# SENTETİK MENİSKÜS

## 3.1 Ticari Sentetik Menisküs İmplantları

Kısmi menisküs implantlarında Kollajen Menisküs İmplant (CMI: Collagen Meniscus Implant, Ivy Sports Medicine) ve Actifit (Orteq Sport Medicine) implant kullanılmaktadır. Kollajen menisküs implant ve Actifit günümüzde yaygın olarak kullanılmı desteklenmektedir. Tam menisküs implantları ise günümüzde emekleme aşamasındadır. Tam menisküs implantında da NUSurface (Active Implant) implant vardır.

CMI; yüksek porlu yapıdadır ve büyük baş hayvan tendonlarından alınan Tip 1 kollajenlere glikozaminoglikan ilave edilerek üretilmiştir. Hayvan araştırmalarında implant edildikten 6 ay sonra menisküs benzeri dokunun tekrar oluşumu başlamıştır. Daha sonra insanlarda denemeler yapılmaya başlanmış ve 36 ay sonra güzel sonuçlar elde edilmiştir. 311 adet hasta akut ve kronik olmak üzere ikiye ayrılmıştır. Bir kısmında sadece menisküsün hasarlı kısmı çıkarılmış, kalan kısmından menisküsün hasarlı kısmı yerine CMI konulmuştur. Kronik hastalarda gelişmiş sonuçlar çıkmıştır ancak akut hastalarda bir gelişmeye rastlanmamıştır. Başka bir çalışmada ise hastalar akut ve kronik olarak ayrılmamıştır. Yine aynı prosedür uygulanmış ve implant uygulanan hastaların dizindeki bozulma eğiliminde azalma kaydedilmiştir. Geliştirici özelliklerinin yanında eksik kalan özellikleri de görülmüştür. Dizden gelen sinyal yoğunluğu gerçek menisküs doku kadar kuvvetli değildir ve implant boyutları kısalmaktadır [3].

Actifit menisküs implant, uygun mekanik mukavemet, biyouyumluluk, porlu yapı ve güvenli bozunma özelliklerine sahiptir. Actifit polimeri iki bileşenden oluşur. Bunlar yumuşak kısımları oluşturan polyester ve sert kısımları oluşturan poliüretandır. Yumuşak kısım olan polyester, polimerin %80' lik kısmını oluşturur ve biyoçözünür özelliği olan polikaprolaktandan oluşur. Bu da polimere esneklik kazandırır ve çözünme hızını arttırır. Yarı çözünür sert kısımlar ise aynı özellik gösteren şekil olmasını ve mekanik özelliklerini arttırır. Poliüretan üretimi katalizör kullanılmadan yapılır ve buda polimerin biyouyumluluğunu arttırır. Katalizör kullanılmaması sert kısımların homojen şekilde dağılmasına ve mekanik özelliklere de katkı sağlar.

Actifit poliüretan, düşük çözünme hızına sahiptir. Çözünme, polikaprolaktanda bulunan ester bağlarının hidroliz olması ile sağlanır. Katı parçalar polikaprolaktan çözünmesinden sonrada kalırlar. Poliüretan parçaların makrofajlar tarafından fagositoz edilmesiyle sert kısımların da güvenli şekilde çözünür [7].

Dize gelen kesme kuvvetlerine karşı koyamadığı için kısmi uygulamarda kullanılmasına karar verilmiştir. Büyük baş hayvanlarda ise fibrilli yapının değişim yapılan yerde tekrar oluşmasını kolaylaştırdığı görülmüştür. Yapılan bir çalışmada Actifit kullanılan 52 hasta 24 ay boyunca incelenmiştir. Ağrının ciddi şekilde azaldığı ve menisküs benzeri dokunun oluştuğu görülmüştür. Hastaların %90' lık kısmında eklemsel kıkırdakta stabilizasyon ve gelişme kaydedilmiştir.

Tam menisküs implantında da NUSurface implant vardır. Bu implant faz 1 klinik deneme aşamasındadır. Şu anda yapılan diğer çalışmalar ise klinik öncesi durumdadır [3].



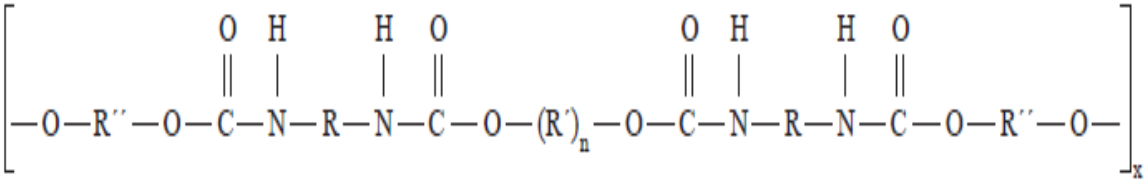
(a) (b)

Şekil 3.1 a. Actifit menisküs implant b. CMI, kollajen meniskus implant [3]

## 3.2 Ticari Sentetik Menisküs Üretiminde Kullanılan Polimerler

### 3.2.1 Medikal Grade Poliüretan

Yaygın tip medical grade poliuretan Pellethane 2363' dir. 1977' de tantılımasının ardından biyomalzeme olarak geniş çaplı bir biçimde kullanılmaktadır. Medikal malzemelerin üretiminde kullanılırlar ve bu medikal malzemelerin içerisinde tedavi maksatlı vücudun içerisine yerleştirilen implantlarda vardır. Bu yüzden son ürünün kullanılmadan önce sterilize edilmesi çok önemlidir. Ancak kuru buhar, ısıtma ve yüksek enerjili işın yöntemi gibi sterilizasyon işlemleri medical grade polimerlerinde geniş malzeme bozulması ve plastik bozulma gibi istenmeyen etkiler oluşturmaktadır. Sterilizasyon teknikleri makromoleküllerin oksitlenme, döngü bozulması, çapraz bağlanma, kaynama ve hidroliz ile sonuçlanan makromoleküllerin fiziksel ve kimyasal olarak yapısını veya fonksiyonunu değiştirir. Yüksek enerjili x ışınları, gama ışınları ile yapılan sterilizasyonda, poliuretanın hassaslığı içerisindeki kimyasal yapıya ve malzemenin saflığına bağlıdır. Poliuretan aromatik yapılı bir polimerdir ve alifatik yapıya göre radyasyona karşı daha dirençlidir. Aromatik yapıdaki polimerlerde, aromatik bağlar ve ester gruplarının yoğunluğu bu direnci belirler [36].



Şekil 3.2 Poliüretanın zincir yapısı [37]

### 3.2.2 Medical Grade Polyester

Polyesterler, yüksek mukavemet, düşük süneklik ve biyouyumlulukları sebebiyle implant olarak ya da başka yollarla birçok medical uygulamada yaygın olarak kullanılmkatadır. Bu uygulamalara örnek ise yapay tendon, yapay bağ, yapay böbrek, damar naklidir. Ancak, implant edilebilir uygulamalarda uzun dönem kalıcılığı yavaş bozulma, birbirine bağlı karakterde fiziksel ve kimyasal işlemler gibi sebeplerden dolayı sorgulanmaktadır [38].

Polyester lif ürünleri damar graft uygulamalarında, yapay kalp kapakçığı dikiş uygulamalarında, yapay kan damar uygulamalarında mükemmel mekanik özellikleri, porlu yapıları ve biyouyumlulukları sebebiyle kullanılırlar. Polyester biyouyumluluğunu değerlendirmek için birçok çalışmada polyesterden dokuma ile elde edilmiş ve dokuma ile elde edilmemiş implantlar kullanılmıştır. Bu implant rekonstrüktif diz cerrahisinde rekonstrüktif aygıt olarak keçilerde denenmiştir. Toplam protein yoğunluğunda hiçbir patolojik artış ve hiçbir ters etki görülmemiştir [39].

Çizelge 3.1 Poliüretan ve Polyester Fiziksel Özellikleri [40]

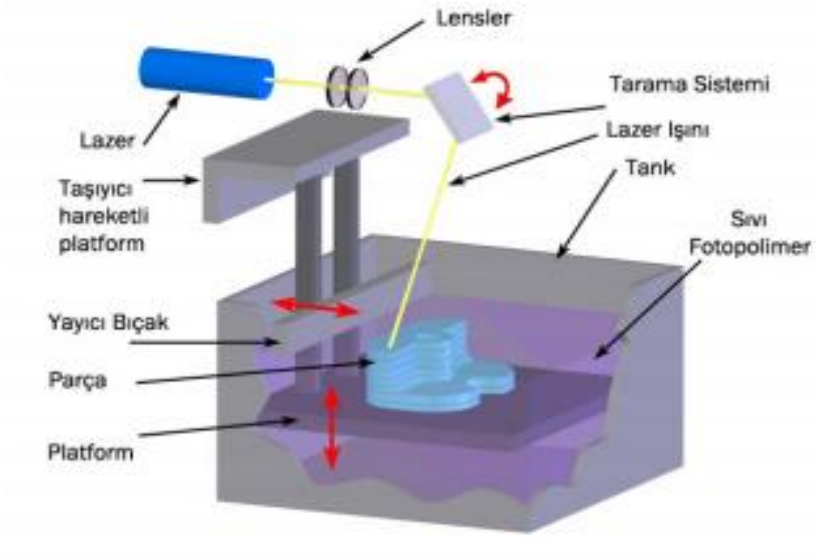
| Tip | Poliüretan | Polyester |
|---|---|---|
| Sertlik (Shore A-D) | 60A to 60D | 40D to 72D |
| Çekme Dayanımı ($MN/m^2$) | 30 to 55 | 21 to 45 |
| Maddelere Karşı Dayanım | | |
| Kimyasallar | O/İ | M |
| Yağlar | M | M |
| Çözücüler | K | İ |
| Aşınma | İ | M |
| Özgül Ağırlık | 1.1 1 - 1.21 | 1.17-1.25 |
| Çalışma sıcaklığı ($^oC$) | -40 -130 | -65 -130 |

Kısaltmalar: K = Kötü, O = Orta, İ = İyi, M = Mükemmel

## 3.3 Kollajen (Collagen; C) / Hidroksiapatit (Hydroxyapatite, HA) Col-HA İçeren Sentetik Menisküs Üretimi

### 3.3.1 3 Boyutlu Yazıcı ve Kullanımı

Bilgisayara destekli tasarım CAD yazılımları sayesinde 3 boyutlu yazıcılar ile üretim yapılabilir. Bu sayede tasarlanan parça üretilmeden önce oluşabilecek hatalar tespit edilir. Karmaşık ve çok parçalı üretimlerde ise parçanın üretilebilirliği ve montaj edilebilirliği açısından 3 boyutlu yazıcı ile üretim önem kazanmaktadır. İlaç, havacılık, otomotiv sanayileri gibi birçok sektröde hızlı şekilde parçaların üretilebilmesi dolayısıyla yaygın olarak kullanılmaktadır. Hatta elektronik ve otomasyon gibi sektörlerde asıl parça olarakta kullanılmaktadır. 3 boyutlu yazıcı kullanılarak üretilen parçalar, talaşlı imalat yöntemlerinin aksine katmanların üst üste gelmesiyle oluşturulur.




Şekil 3.3 3 Boyutlu yazıcı içyapısı ve çalışma prensibi [41]

3 boyutlu yazıcılar, birçok farklı teknolojiyi bir arada sunar. Bu teknolojiler fused deposition (bileşimli yığma), lazer sinterleme ve polimer kurleme olarak sıralanabilirler. En çok kullanılan model ise, fused deposition tekniğini kullanan modellerdir. İlk defa 1984 yılında Charles Hull tarafından sayısal bilgi kullanılarak 3 boyutlu üretim gerçekleştirilmişitir. Hull, 2 yıl sonrada Stereolithografi (STL) yöntemini geliştirmştir ve birkaç yıl sonrada ilk 3 boyutlu yazıcıyı üretmiştir. 1993 yılında MIT, 3 boyutlu obje

üretimini mürekkep püskürtme yöntemi ile gerçekleştirmiştir. 3 boyutlu yazıcılar 1993 yılından beride sürekli olarak gelişmeye devam etmiştir [42].

Genel olarak, eğitimsel içerikli donanımların yapımında, medikal implant imalatlarında, döküm kalıbı oluşturularak imalat yapımında ve mimari uygulamarda kullanılır. 3 boyutlu üretim için öncelikle yapılması gereken CAD yöntemleri kullanılarak tasarlanan ve modellenen parçanın 3 boyutlu yazıcıyla uyumlu olacak formatta program dışına çıkarılmasıdır. STL formatı, 3 boyutlu yazcının üretim yapabileceği formattır. STL formatı, hemen hemen bütün CAD programları ile oluşturulabilir ve 3 boyutlu yazıcı ile üretim de yaygın olarak kullanılır. STL uzantılı dosyalarda, modelin rengi, dokusu ve diğer iç dış özellikleri ile ilgili yeterli bilgi bulunmamaktadır. Buradan elde edilen sadece parçanın çeştili üçgenler yarıdımıyla oluşturulan yüzey geometrisidir. Düzgün olmayan yüzeylerde bu üçgenlerin sayısı çok daha fazladır. Oluşan bu dosya, hızlı prototip yazılımına aktarılır ve üretim çeşitli adımlar izlenilerek gerçekleştirilir.

3 boyutlu yazıcılarda kullanılan ham maddeler katı, sıvı veya toz halinde bulunabilir. Bunlar aynı zamanda makinelerin sınıflandırılımasında da kullanılır.




Şekil 3.4 3 Boyutlu yazıcı [43]

Katı esaslı olan 3 boyutlu yazıcı sistemlerinde isminden de anlaşılacağı gibi malzeme başlangıç olarak katı formdadır. Toz form hariç tüm katı esaslı malzemeler bu sınıfta incelenir. Granül, rulo, tel ve tabaka şeklinde olabilir.

Sıvı esaslı olan sistemlerde sıvı lazer veya ısıyla katı hale getirilir. Sıvı esaslı 3 boyutlu yazıcı sistemlerinde başlangıç olarak malzeme sıvı durumdadır. Işık, lazer ya da ısıyla katı hale dönüştürülür ve basım işlevi gerçekleştirilir.

Toz esaslı 3 boyutlu yazıcı sistemlerinde toz katı halde bulunur. Ancak, taze yapılı formda olmasından dolayı bu tipe katı prototipleme değil, toz esaslı prototipleme denilmişitir. Toz taneler, ara yüzeylerindeki temas alanları eritildiğinde birbirine yapışırlar. Bu haliyle de basım işlevi gerçekleştirilir [41].

### 3.3.2 Menisküs MRI ve CT Görüntülerinden 3 Boyutlu Geometri Elde Edilmesi

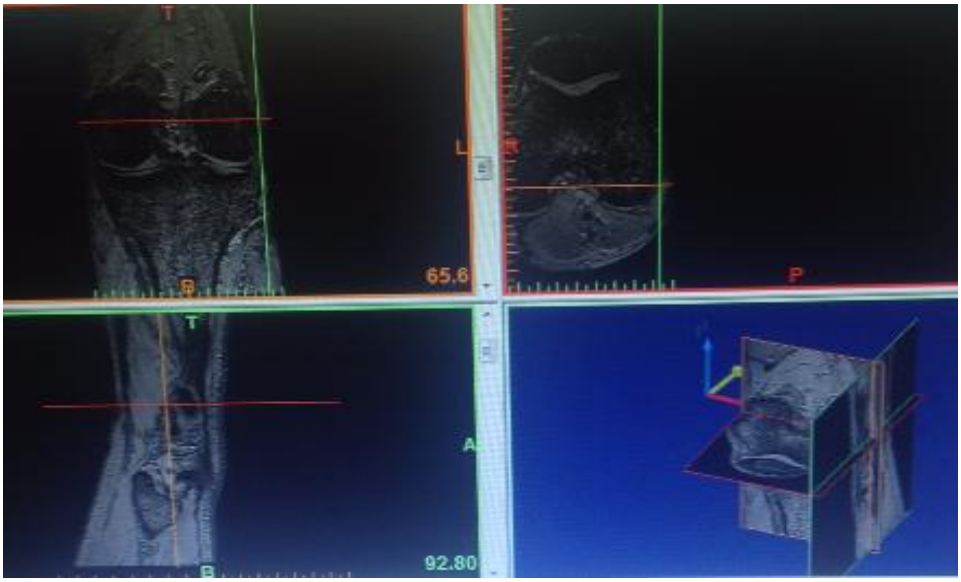
MRI, Manyetik Rezonans Görüntüleme, manyetik alan ve radyo dalgalarıyla vucüttaki organların ve dokuların detaylı görüntüleri oluşturulur. MRI cihazları genellikle tüp şeklinde mıknatıslardır ve içine girildiğinde, manyetik alan geçici olarak hidrojen atomlarını vücutta tekrar sıraya koyar. Radyo dalgaları bu tekrar sıraya dizilmiş hidrojen atomlarının çok zayıf sinyaller üretmesine sebebiyet verir. Bunlar ise kesit şeklinde, aynı bir somun ekmeğin dilimleri gibi MRI görüntülerini oluşturur [44].

CT, Bilgisayarlı Tomografi, bilgisayar yardımıyla üretilen X-ışınlarının taranan objedeki özel alanların tomografik görüntülerini elde etmek için kullanılır. Medikal görüntülemede en sık kullanılan yöntemlerden birisidir [45].

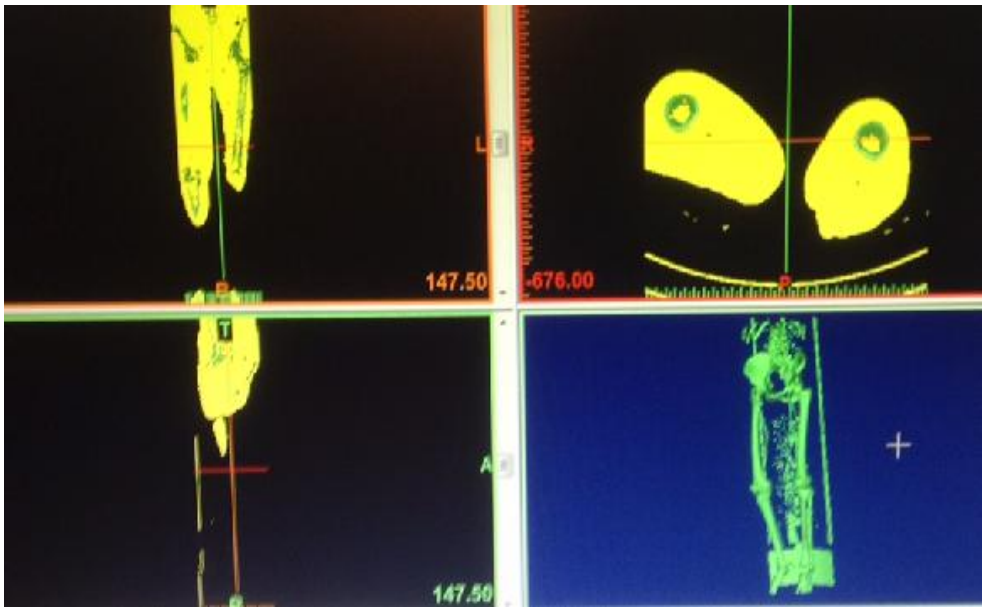
Günümüzde kullanılan birtakım arayüz programları MRI, CT vb. formattaki görüntüleri birleştirerek 3 boyutlu hale getirmektedir. Bu programlar sayesinde, bir ekmeğin dilimleri gibi olan, doku ve organ görüntileri birleştirilir ve bir bütün halinde gösterilir. Böylelikle 2 boyutlu görüntüler sık şekilde bir araya gelir ve 3 boyutlu, gerçeğe çok yakın olan görüntü elde edilir. Yapılması gereken ise MRI, CT vb. formattaki görüntüleri arayüz programı ile açmak ve birleştirme işlemini gerçekleştirmektir.

Bu çalışmada, Dicom Sample Image Sets adlı internet sitesinde bulunan, eğitim ve araştırma amaçlı çalışmalarda kullanımı serbest olan orta yaşlı bir yetişkinin belden aşağısını gösteren CT görüntüleri kullanılmıştır [46]. Bu görüntüler arayüz programı yardımıyla açılmış ve birleştirilerek 3 boyutlu hale getirilmiştir. 3 boyutlu programın özellikleri kullanılarak diz bölgesine yoğunlaşılmış ve sol dizde bulunan medial menisküsün 3 boyutlu görüntüsü elde edilmiştir. Arayüz programının bir başka özelliği ile oluşturulan görüntü, 3 boyutlu tasarım programlarının ve 3 boyutlu yazıcıların gerektirdiği dosya formatı olan STL formatında program dışarısına çıkarılmıştır.

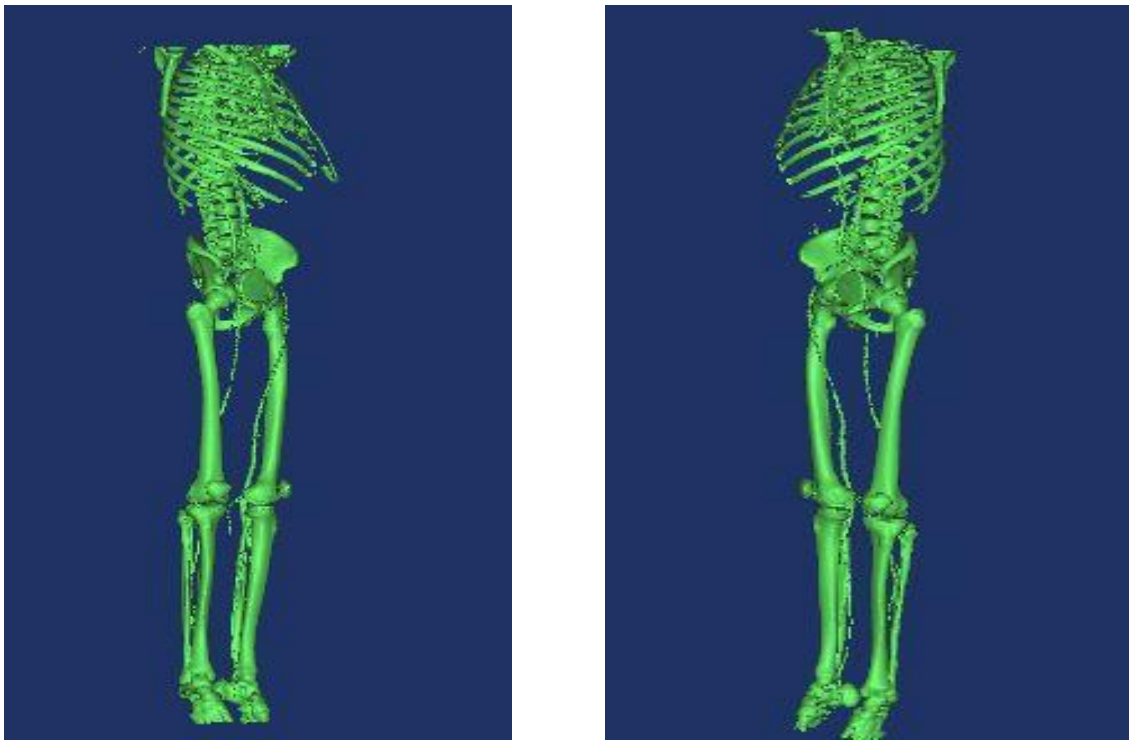
Çıkarılan STL formatındaki bu dosya başlangıç olarak sadece geometrik görüntü halindedir. Bu sebeple, bir 3 boyutlu tasarım programı olan Solidworks' den yararlanılarak katı model olarak tanımlanmıştır. Oluşturulan bu katı model STL formatı değiştirilmeden programın dışına çıkarılmıştır ve 3 boyutlu yazıcı ile üretim yapılmaya hazır hale gelmiştir.




Şekil 3.5 Arayüz programı görüntüsü 1

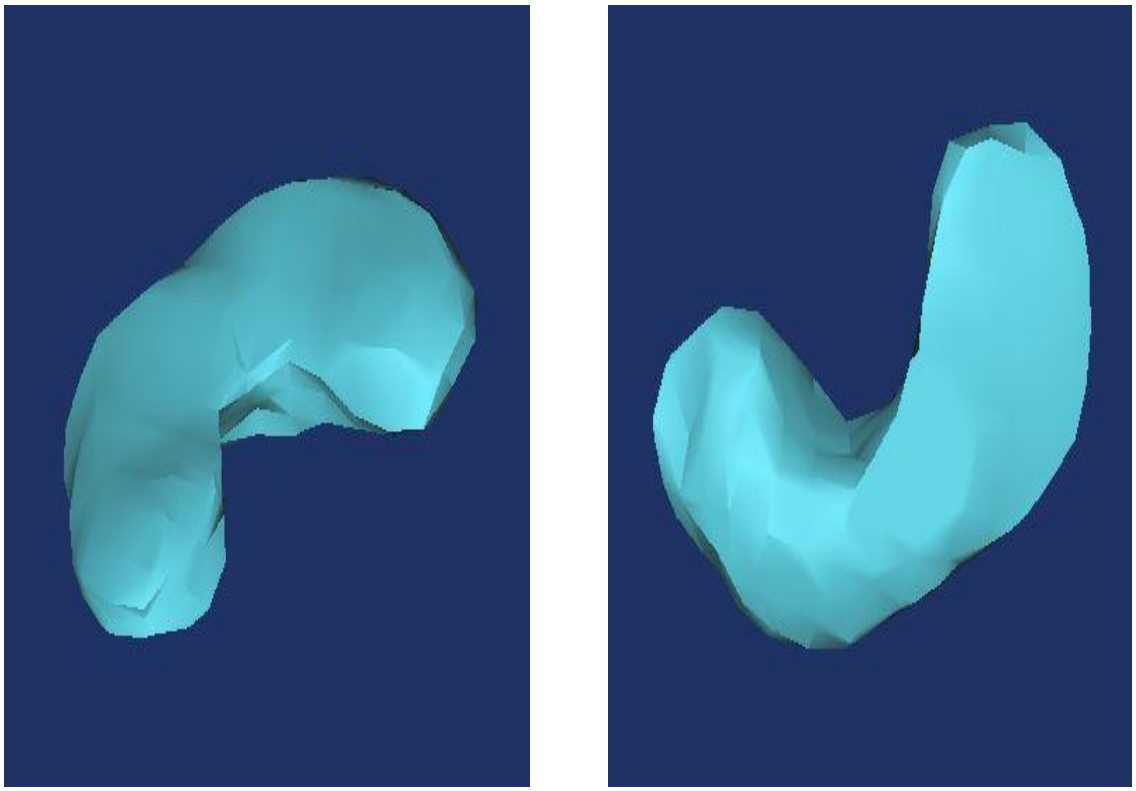



Şekil 3.6 Arayüz programı görüntüsü 2

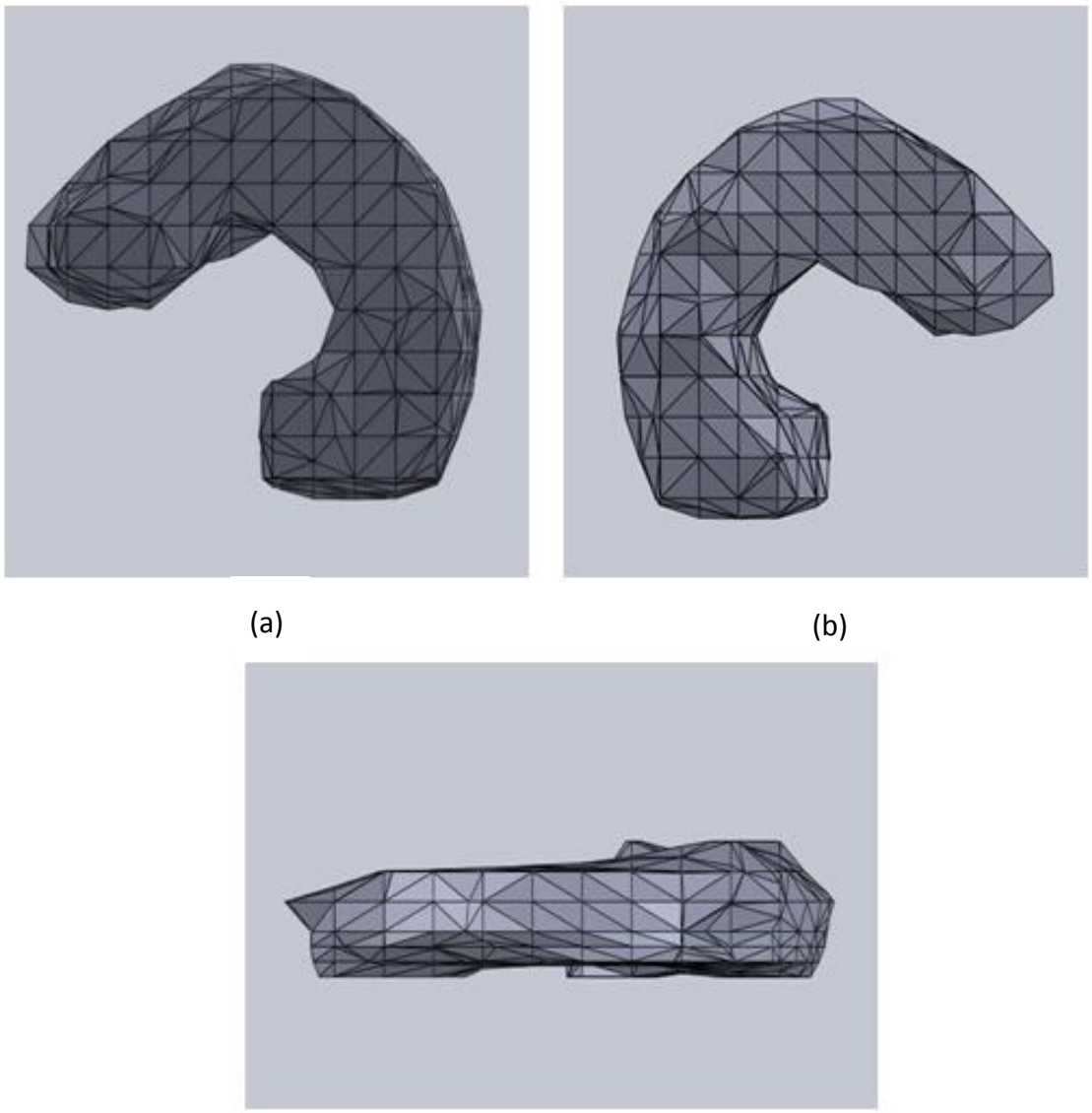


(a) (b)

Şekil 3.7 Erkek yetişkin CT görüntülerinin 3 boyuta çevrilmiş (a) sağdan, (b) soldan görünüşleri



Şekil 3.8 CT görüntüsünden menisküs geometrisi elde edilmiş görünüşler



(a) (b)

(c)

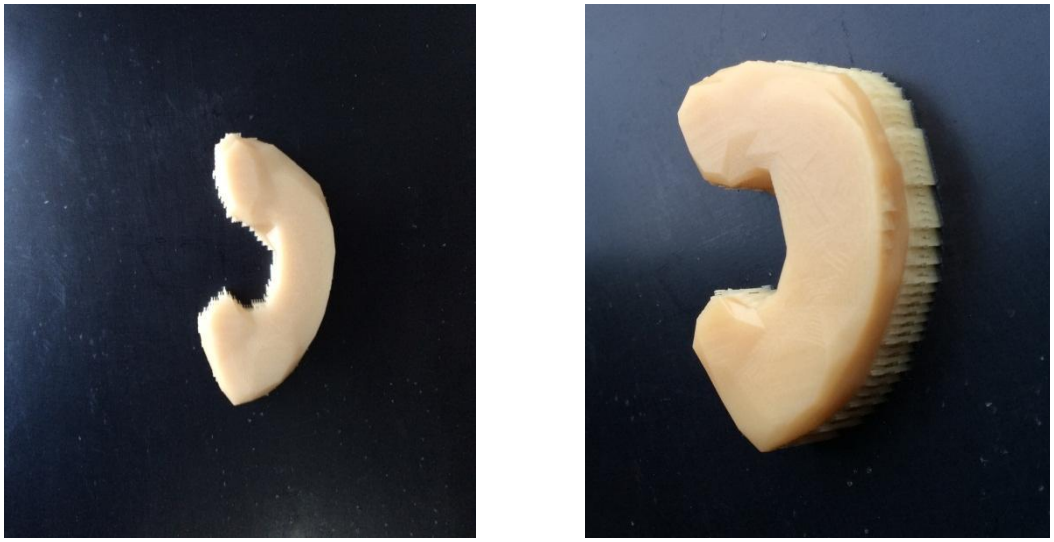
Şekil 3.9 Arayüz programında tanımlanmış 3 boyutlu menisküs (a) alt, (b) üst ve (c) yan görünüş

Elde edilen bu parça, 16 mm genişliğinde, 8.66 mm kalınlığında 50.54 mm uzunluğundadır.

### 3.3.3 Arayüz Programından Alınan Görüntünün 3 Boyutlu Yazıcı İle Üretimi

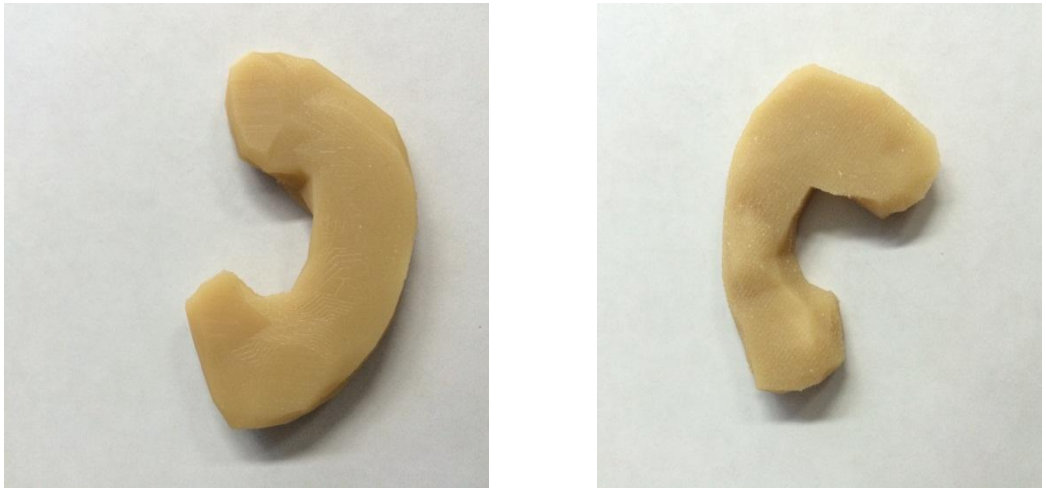
Arayüz programından dışarı çıkarılan bu parça, Yıldız Teknik Üniversitesi' nde bulunan 3D Systems marka ve Thermojet model 3 boyutlu yazıcı yardımı ile alt kısımdan destek sağlanılarak katman katman üst üste gelecek şekilde hidrokarbon, amid ve esterler ile

dolu kartuş kullanılarak basılmıştır. Oluşturulan bu parça üzerinde bulunan destek malzemeleri, sivri uçlu bir metal yardımıyla temizlenmiştir, böylelikle kalıp üretimi için gerekli olan hidrokarbon, amid ve esterlerden üretilmiş parça hazırlanmıştır.



(a) (b)

Şekil 3.10 3 boyutlu yazıcı ile basılmış parçanın temizlenmeden önceki durumunun (a) üst, (b) yan görünüşü



(a) (b)

Şekil 3.11 3 boyutlu yazıcı ile basılmış parçanın temizlendikten sonraki durumunun (a) üstten, (b) alttan görünüşü

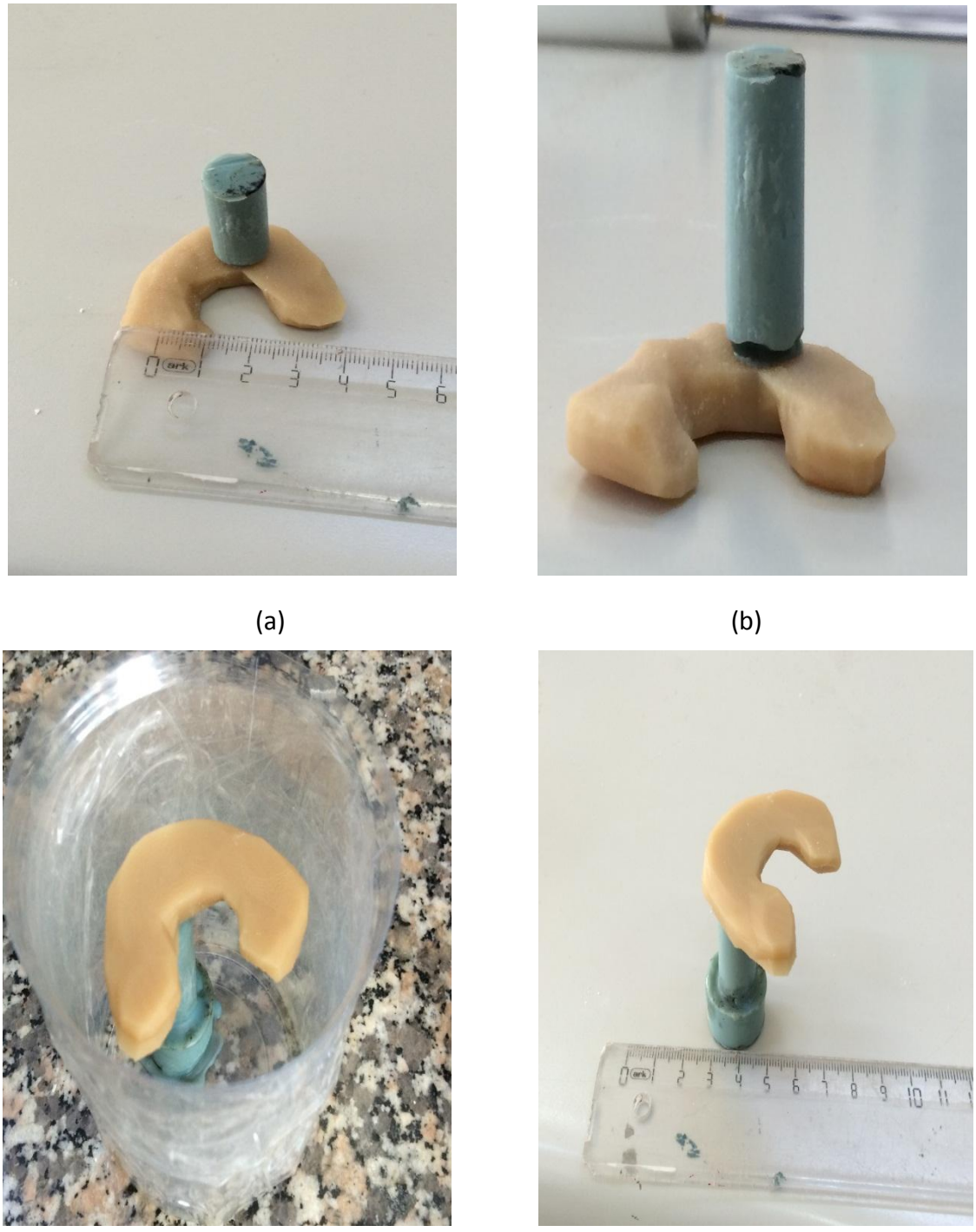
## 3.4 Modellenmiş Parçadan Kalıp Üretimi

3 Boyutlu yazıcı yardımıyla hidrokarbon, amid ve esterlerden üretimi gerçekleştirilen parçanın, istenilen polimerleri içermesi için üretilen mevcut parça kullanılarak kalıp üretilmesi gerekmektedir. Böylelikle, hidrokarbon, amid ve esterlerden üretilmiş parça kalıpta geometrik şeklini oluşturacak ve kalıp içerisinden çıkarılacaktır. Daha sonrada içeriği istenilen şekilde ayarlanan polimerleri döküm yoluyla kalıba doldurulacak ve donması beklenilecektir.

Kalıp üretimi Yıldız Teknik Üniversitesi Kimya-Metalurji Fakültesi Metalürji Ve Malzeme Mühendisliği labaratuvarlarından Balkan İleri Döküm Teknolojileri Merkezi' nde yapılmıştır. Kalıp oluşturmak için, öncelikle çeşitli mumların parça üzerine ve birbirine tutturulmasıyla gerekli yerlerden destekler sağlanmıştır ve düzgün geometride dışı sert olan bir kutuya yerleştirilmiştir.

Bir yandan da kalıbı oluşturacak ana malzeme olan silikon hazırlanmıştır. Silikon karıştırılıp döküme hazır hale getirildikten sonra içerisine donmasını kolaylaştırıcı bir katalizör ilave edilip tekrar karıştırılmıştır. Bu işlemin ardında kutunun içerisinde hava kabarcıkları oluşmaması için yüksek bir noktadan donmaya hazır silikon kutu içerisine doldurulmuştur. Kap doluncaya kadar bu işleme devam edilmiştir. İçerisinde bulunan kalıbı oluşturucak malzemeye zarar vermeden silikon ile doldurulan kap, hava kabarcıkları oluşmuş olma ihtimaline karşılık vibrasyon makinesine konularak içerisinde oluşan kabarcıklar yüzeye çıkartılıp imha edilmiştir.

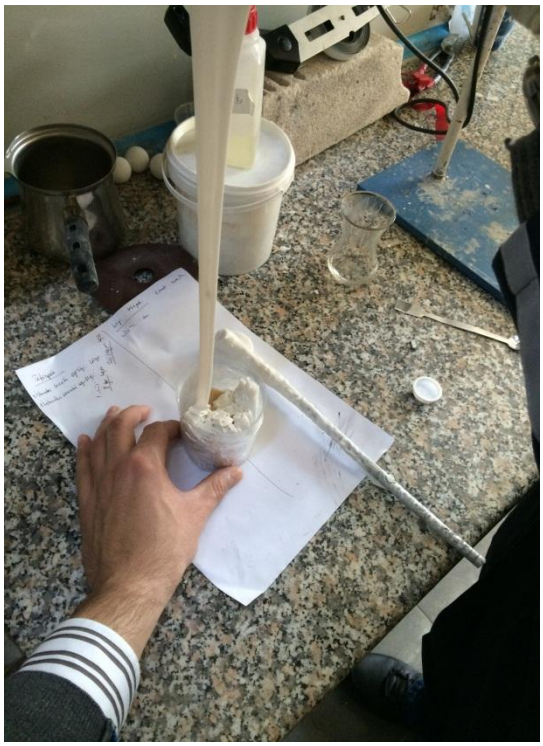
### 3.4.1 Parçanın Kalıba Dökülecek Duruma Getirilip Kalıp Hazırlanması



(a) (b)

(c) (d)

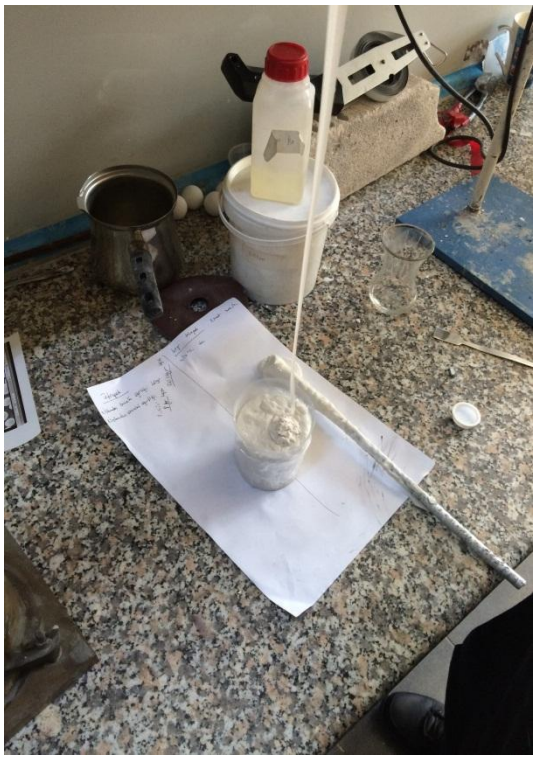
Şekil 3.12 Parçanın kalıba hazırlanması (a) mum yapıştırılması, (b) mum yapıştırılmış parçanın önden görünüşü, (c) parçanın kalıp kutusundaki görünüşü ve (d) mum yapıştırılmış parçanın alttan görünüşü



(a)



(b)



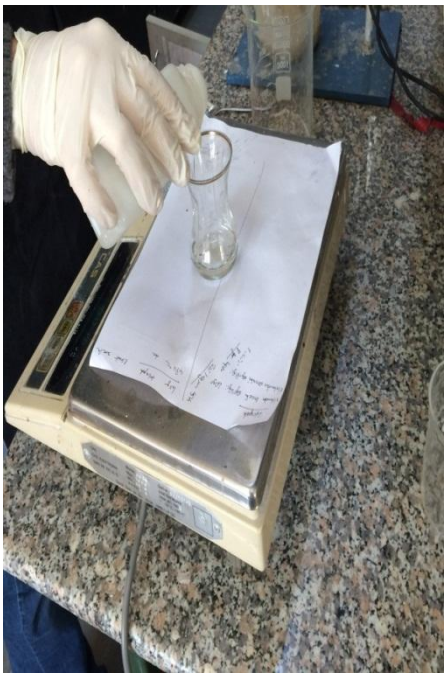
(a)



(b)

Şekil 3.13 (a), (b), (c) Silikonun kalıba dökülmesinin farklı açılardan görünüşü ve (d) gaz kabarcıklarının giderilmesi

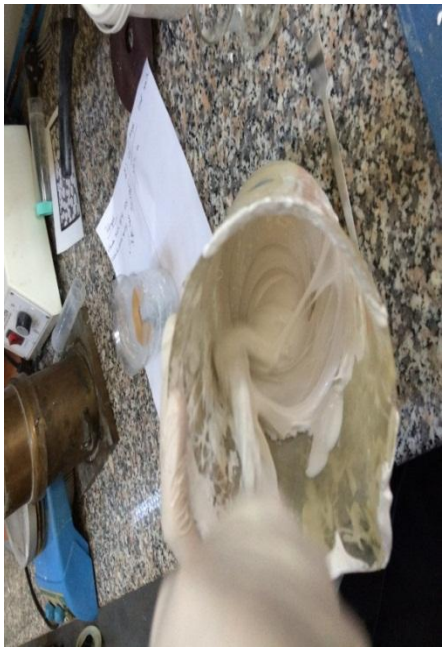
### 3.4.2 Kullanılan Malzemeler



(a)




(b)



(c)

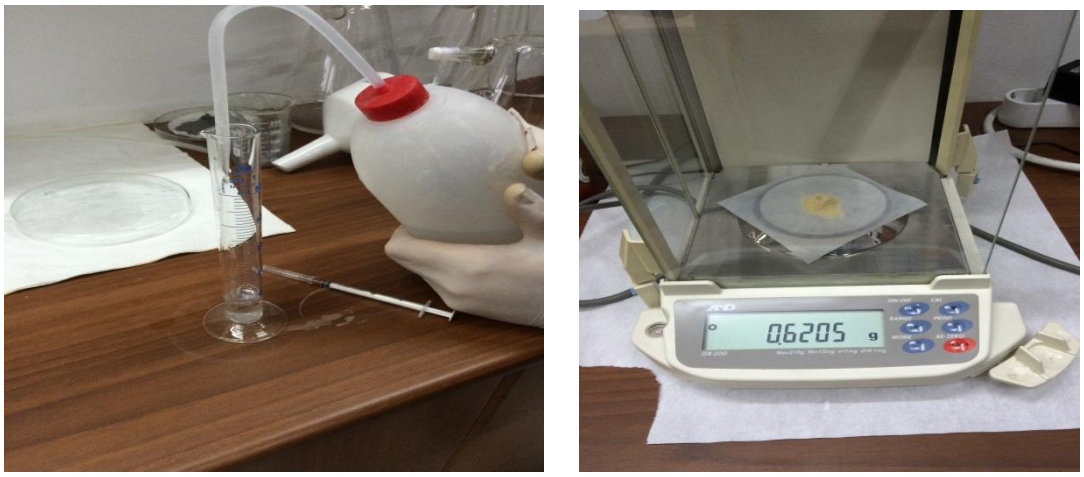


(d)

Şekil 3.14 (a), (b), (c), (d) Kalıp için silikon hazırlanması

### 3.5 Doku İsekelesi Dökümü İçin Gerekli Çözeltilerin Hazırlanışı

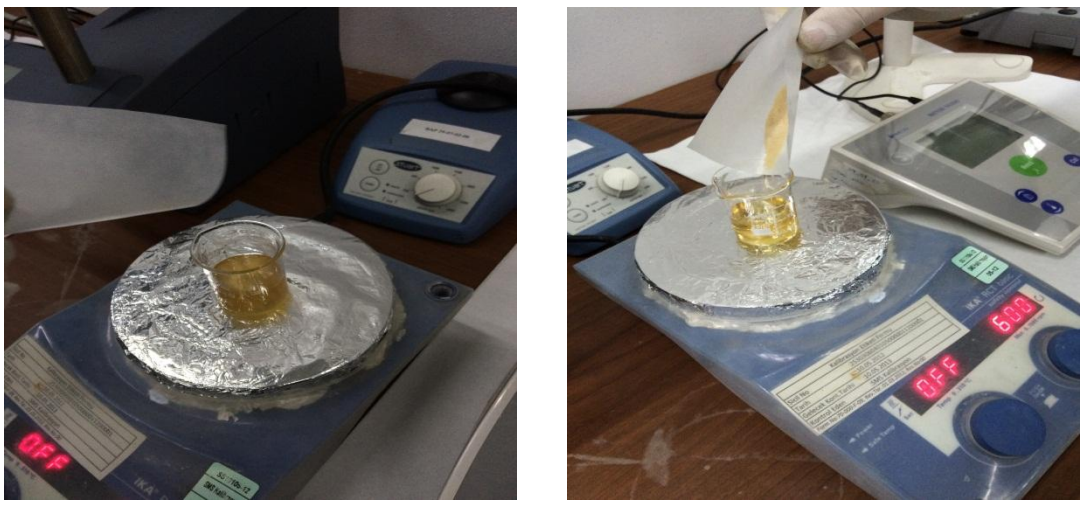
Sentetik menisküs imalatı için kollajen, jelatin ve hidroksiapatit kullanılarak çözeltiler hazırlanmış ve bu çözeltiler daha önceden imal edilen silikon kalıba dökülerek şekillendirilmiştir. Başlangıç olarak 0.1 M asetik asit çözeltisi hazırlanarak, kollajenin bu çözelti içinde çözündürülmesi sağlanmıştır.




(a) (b)

Şekil 3.15 (a) Çözeltinin hazırlanışı, (b) kollajenin tartımı

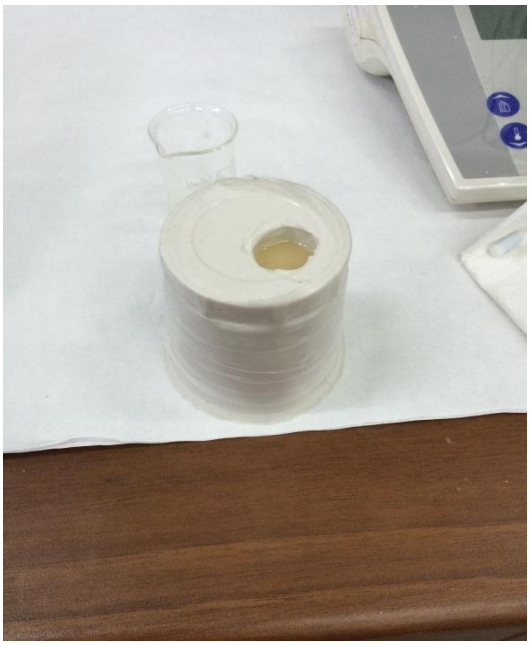
Daha sonra asetik asit ile hazırlanmış kollajen çözeltisine jelatin ile hidroksiapatit ilave edilmiş ve homojen karışımın sağlanması için manyetik karıştırıcıda karıştırılmıştır.




(a) (b)

Şekil 3.16 (a) Jelatin, (b) hidroksiapatit eklenilmesi





(a) (b)

Şekil 3.17 (a) Çözeltinin kalıba boşaltılması, (b) çözeltinin kalıptaki görünüşü

Çözeltinin katılaşması için kalıp -41°C' de çalışmaka olan dondurucuya yerleştirilmiştir. 1 saatlik donma süresinin ardından kalıp dondurucudan çıkarılmıştır. Ancak, döküm parçası kalıptan sıyrılırken ayrılmalar gözlemlenmiştir. Bu sebepten dolayı çapraz bağlayıcı ekleme ihtiyacı oluşmuştur.

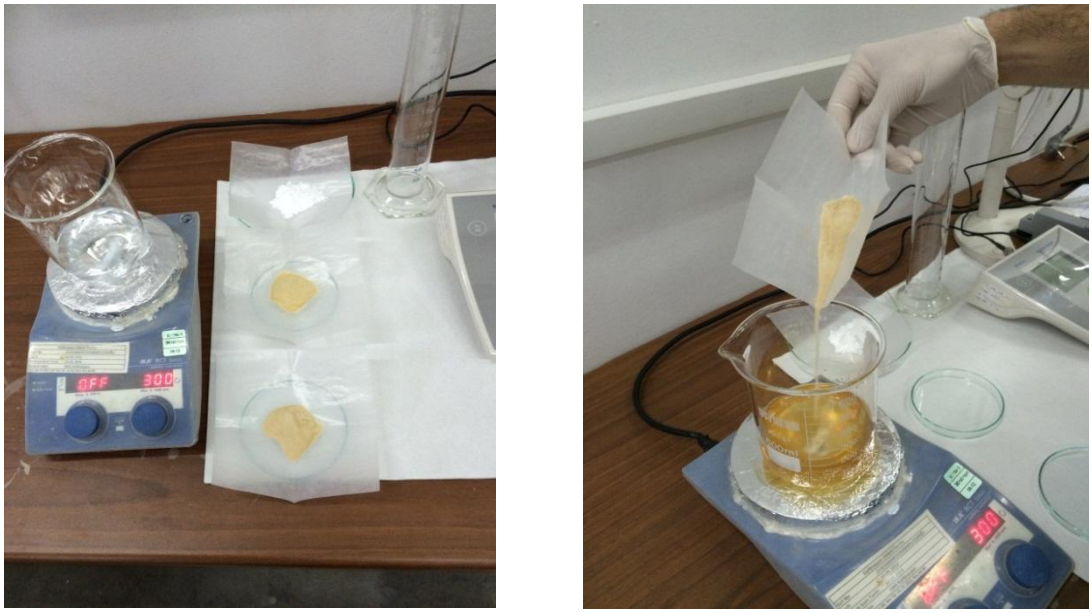




(a) (b)

Şekil 3.18 (a) Donmuş kalıp ve (b) malzemenin kalıptan çıkarılması

Ardından, bu karışım tekrar hazırlanıp içerisine glutaraldehit ve tripolifosfat (TPP) ilave edilmiştir. Çapraz bağlayıcıların etkisini göstermesi amacıyla bir süre daha manyetik karıştırıcıda karıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir.



(a) (b)

Şekil 3.19 (a) Hidroksiapatit, kollajen ve jelatinin eklenmek üzere hazır görüntüsü ve (b) jelatin eklenerek yeni çözelti hazırlanması



(a) (b)

Şekil 3.20 (a) Çözeltiye glutaraldehit ilave edilmesi ve (b) çözeltinin por oluşturmayacak şekilde kalıba boşaltılması

Daha sonra, döküme hazır hale gelen çözelti, köpük tabakasının kalıp içine girmesini engelleyecek şekilde, kalıp içine boşaltılmıştır. Kalıp içindeki boşlukların tamamen doldurulması için kalıp hafif biçimde çalkalanmış ve ardından -41°C' de çalışmaka olan dondurucuya yerleştirilmiştir.



(a) (b)

Şekil 3.21 (a) Malzemenin kalıptan çıkarılması ve (b) liyoflizatörde kurutma işlemi

1 saatlik donma süresinin ardından kalıp dondurucudan çıkarılmış ve döküm parçası kalıptan sıyrılmıştır. Kalıptan ayrılan yarı mamül haldeki kollajen esaslı sentetik menisküs -80°C' de çalışmakta olan liyofilizatöre yerleştirilerek donudurularak kurutma (liyofilizasyon) işlemi gerçekleştirilmiş ve bu sayede parçaya mukavemet kazandırılmıştır.

### 3.6 Üretimi Yapılan Parçanın Dayanım Simulasyonu

Üretilen parçanın, öncelikle malzeme özellikleri belirlenmiştir. Parçanın üretimi esnasında hem sıvı hemde katı malzemeler kullanılmıştır. Liyofilizasyon işlemi sırasında içindeki sıvılar giderildiği için kollajen ve hidroksiapatit özelliklerinin biyobenzerlik

açısından yeterli olacağına karar verilmiştir. Malzeme özelliklerinden ise, elastisite modülü ve yoğunlukları bilmek, üretime yönelik ön çalışmalar için yeterli olacaktır.

Hidroksiapatin elastisite modülü ve yoğunluğu sırasıyla 114000 MPa, yoğunluğu 3.21 g/cm$^3$ tür [47]. Kollajenin elastisite modülü 8000 MPa [48] ve yoğunluğu 0.01 g/cm$^3$ tür [49]. Bu bileşenlerden oluşturulan sentetik menisküs malzemesinin elastisite modülü aşağıdaki formüle göre 8270 MPa, Poisson Oranı 0.3374, akma dayanımı, elastisite modülünün %0.2, 16.5 MPa ve yoğunluğu 39.73 kg/m$^3$ olarak hesaplanmıştır.

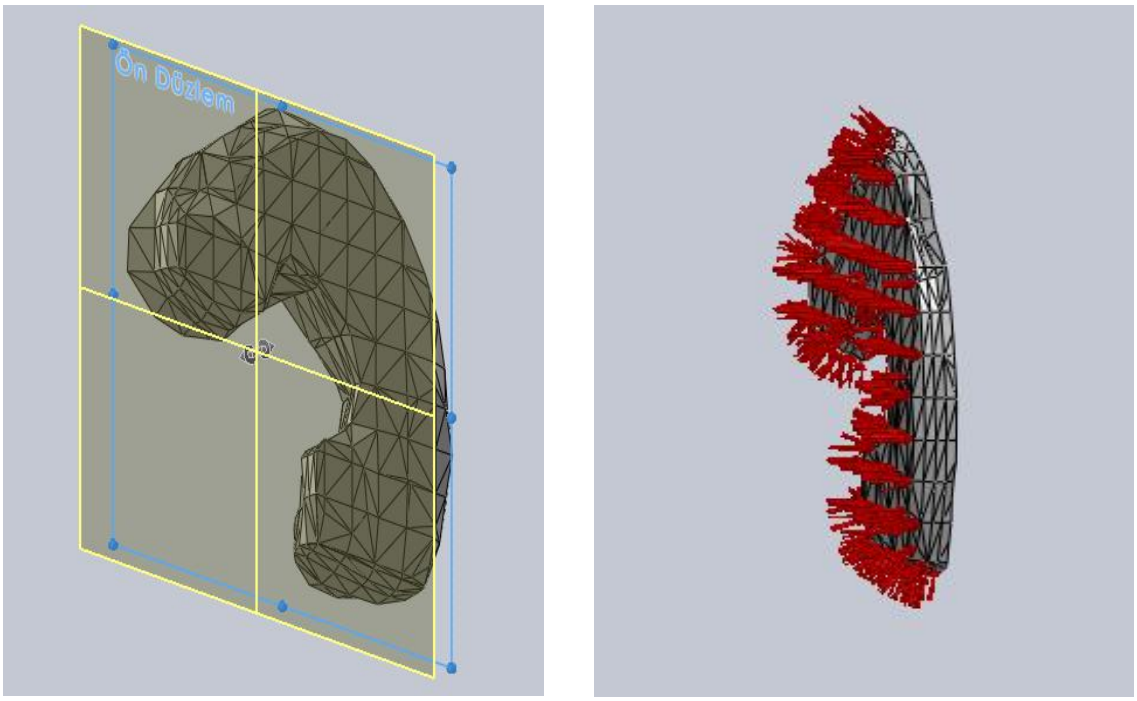
Çizelge 3.2 Kompozit formülleri [50], [51], [52]

| | |
|---|---|
| $V_f$=Fiber Hacim Oranı | $E_{eksenel} = E_f.V_f + E_m.(1 - V_f)$ |
| $V_m$=Matris Hacim Oranı | $E_{dik} = \frac{E_f.E_m}{E_m.V_f + E_f.(1 - V_f)}$ |
| $E_f$=Fiber Elastisite Modülü | $E = \frac{3}{8}.E_{eksenel} + \frac{5}{8}.E_{dik}$ |
| $E_m$=Matris Elastisite Modülü | $G = \frac{1}{8}.E_{eksenel} + \frac{1}{4}.E_{dik}$ |
| $D_m$=Matris Yoğunluğu | $V = \frac{E}{2G} - 1$ |
| $D_f$=Fiber Yoğunluğu | $D = D_f.V_f + D_m.(1 - V_f)$ |

Katı model, Solidworks programı ile üzerine gelen yükler simule edilmiş ve böylece modelin dayanımları görülmüştür. Basma ve cekme yükleri, insan menisküsünün dayanım aralığı ile benzer olacak şekilde sırasıyla 0.16 MPa ve 150 MPa olara girilmiştir.

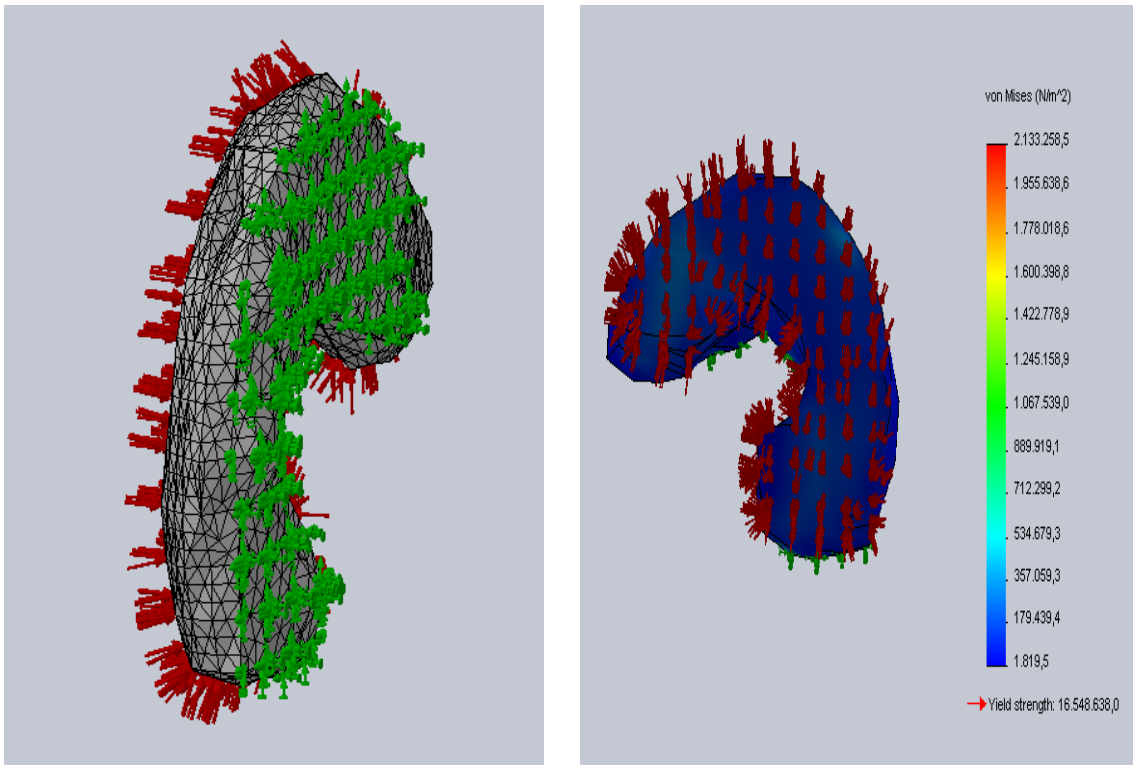
| Property | Value | Units |
|---|---|---|
| Elastic Modulus in X | 8274319046 | N/m^2 |
| Poisson's Ration in XY | 0.3374 | N/A |
| Shear Modulus in XY | 3093364544 | N/m^2 |
| Mass Density | 0.000397 | kg/m^3 |
| Tensile Strength in X | | N/m^2 |
| Compressive Strength in X | | N/m^2 |
| Yield Strength | 16548638 | N/m^2 |
| Thermal Expansion Coefficient in X | | /K |
| Thermal Conductivity in X | | W/(m·K) |
| Specific Heat | | J/(kg·K) |

Şekil 3.22 Malzeme özelliklerinin programa girilmesi




(a) (b)

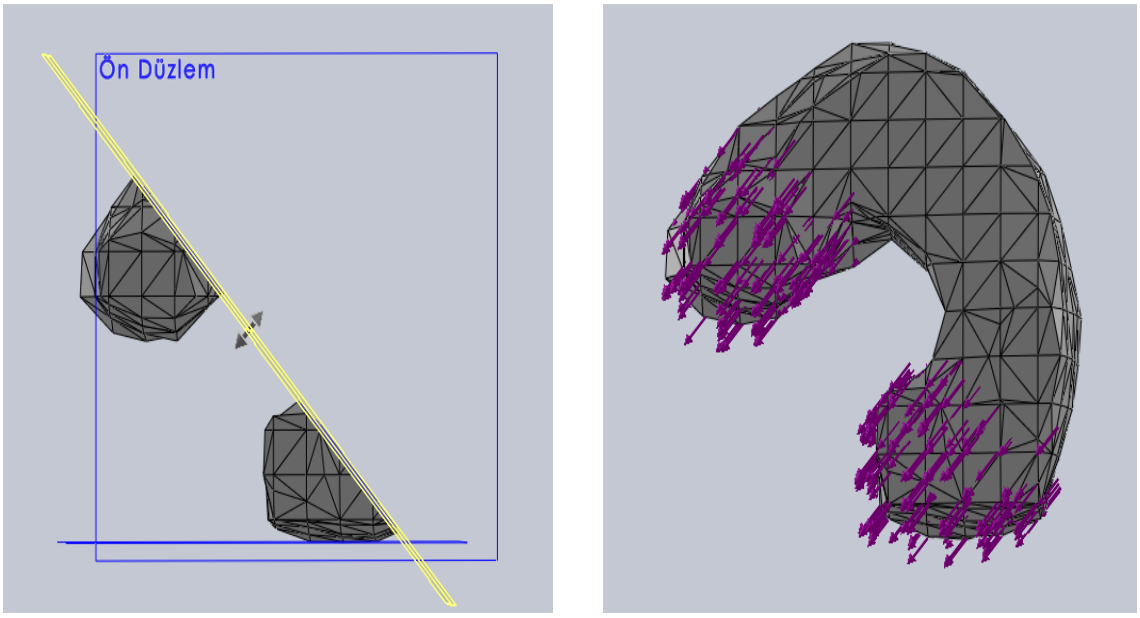
Şekil 3.23 (a) Kesit alınarak basınç uygulanacak alanın ve (b) sabitlenecek kısmın seçilmesi




(a) (b)

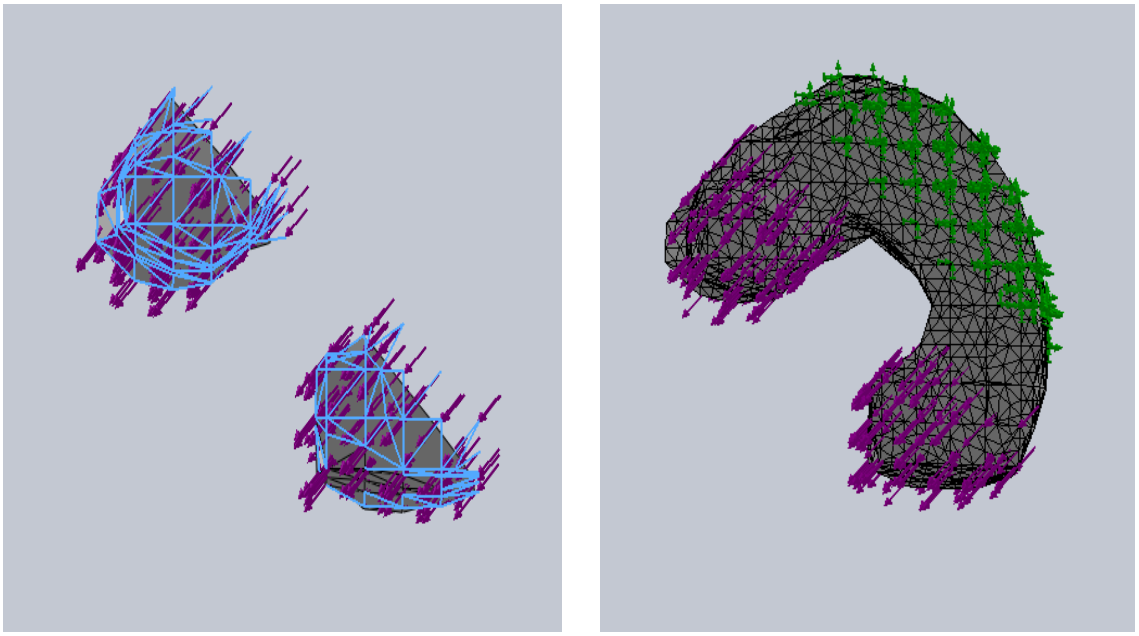
Şekil 3.24 (a) Basma simülasyonunun çalştırılmasıı ve (b) sonuçları

0.160 MPa olarak uygulanan basma yüküne karşı, parçanın mukavemetinin yüksek olduğu ve gerekli dayanımı gösterdiği simulasyonda oluşan mavi bölge ile görülmektedir.




(a) (b)

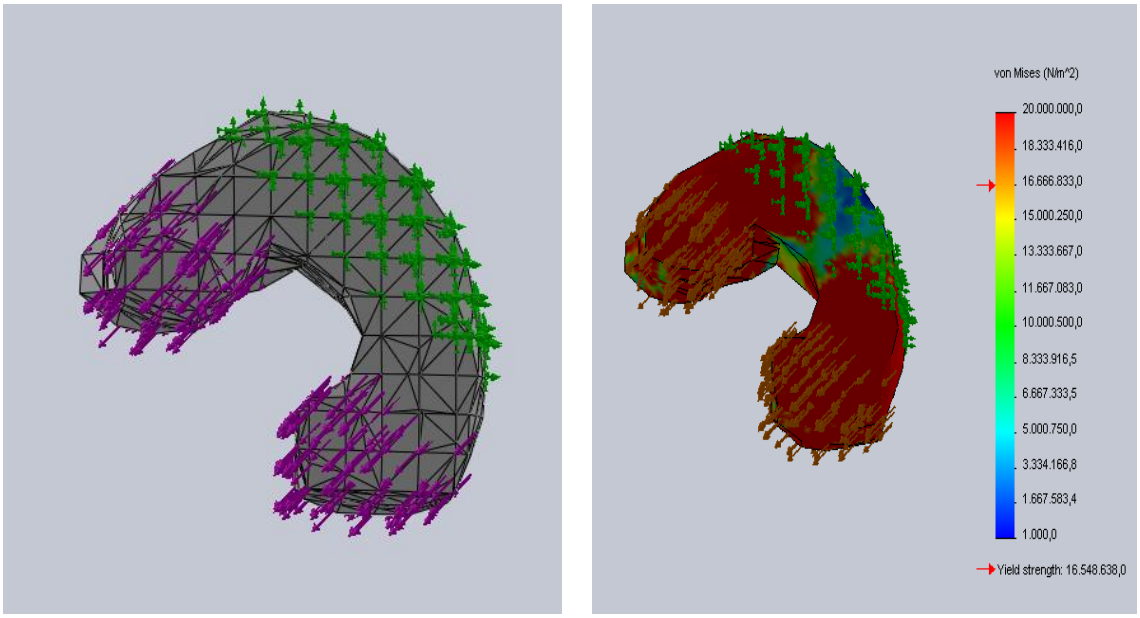
Şekil 3.25 (a) Kesit alınarak çekme uygulanacak ve (b) sabitlenecek kısmın seçilmesi



(a) (b)

Şekil 3.26 (a) Çekme kuvveti uygulama ve (b) sabitleme

150 MPa olarak uygulanan çekme yüküne karşı parçanın mukavemetinin düşük olduğu ve kırmızı ile gösterilen bölegelerde 16.54 MPa olan akma dayanmının ötesine geçerek kopmalar oluşacağı anlaşılmaktadır.




(a) (b)

Şekil 3.27 (a) Çekme simulasyonunun çalıştırılması ve (b) sonuçları

# BÖLÜM 4

## SONUÇ VE ÖNERİLER

Menisküs ile ilgili rahatsızlıklar; spor ve trafik kazaları gibi kazalar, dize gelen darbeler ve vücut sabitken bacakların döndürülmesi ve yaşa bağlı bozulmalar sebebi ile orataya çıkmaktadır. Öncelikle menisküs hasar görmüş doku, tamir edilmeye çalışılır. Tamir edilemeyen tedavilerde, dokuya yakın özelliklerde sentetik menisküs üretilerek doku yenilenmektedir. Piyasada ticari menisküs ürünü olarak kollajen liflerden üretilen kollajen menisküs implantı (CMI) ve çeşitli polimerlerden üretilen ACTIFIT implant kullanılmaktadır.

Ticari menisküs ürünlerden CMI, büyük baş hayvan tendonlarından alınan Tip 1 kollajenlere glikozaminoglikan ilave edilmesiyle üretilmiştir [2]. ACTIFIT ise, iki bileşenden oluşur. Bunlar, polyester ve poliüretandır. Bu bileşenlerden biyouyumlu bir polyester olan polikaprolaktan, implantın yumuşak kısımlarını oluştururken poliüretan sert kısımlarını oluşturur [21].

Ticari ürünlerde birbirinden ayrılmayan 2 nokta, bileşim ve yük taşıma performansıdır. Bu nedenle çalışmamızda dizin yapısı ile menisküs bileşenlerinin özellikleri, çalışma mekanizması ve yük taşıma özellikleri incelenmiştir ve mevcut ticari menisküs ürünlerinin aksine, menisküs üretimi için biyouyumluluğu daha yüksek malzemeler kullanılmıştır.

Biyouyumluluk, üretilen ve kullanılacak olan yapay menisküs için çok önemlidir çünkü uzun vadedeki ömrünü ve gerçek doku işlevini yerine getirmesini bu özellik belirler. Bu noktadan hareketle bu çalışmada, sentetik menisküs üretimi için vücudun yapısında

bulunan ve doğal polimerler olan, biyouyumlu hayvan kaynaklarından elde edilen kollajen, bovin derisinden elde edilen jelatin ve biyomimetik sentez ile üretilmiş hidroksiapatit kullanılmıştır. Böylelikle üretimi yapılan sentetik menisküs, biyouyumluluğu yüksek hale gelmiştir. Sentetik menisküs için üzerine gelen çekme ve basma kuvvet analizleri yapılmıştır. İnsan menisküsünün dayanım değerleri olan 0.160 MPa basma ve 150 MPa çekme yükü uygulanmıştır. Sentetik menisküsün, 0.160 MPa basınç altında dayanımının uygun olduğu ve mukavemet gösterdiği ancak 16.54 MPa akma dayanımı olmasından dolayı 150 MPa çekme yüküne mukavemet gösteremedği görülmüştür.

Tez kapsamında yaptığımız çalışmaların sonucunda doğal menisküs bileşimi ve basma yükü kullanılarak üretilmiş olan sentetik ürünün basma mukavemeti, 0.160 MPa' a eşdeğer olduğu görülmüştür.

Çekme dayanım testlerinden doğru değerler elde edilebilmesi için doğal diz yapısında bulunan çeşitli bağ yapılarının çalışma mekanizmaları ile menisküs üzerindeki çekme yükü dağılımlarının incelenmesi gerekmektedir. Bu incelemede üretilecek veriler mekanik analiz programında işlenerek sonuçları değerlendirildikten sonra çekme mukavemeti analizi için metodoloji oluşturulmalıdır. Devam edecek çalışmalarda aşağıdaki analizlerin yapılması ve verilen oluşturulması gerekmektedir.

- Diz yapısında bulunan ve menisküs çalıştıran tüm bileşen dokuların mekanik analizlerinin yapılması ve sonuçların bileşke kuvvet olarak doğrulanması,
- Yukarıdaki maddede belirtilen verilerle Col/HA oranı doğal menisküs ile aynı olan sentetik ürünlerin tekrar mekanik analizlerinin yapılması,
- Basma ve çekme dayanım sonuçlarına göre gerekli görülür ise bileşimin değiştirilmesi ve yeni mekanik analizlerin yapılması.

Çalışmalar tamamlandığında kişiye özgü menisküs travmalarına çözüm getirecek yeni bir menisküs malzemesi üretilmiş olacağından, ürünün uzun ömürlü bir hizmet sunacağı düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR


[1] Tandoğan, N.R., (2002). "Menisküs Tamiri: Endikasyon ve Prensipler", TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi, 1: 15-23.

[2] Alparslan, B. ve Çullu, E., (2000). "Menisküs Yaralanmalari ve Cerrahi Tedavileri", Adü Faculty of Medicine Journal, 1: 47-55.

[3] Vrancken, A.C.T. Buma, P. ve van Tienen, T.G., (2013). "Synthetic Meniscus Replacement: A Review", International Orthopaedics, 37: 291-299.

[4] Papalia, R. Franceschi, F. Balzani, L.D. D'Adamio, S. Maffulli, N. ve Denaro, V., (2013). "Scaffolds for Partial Meniscal Replacement: An Updated Systematic Review", British Medical Bulletin: ldt007.

[5] Erginer, R., (1997). "Classifications of Meniscal Tears and Principles of Arthroscopic Meniscal Resection", Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 31: 410-415.

[6] Baker, B.M., (2010). Meniscus Tissue Engineering With Nanofibrous Scaffolds. University of Pennsylvania, Pennsylvania.

[7] de Groot, J., (2010). Actifit, Polyurethane meniscus implant: basic science, ed. The meniscus. Springer, 383-387.

[8] Erçin, E., (2009). Diz Eklemi Menisküs Patolojilerinin Tanısında Kullanılan Klinik Muayene, Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Artroskopi Bulgularının Karşılaştırılması. Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği. İstanbul, T.C. Sağlık Bakanlığı.

[9] Yoldaş, H., (2008). Erişkin Tibia Cisim Kırıklarında Kilitli İntramedüller Çivi Uygulamaları. Haseki Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği. İstanbul, T.C. Sağlık Bakanlığı.

[10] Esmer, A.F. Başarır, K. ve Binnet, M., (2011). "Diz Ekleminin Cerrahi Anatomisi", TOTBİD Dergisi, 10: 38-44.

[11] Uluçay, Ç., (2005). Diz Osteoartiritinde Artroskopik Debridman ve Viskosüplemantasyonun Yeri. Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2. Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü. İstanbul: T.C. Sağlık Bakanlığı.

[12] Sever, G. B., (2004). Erişkin Femur Cisim Kırıklarında Antegrad Kilitli İntramedüller Çivileme Uygulamalarımız. Dr. Lütfi Kırdar Kartal Eğitim ve

Araştırma Hastanesi I. Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul, T.C. Sağlık Bakanlığı.

[13] Uslu, A. İ., (2011). Diz Eklemi Protezinin Tasarımı için Gerekli Antropometrik Ölçümler. Çukurova Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı. Adana, T.C. Sağlık Bakanlığı.

[14] Doğanay, H., (2009). Türk Toplumunda Patella Tipleri, Patella Tipleri ile Kondramalazi Patella Arasındaki İlişkinin Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Değerlendirilmesi, Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi 2. Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü, İstanbul, T.C. Sağlık Bakanlığı.

[15] Şen, T. Esmer, A.F. ve Tekdemir, İ., (2012). "Patellofemoral Eklem Anatomisi", TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Dergisi, 11(4): 265-268.

[16] Sebik, A., (1995). "Patellofemoral Eklemin Anatomisi ve Biyomekanik Özellikleri", Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 29: 351-356.

[17] Maquet, P., (1976). Biomechanics Of The Knee Berlin, Heidelberg, New York, Springer.

[18] Grelsamer, R.P. Dejour, D. ve Gould, J., (2008). "The Pathophysiology of Patellofemoral Arthritis", Orthopedic Clinics of North America, 39: 269-274.

[19] Mäenpää, H. ve Lehto, M.U., (1997). "Patellofemoral Osteoarthritis After Patellar Dislocation", Clinical Orthopaedics and Related Research, 339: 156-162.

[20] Bahçecioğlu, G., (2011). Poly (L-Lactic Acid)(PLLA)-Based Meniscus Tissue Engineering, Middle East Technical University, Biotechnology Department, Ankara.

[21] Ballyns, J.J., (2010). Dynamic Loading Of Anatomically Shaped Meniscal Constructs Generated via MRI And Micro-Ct Imaging, Faculty of Graduate School of Cornell University, New York.

[22] McDevitt, C.A. ve Webber, R.J., (1990). "The Ultrastructure and Biochemistry of Meniscal Cartilage", Clinical Orthopaedics and Related Research, 252: 8-18.

[23] Adams, M. ve Hukins, D., (1992). "The Extracellular Matrix of the Meniscus", Knee Meniscus: Basic and Clinical Foundations: 15-28.

[24] Eyre, D.R. ve Wu, J., (1983). "Collagen of Fibrocartilage: a Distinctive Molecular Phenotype in Bovine Meniscus", FEBS letters, 158: 265-270.

[25] Messner, K. ve Gao, J., (1998). "The Menisci of the Knee joint. Anatomical and Functional Characteristics, and a Rationale for Clinical Treatment", Journal of Anatomy, 193: 161-178.

[26] Li, Y., (2009). The Mechanism of Collagen Self-Assembly: Hydrophobic and Electrostatic İnteractions, University of Florida.

[27] Wikipedia The Free Encyclopedia, Collagen, http://en.wikipedia.org/wiki/Collagen, 24 Kasım 2014.

[28] Makris, E.A. Hadidi, P. ve Athanasiou, K.A., (2011). "The Knee Meniscus: Structure–Function, Pathophysiology, Current Repair Techniques, And Prospects For Regeneration", Biomaterials, 32: 7411-7431.

[29] Tandogan, N.R., (1997). "The Meniscus: Biomechanics, Kinematics and Function", Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 31: 397-401.

[30] Seitz, A.M. Galbusera, F. Krais, C. Ignatius, A. ve Dürselen, L., (2013). "Stress-Relaxation Response Of Human Menisci Under Confined Compression Conditions", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 26: 68-80.

[31] McDermott, I.D. Masouros, S.D. ve Amis, A.A., (2008). "Biomechanics of the Menisci of the Knee", Current Orthopaedics, 22: 193-201.

[32] Oktaş, B. Aslan, A. Sevinc, F. ve Çırpar, M., (2012). "Osteochondral Fracture Of Tibial Eminentia Due To Ochronosis", KÜ Tıp Fak Dergisi, 14(1): 33-35.

[33] Siliski, J.M., (1994). Traumatic disorders of the knee: Springer Science & Business Media.

[34] Roberts, D.M. ve Stallard, T.C., (2000). "Emergency department evaluation and treatment of knee and leg injuries", Emergency medicine clinics of North America, 18: 67-84.

[35] Gray, H. ve Standring, S., (2008). Gray's Anatomy: The Anatomical Basis Of Clinical Practice: Elsevier/Churchill Livingstone.

[36] Murray, K.A. Kennedy, J.E. McEvoy, B. Vrain, O. Ryan, D. Cowman, R. ve Higginbotham, C.L., (2013). "The Influence Of Electron Beam Irradiation Conducted In Air On The Thermal, Chemical, Structural And Surface Properties of Medical Grade Polyurethane", European Polymer Journal, 49: 1782-1795.

[37] Ebewele, R.O., (2000). Polymer science and technology: CRC press.

[38] Rahman, M., (2012). In Vitro Hydrolysis Studies Of Implants, ed. Polyester. Crotia: On Tech.

[39] Sastri, V.R., (2010). Engineering Thermoplastics: Acrylics, Polycarbonates, Polyurethanes, Polyacetals, Polyesters, and Polyamides, ed. Plastics in Medical Devices. Burlington: Elsevier.

[40] Crawford, R. ve Crawford, R.J., (1998). Plastics Engineering: Butterworth-Heinemann.

[41] Çelik, İ. Karakoç, F. Çakır, M.C. ve Duysak, A., (2013). "Hizli Prototipleme Teknolojileri Ve Uygulama Alanlari", Journal of the Institute of Science & Technology of Dumlupinar University/Dumlupinar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi.

[42] Cad Cam Sektörü, 3 Boyutlu Yazıcılar Hakkında Geniş Bilgi, http://www.cadcamsektoru.com/muhendislik/3-Boyutlu-Yazicilar-Hakkinda Genis-Bilgi-10538.html, 12 Aralık 2014.

[43] 3D Printer and Printing Systems, http://3dprint.com/wp-content/uploads/2014/05/jobs-3.jpg, 12 Aralık 2014.

[44] Mayo Clinic, Test and Procedures MRI, http://www.mayoclinic.org/tests-procedures/mri/basics/definition/prc-20012903, 29 Kasım 2014.

[45] Wikipedia The Free Encyclopedia, X-ray Computed Tomography, https://en.wikipedia.org/wiki/CT_scan, 5 Aralık 2014.

[46] DICOM Sample Image Sets, Keskonrix, http://www.osirix-viewer.com/datasets/, 5 Aralık 2014.

[47] Pasinli, A. ve Aksoy, R.S., (2010). "Yapay Kemik Uygulamaları için Hidroksiapatit", Electronic Journal of BioTechnology, 1: 41-51.

[48] Fratzl, P., (2008). Collagen: Structure And Mechanics: Springer Science & Business Media.

[49] Puetzer, J.L. ve Bonassar, L.J., (2013). "High Density Type I Collagen Gels For Tissue Engineering of Whole Menisci", Acta Biomaterialia, 9: 7787-7795.

[50] Chawla, K.K., (2012). Composite Materials: Science And Engineering, Springer Science & Business Media.

[51] Gibson, R.F., (2011). Principles Of Composite Material Mechanics: CRC press.

[52] Chapter 16 Composites, http://in.bgu.ac.il/engn/mater/Documents/Laboratory Briefings/4/Materials%20Science%20and%20Engineering%20introduction%20Chapter%2015%20Composites%207th%20ed.pdf, 07 Aralık 2015.

# ÖZGEÇMİŞ

**KİŞİSEL BİLGİLER**


**Adı Soyadı** : Ahmet DURSUN

**Doğum Tarihi ve Yeri** : 20.01.1989 Fatih

**Yabancı Dili** : İngilizce

**E-posta** : adursunen@gmail.com


**ÖĞRENİM DURUMU**

| Derece | Alan | Okul/Üniversite | Mezuniyet Yılı |
|---|---|---|---|
| Lisans | Mekatronik Müh. | Sabancı Universitesi | 2012 |
| Lise | Matematik Fen | İstanbul Köy Hizmetleri | 2007 |

**İŞ TECRÜBESİ**

| Yıl | Firma/Kurum | Görevi |
|---|---|---|
| 2015-devam ediyor | Thy Teknik A.Ş. | Uzman |
| 2012-2015 | Ümraniye Belediyesi | Kontrol Mühendisi |