T. C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN VÜCUDUNDAKİ ÇEŞİTLİ KIKIRDAK DOKULARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE DİĞER MEMELİLER DEKİ FARKLILIKLARIN ORTAYA KONULMASI

R. BUĞRA HÜSEMOĞLU

BİYOMEKANİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR-2017
TEZ KODU: DEU.HSI.MSC-2013970007

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İNSAN VÜCUDUNDAKİ ÇEŞİTLİ KIKIRDAK DOKULARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE DİĞER MEMELİLERDEKİ FARKLILIKLARIN ORTAYA KONULMASI

BİYOMEKANİK
YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ: DOÇ. DR. AHMET KARAKAŞLI

TEZ KODU: DEU.HSI.MSC-2013970007

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı, Biyomekanik Yüksek Lisans programı öğrencisi "**İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokularin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması**" konulu Yüksek Lisans tezini 14.07.2017 tarihinde başarılı olarak tamamlamıştır.

Doç Dr. Ahmet Karakaşlı
BAŞKAN
DEÜ Tıp Fakültesi

Prof. Dr. Hasan Havıtçıoğlu
ÜYE
DEÜ Tıp Fakültesi

Prof. Dr. Bülent Yardımoğlu
ÜYE
İYTE Makine Mühendisliği Bölümü

Doç. Dr. Onur Hapa
YEDEK ÜYE
DEÜ Tıp Fakültesi

Prof.Dr. Funda Tıhmınlıoğlu
YEDEK ÜYE
İYTE Kimya Mühendisliği Bölümü

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER i
TABLOLAR DİZİNİ iii
ŞEKİLLER DİZİNİ iv
ÖZET 1
ABSTRACT 2
1.GİRİŞ VE AMAÇ 3
2.GENEL BİLGİLER 5
2.1. Menisküs Anatomisi 5
2.1.1. Medial Menisküs 7
2.1.2. Lateral Menisküs 7
2.2. Menisküslerin İşlevleri 8
2.3. Menisküslerin Yapısı 9
2.4. Menisküslerin İnervasyonu 10
2.5. Menisküslerin Biyomekaniği 12
2.6. Menisküsün Fonksiyonları 18
2.7. Asetabular Labrum Anatomisi 19
2.8. Asetabular Labrum İşlevleri 21
2.9. Asetabular Labrum İnervasyonu 22
2.10. Asetabular Labrum Biyomekaniği 22
2.11. Asetabular Labrum Fonksiyonları 23
3.GEREÇ VE YÖNTEM 25
3.1. Araştırmanın Tipi 25

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı 25
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları 26
3.4. Çalışma Materyali 26
3.4.1. Numune Hazırlanması 26
3.4.1.1. Makroskopik Değerlendirme 27
3.5. Araştırmanın Değişkenleri 27
3.6. Veri toplama araçları 28
3.6.1.Mekanik Özelliklerin Belirlenmesi 28
3.7. Araştırma Planı ve Takvimi 30
3.8. Verilerin Değerlendirilmesi 30
3.9. Araştırmanın sınırlılıkları 31
3.10. Etik Kurul Onayı 31
6.BULGULAR 32
7.TARTIŞMA 37
8.SONUÇLAR VE ÖNERİLER 44
KAYNAKÇA 47

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1 - Ölçümle belirlenen nonparametrik değişkenler ve dağılımlarının karşılaştırılması..... 32
Tablo 2 - İnsan Dana ve Koyun da asetabular labrum mekanik dayanımları 33
Tablo 3 - İnsan Dana ve Koyun da menisküs mekanik dayanımları 34
Tablo 4 - Biyomekanik testlerde bazı örneklerin elde edilen indentasyon, örnek kalınlığı ve Hayes skoru verileri 35

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1 - Tibial kondillerin üstten görünüşü 6
Şekil 2 - Menisküs mikro yapısı 9
Şekil 3 - Menisküs hücre Yerleşimi 12
Şekil 4 - Fizyolojik koşullara göre menisküs gerilmeleri 14
Şekil 5 - Menisküs üzerindeki gerilmeler 15
Şekil 6 - Kıkırdak dokuda hidrostatik evre 16
Şekil 7 - Asetabulumun anatomik yapısı ve bağları (Sobotta) 20
Şekil 8 - Asetabulum ve çevre bağlar 21
Şekil 9 - Asetabular Labrum Medial Görünümü 23
Şekil 10 - Menisküste silindirik numune hazırlanması 27
Şekil 11 - Yumuşak doku test numunesi 27
Şekil 12 - Menisküs indentasyon test düzeneği şematik görünümü 28
Şekil 13 - Menisküs kıkırdak yüzeyine uygulanan basma testlerinin görünümü .. 29
Şekil 14 - Hidrostatik dokularda poroelastisite 38

TEŞEKKÜR

Eylül 2013'den bugüne Biyomekanik Anabilim Dalı'nda devam eden eğitimim boyunca bilgilerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Ahmet Çakır, Prof. Dr. Mete Edizer, Doç Dr. Yusuf Arman, Doç. Dr. Onur HAPA ve Uzm. Dr. Onur BAŞÇI'ya teşekkür ederim.

Tezimin hazırlanmasında değerli bilgi ve deneyimleriyle bana her konuda yardımcı olan abilim dalı başkanı Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU'na ve tez danışmanım Doç Dr. Ahmet Karakaşlı'ya teşekkür ederim.

Çalışmalarım boyunca bana arkadaşlık eden tüm biyomekanik ekibine ve her koşulda yanımda olan ve manevi açıdan desteğini hissettiğim aileme teşekkür ederim.

R. Buğra Hüsemoğlu

Mayıs 2017

ÖZET

İNSAN VÜCUDUNDAKİ ÇEŞİTLİ KIKIRDAK DOKULARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE DİĞER MEMELİLERDEKİ FARKLILIKLARIN ORTAYA KONULMASI

R. Buğra Hüsemoğlu
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlik Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
Balçova –İZMİR

Doku mühendisliğinde yapay ve kısmi yapay dokuların temelini oluşturmak için insan vücudundaki çeşitli kıkırdak dokular (L. Menisküs, M. Menisküs, asetabular labrum) ve diğer memelilerdeki (koyun, dana) kıkırdak dokular mekanik testler ile incelenip mekanik özellikleri ortaya konulması amaçlanmıştır. Rejeneratif tıp ile beraber üretilen kıkırdak dokuların mekanik gereksinimleri belirlenmeye çalışılmıştır. Deneylerde insan kıkırdak doku numuneleri için rutin artroplasti ameliyatları esnasında çıkarılan materyaller kullanılmıştır. Diğer memeli kıkırdak dokuları entegre tesislerinden elde edilmiştir. Dokuların mekanik özelliklerini belirlemek için uygulanan mekanik testlerde, bası testi test cihazına takılmak üzere geliştirilmiş özel yapım 3 mm kalınlığında bir indenter kullanarak in situ girinti testi ile gerçekleştirilmiştir. Bu ölçüm değerleri arasında karşılaştırma yapılarak kuvvet – deplasman grafiği oluşturulmuştur. Testlerden elde edilen veriler insan ve diğer memeli kıkırdak dokuları ile karşılaştırılmıştır. Literatürde çeşitli test yöntemleri incelenerek yeni bir indentasyon testi oluşturulmuştur.

Anahtar Kelimeler: *yumuşak doku, doku mekaniği, kıkırdak, indentasyon*

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL CHARACTERISTICS OF VARIOUS CARTILAGE IN THE HUMAN BODY TO PRESENT DIFFERENCES IN OTHER MAMMALIANS

R. Buğra Hüsemoğlu
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlik Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
Balçova –İZMİR

In order to establish the basis of artificial and partial artificial tissues in tissue engineering, various cartilaginous tissues (L. meniscus, M. meniscus, acetabular labrum) and cartilaginous tissues in other mammals were examined by mechanical tests and their mechanical properties were aimed. We have tried to determine the mechanical requirements of cartilaginous tissues with regenerative medicine. Materials used during routine arthroplasty operations for human cartilage tissue samples were used in the experiments. Other mammalian cartilaginous tissues were obtained from local stories. In mechanical tests to determine the mechanical properties of the textures, the compression test was performed by in situ indentation testing using a custom desing 3 mm thick indenter developed for attachment to the tester. A force - displacement graph was created by comparing these measured values. The data obtained from the tests were compared with human and other mammalian cartilaginous tissues. A new indentation test was developed by examining various test methods in the literature.

Keywords: *Soft tissue, tissue mechanics, cartilage, indentation*

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Doku mühendisliği son yıllarda ilerleme kat etmiş biyomalzeme alanındaki son gelişmelerden biridir. Doku mühendisliği araştırmalarında özellikle insan kemik ve kıkırdak hücrelerinin üretilmesi için yapı iskelelerinin kullanımını söz konusudur. Genellikle doğal maddelerden ya da hidrokarbonlardan yapılan yapı iskeletleri protezlerin yerine geçen iyi bir malzeme olarak tanınmaya başlamışlardır. Biyomalzeme hasar görmüş doku ve organların cerrahi müdahaleyle işlevlerini yeniden yapabilmeleri için rejenerasyonu ya da tamiri amacıyla kullanılmaktadır.

Bu malzemeler ile beraber insan vücüdundaki kıkırdaklar çeşitli fiziksel etkilere maruz kalmaktadır. Fiziksel olayların kıkırdaklar üzerinde farklı etkisi olduğu ve bu fiziksel olaylara karşı tepki verdiği bilinmektedir (1).

Günümüzde, kıkırdak sertlik ölçümlerinde biyomekanik ölçümlerin sayısallaştırılmasında zorluklar yaşanmaktadır. Literatür taramasını takiben değişik kıkırdak sertlik tayinlerinin mevcut olduğu görülmüş olmasına rağmen, bunlar insan materyalleri ve doku mühendisliği ürünlerinde karşılaştırma yapabilecek düzeyde bir standardizasyon sağlayamamaktadır.

Bu çalışmada, doku mühendisliğinde yapay ve kısmi yapay dokuların temelini oluşturmak için insan vücudundaki çeşitli kıkırdak dokular (L. Menisküs, M. Menisküs, asetabular labrum) ve diğer memelilerdeki (koyun, dana) kıkırdak dokular mekanik testler ile incelenip mekanik özellikleri ortaya konulması amaçlanmıştır. Rejeneratif tıp ile beraber üretilen kıkırdak dokuların mekanik gereksinimleri belirlenmeye çalışılmıştır.

Araştırma sayesinde çeşitli kıkırdak dokuların test yöntemleri geliştirilmiş ve insan kıkırdak dokuların özellikleri ile irdelenmiştir. 2006 yılında yapılan bir çalışmaya göre (2) menisküsün kapsadığı eklem kıkırdağının mekanik özellikleri araştırılmış ve menisküsün kapsadığı bölgede mekanik özellikler ve eklem kıkırdağı ile ilişkililer bulunmuştur (3). 2015 yılında yapılan bir çalışmaya göre de menisküs yapısındaki kolojen ve sıvının önemi ele alınmıştır (3). Bu ve buna benzer çalışmalarda, lokasyonel çalışmalar yapıldığı görülmüş, çeşitli lokasyonlardaki ve sadece kıkırdak dokuların mekanik özelliklerinin incelendiği ve karşılaştırıldığı çalışmalara rastlanmamıştır. Araştırılan diğer literatürlerdeki (2) (3) teorik ve matematik analizleri çalışmamıza ışık

tutmuştur. Ayrıca kısıtlı literatür bilgilerinden dolayı araştırmanın somut katkısının olacağı, bu sayede doku mühendisliğinde yapay ve kısmi yapay dokular gerçek / gerçeğe yakın mekanik değerlerde geliştirilmesine katkıda bulunacağı düşünülmektedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Menisküs Anatomisi

Diz eklemi, tibia platosu ile femur kondili arasında yer alan birbirine karşılık gelen hem medial hem de lateral komponentten oluşan menisküs yapısını içerir. Her biri, hücre, hücre dışı matris molekülleri ve bölgeye özgü innervasyon ve vaskülarizasyondan oluşan kompleks bir dokudur. Her iki menisküs de sağlıklı bir diz ekleminin kritik bileşenleridir. Başlıca stabilize edici bağlar; medial kollateral bağ, transvers bağ, meniskofemoral ligamentler ve anterior ve posterior boynuzlardır. Humphrey ve Wrisberg ligamanları olarak da bilinen meniskofemoral ligamanlar lateral menisküsün posterior boynuzunu medial femur kondilinde arka çapraz bağın yerleşme yeri yakınına bağlar. İnsanların sadece %46'sında bu bağların her ikisine de sahip olmakla birlikte, tamamında en az birisi bulunmaktadır. Menisküs yüzeyi hem gros hem de mikroskopik olarak pürüzsüz görünür. İnsanın medial ve lateral menisküsleri farklı boyutlara sahiptir: lateral menisküs uzunluğu 32.4 ila 35.7 mm, genişliği 26.6 ila 29.3 mm olup, medial menisküs uzunluğu 40.5 ila 45.5 mm ve genişliği 27 mm dir. Her iki menisküs kabaca kama ve hilal şeklinde olmasına rağmen lateral menisküs medial menisküsten daha büyüktür. Her iki menisküs şekil, kalınlık ve hareketlilik açısından çeşitlilik gösterir. Lateral menisküs, medial menisküs ile kıyaslandığında (%51-74) tibia platosunun daha büyük bir bölümünü (%75-93 lateralde) kapsamaktadır (4).

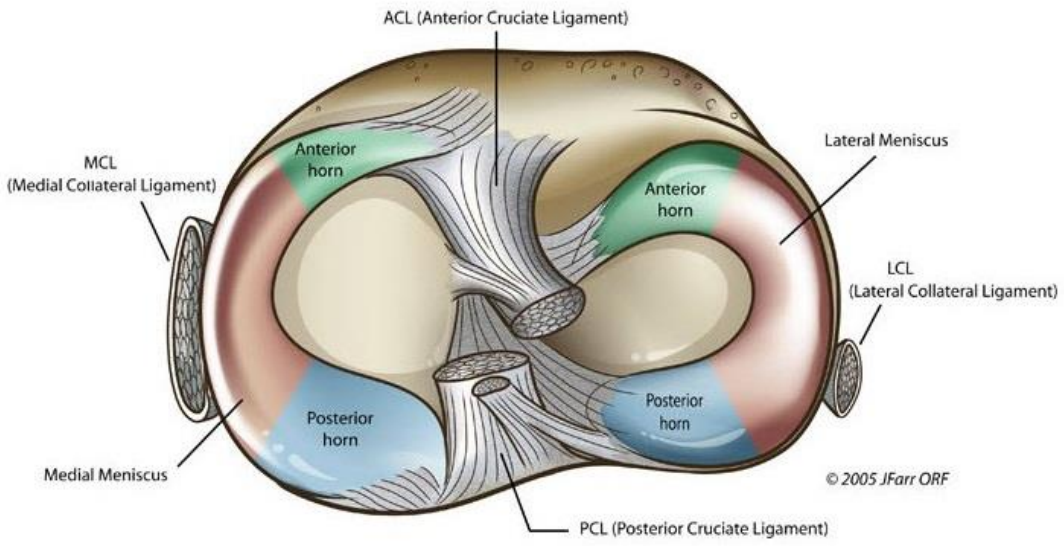
Bu dokuda vaskülarizasyon yüksek önem taşır. Doğum öncesi gelişmeden doğumdan kısa bir süreye kadar menisküs tamamen vaskülarizedir. Ancak daha sonra, vaskülarizasyon düşmektedir. 10 yaşlarında vaskülarizasyon menisküsün yaklaşık%10-30'unda mevcuttur. Yetişkinlerde menisküs sadece dokunun çevresel %10-25'inde kan damarı ve sinirleri içerir. Menisküsün vasküler / sinir bölgesi ve tamamen avasküler / anevrizma bölgesi olarak iki ayrı bölgesi bulunur. Kritik olarak, iyileşme kapasitesi direkt olarak kan dolaşımı ile ilişkilidir ve beyaz bölgeyi kalıcı travma sonrası ve dejeneratif lezyonlara duyarlı bırakır.

Lateral ve medial menisküs tibia platoları üzerinde konumlanmış yarım ay şeklindeki fibrokartilaj yapılardır. Tibia platosu tarafındaki distal yüzeyleri düz veya çok

hafif konveks femur kondilleri ile temas eden proksimal yüzeyleri konkavdır. Koronal düzlemde kama şeklindedirler.

Lateral ve medial menisküs birbirinden farklıdır. Lateral menisküs daireseldir; önden arkaya doğru gidildikçe boyutunda fazla bir değişiklik olmamaktadır. Medial menisküs ise yarım ay 'a benzemekte ve posterior kısmı anterior kısmına göre daha geniş bir yapıya sahiptir. Lateral menisküs lateral tibial platonun %80'ini kaplamaktadır. Medial menisküs medial tibial platonun %60'ını kaplamaktadır. Eklem kapsülüne yapışık, dışta kalan kısımları kalın ve konvekstir. İç kısımları ise serbest ve incedir. Eklem hareketi sırasındaki sürtünme, menisküslerin karşılarındaki eklem yüzeyine uyumlu olmaları sayesinde mekanik olarak oldukça azdır. (5).

Koroner ligament tibial bölümde eklem kapsülüne yapışma yeri olarak isimlendirilir. Medial menisküs; lateral menisküse göre daha az hareket kapasitesine sahiptir. Çünkü medial kollateral ligamentin lifleri tibia ve femur kondiline bağlantı yapmaktadır. (Şekil 1) M. popliteusun tendonu lateral menisküs ile kapsül arasında yer almakta ve menisküsün çevreye daha çok bağlantı yapmasını engellemektedir (6).



Şekil 1 - Tibial kondillerin üstten görünüşü

Menisküsler; karşılarındaki eklem yüzeyleri ile uyumlu bir şekle sahip olduğundan eklem hareketi sırasında sürtünmeyi azaltmaktadır. Meniskusler; tibiaya doğrudan ön ve arka uçlarıyla insersiyonel ligamanlar aracılığıyla tutunur. Kalın olan periferik kısımlarıyla da eklem kapsulune tutunur. Bu tutunmaya rağmen eklemin hareketi esnasında yerlerini bir miktar değiştirerek uygun eklem yüzeyleri oluştururlar. Ön uçları ise ligamentum transversum genus tarafında birleştirilir ve bu sayede femur kemiğinin, tibia kemiği üzerinde kayması ile birlikte hareket ederler (17).

2.1.1. Medial Menisküs

Medial menisküs yarı dairesel bir şekle sahiptir ve medial tibia platosunun eklem yüzeyinin neredeyse %50-60'ını kaplar. Medial menisküs genişliği posterior bölgede yaklaşık 11 mm kadardır ve anterior boynuza doğru giderek daha küçük olur. Diz fleksiyonunda ana yük, menisküsün posterior bölgesinde meydana gelir. Menisküsün arka boynuzu derindir ve diz fleksiyonunda iken tibia platonuın arka kenarından hafifçe kayar. Medial menisküs; menisküs anatomisine göre; anterior kök; anteromedial bölge; medial bölge; arka bölge ve arka kök bölge olmak üzere 5 bölgede incelenebilir. Bu zonlu bölme farklı anatomik özelliklere dayanır.

Medial menisküs, diz bükülürken veya ani kuvvetlerle burkulduğunda genellikle yaralanır. Tibial kollateral bağıyla sıkıca bağlı olduğundan lateral menisküsten daha az hareketlidir. Dış rotasyonda, menisküs üzerine en fazla yük etkirken, iç rotasyonda yük en az etkimektedir. (7)

2.1.2. Lateral Menisküs

Lateral menisküs, tibial platonun eklem yüzeyinin üçte ikisini kapsayan daha dairesel formdadır. Arka boynuz, interkondiler yüksekliğin posterior yüzüne ve medial menisküsün posterioruna girerken, ön boynuz interkondiler önüne mediale doğru tibia'ya bağlanır. Lateral menisküs gevşek olarak kapsüler ligament ile bağlıdır. Bununla birlikte, bu lifler lateral kollateral bağa yapışmazlar. Lateral menisküsün posterior boynuzu, sırasıyla Humphrey ve Wrisberg'in anterior ve posterior meniskofemoral ligamanları vasıtasıyla medial femur kondilinin iç kısmına bağlanır. Yetişkin insan

dizinde Humphrey ligamenti %74, Wrisberg ligamenti ise %69 oranında ve her iki ligamanın birden yaklaşık %50 oranında birlikte bulunmaktadır. Lateral menisküsün çapı daha küçük, periferinde daha kalın, vücutta daha geniş ve medial menisküsten daha fazla hareketlidir. (8)

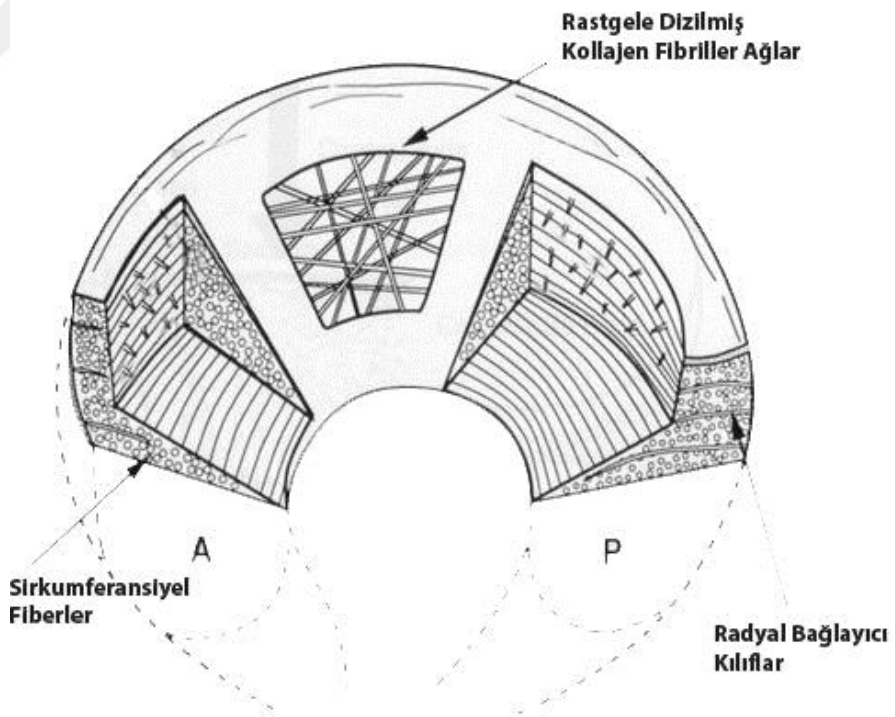
ACL'nin önünde yer alan ligament Lig. Menisco femorale anterior olarak anılmaktadır. Posteriorunda yerleşen ligamente ise Lig. Menisco femorale posterior adı verilmektedir. Eklem kapsülü ile lateral menisküs arasındaki ilişki, dış yan bağ ile bir bağlantı göstermez. Bunun sebebi; eklem içi seyreden popliteus tendonunun posterior boynuzda yer alması ve kesintiye uğramasıdır. Bu sebepten dolayı; lateral menisküs medial menisküse göre daha hareketlidir. Hareketli olması sebebi ile yaralanma daha az görülmektedir (9).

2.2. Menisküslerin İşlevleri

Menisküs, esas olarak su (%72) ve kollajenden (%22) oluşan yoğun bir hücre dışı matristir. Proteoglikanlar, kollajen olmayan proteinler ve glikoproteinler kalan kuru ağırlığı oluşturur. Meniskal hücreler, dokunun malzeme özelliklerini belirleyen ECM'yi sentezler ve korurlar. Menisküs hücreleri, fibroblastlar ve kondrositlerden oluşan bir karışım gibi göründükleri için fibrokondrositler olarak adlandırılır. Menisküsün daha yüzeysel tabakasındaki hücreler fuziform veya iğ şeklinde bulunurken meniskuste daha derinlerde bulunan hücreler ovoid veya poligonaldir. Menisküsdeki hücre morfolojisi periferik ve merkezi yerler arasında farklılık göstermez. Her iki hücre tipi de bol miktarda endoplazmik retikulum ve Golgi kompleksi içerir. Menisküsü oluşturan hücreler; kondrosit, fibroblast ve ara tip morfolojili hücreler olmak üzere 3 tiptir. Ayırım hücre şekillerine, terrotorial matriksin bulunması veya bulunmamasına göre yapılır. Morfolojik olarak fibroblasta benzeyen ve meniskusun lateral kısmında bulunan hücreler ovoid veya iplik şekildedir. Bu hücrelerin çoğu kan damarlarından uzaktadır ve gıda ve metabolitlerin transportu için matriks boyunca difüzyon işlemine bağımlıdır (10).

2.3. Menisküslerin Yapısı

Kollajen liflerinin dizilimi, menisküsün mekanik özellikleri ve yırtılma şekilleriyle yakından ilişkilidir. Menisküslerde kollajen fibrillerinin çapı, oryantasyonu ve hücre morfolojisi yüzeyden başlayarak daha derin ve merkezi bölgelere doğru değişiklik göstermektedir. İnce bir fibrin ağı artikular kartilajın üzerine yeleşen bölgede yer alır. Bu tabakanın altında hem tibial yüzey hem femoral lamellar tabaka bulunmaktadır. Lamellar tabakadaki küçük çaplı kollajen lifleri menisküs cismine göre radiyal oryantasyon gösteren daha kalın bir tabaka oluştururlar. Kollajen lifleri; arka ve ön boynuzların dış taraflarında radyal bir şekilde dizilmişlerdir. Orta bölge meniskusun esas hacmini oluşturur. Bu bölgedeki büyük çaplı kollajen fibril bantları; daha sferik şekilli ve büyük olan hücreleri çevreler. Buradaki kollajen lifleri meniskusun tüm kısımlarında çevresel olarak dizilir. Bu derin kollajen fibrin bantlar meniskus kurvunu izler. Daha küçük fibril bantlardan oluşan ve radial olarak yerleşenler ise bu sirkumferensiyal bantları Şekil 2 'de gösterildiği gibi birbirine örerler (11) (12).



Şekil 2 - Menisküs mikro yapısı

Menisküsün kollajen liflerinin yapısı incelendiğinde büyük kısmının anteroposterior eğrilik boyunca seyreden horizontal (sirkumferensiyal) liflerden oluştugu tanımlanmıştır. Bu lifler arka ve ön boynuzlar arasında oluşabilecek tensil kuvvetlerine tepki direnci sağlarlar. Vertikal ve oblik lifler üst ve alt yüzeye doğru uzanırken daha az miktarda bulunan dairesel lifler dış ve iç kenara doğru uzanır. Yüklenme esnasında menisküsü bir arada tutan bu dairesel liflerdir. Diz eklemi aksiyel yüklenme altında iken menisküsler bası yükü altında olduğundan eklem merkezinden dışarıya doğru itilirler. Eklem merkezinden itilme ile bilrlikte menisküslerin dış tarafında "hoop" stresi denilen bir gerilmeye kuvveti oluşur. Menisküsteki kollojen liflerin oluşturduğu düzen vertikal kompresif güçleri dairesel streslere dönüştürmek için idealdir. Radyal olarak yerleşmiş kollajen lifleri gerilmeye karşı oldukça dayanıklıdırlar.

2.4. Menisküslerin İnervasyonu

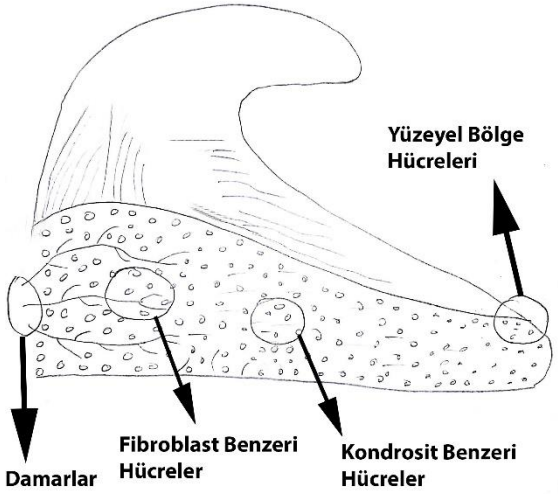
Diz eklemi; posterior tibial sinirin, posterior eklem siniri ile femoral ve obturator sinirlerin dalları tarafından innerve edilir. Kapsülün lateral kısmı, yaygın peroneal sinirin tekrarlayan peroneal siniri tarafından innerve edilir. Bu sinir lifleri, kapsül içine nüfuz eder ve menisküsün radyal kısmına ve sinir liflerinin çoğunun yoğunlaştığı anterior ve posterior boynuzlara vasküler girişi takip eder. Menisküsün dış üçte biri orta kısma oranla daha yoğun bir şekilde inerve edilir. Aşırı derecede fleksiyon sırasında meniskal boynuzları zorlanır. Menisküs içerisindeki mekanoreseptörler transdüserler olarak işlev görür ve gerilimin ve kompresyonun fiziksel uyarımını belirli bir elektrik sinirine (impuls) dönüştürür. İnsan menisküs çalışmaları, morfolojik olarak farklı mekanoreseptörler Ruffini uçları, Pacinian corpuscles ve Golgi tendon organları olark tanımlanmıştır. Tip I (Ruffini) mekanoreseptörler düşük eşik değerlerdedir ve eklem deformasyonundaki ve basıncındaki değişikliklere yavaşça uyum sağlarlar. Tip II (Pacinian) mekanoreseptörler düşük eşiklerdir ve gerilim değişikliklerine hızlı uyum sağlarlar. Tip III (Golgi), diz eklemi hareketin son aralıklarına yaklaştığında ve nöromüsküler inhibisyon ile ilişkili

olduğu zaman sinyal veren yüksek eşik mekanik reseptörlerdir. Bu sinirsel elementler menisküs boynuzları, özellikle de arka boynuzda daha yoğun bir şekilde bulunmuştur.

Dizin asimetrik bileşenleri, femur, tibia, patella ve femur boyunca yükleri sönümleyen ve aktaran bir biyolojik iletim olarak hareket eder. Çeşitli çalışmalarda dizin çeşitli eklem içi bileşenleri spinal, serebellar ve santral sinir sistemi seviyelerine ulaşan nörosensör sinyaller üretebilir. Bu nörosensör sinyallerinin bilinçli algı ile sonuçlandığı ve normal diz eklemi fonksiyonu ve doku homeostazının korunması için önem taşıdığı düşünülmektedir (10).

Meniskus cisminin periferk ve medial 1/3 lük kısımlarında serbest sinir uçları, ön ve arka boynuzlarda da üç tip enkapsule mekanoreseptör varlığı 1922'de Assimakopoulos ve arkadaşları tarafından saptanmıştır (13). Bu bulgularla menisküslerin derin duyu fonksiyonuna katkıda bulunduğu söylenebilir. Izole medial menisküs yırtığından sonra propriosepsiyonda belirgin bir kötüleşme, artroskopik parsiyel menisektomiden sonra ise belirgin bir düzelme klinik olarak gösterilmiştir (14).

Menisküsün iç üçte birlik kısmında sinir dokusu saptanmamıştır, gövdenin dış kısmı ise orta kısma göre sinir dokusundan daha zengindir. Daha küçük sinirler ve tek aksonlar menisküste dış kısmın 1/3 kısmına doğru doğrusal olarak ilerler. Meniskusun gövde kısmına göre ön ve arka boynuzların inervasyonu daha fazladır. (Şekil 3) Kanlanmadaki gibi inervasyonda da sinirler menisküsün dış kısmında ve boynuz kısımlarında yoğunlaşmış bir haldedir. En çok boynuz kısmında yer alan mekanoreseptörler; gerilme, bası, pozisyon değişimi, atalet gibi fiziksel uyarıları elektriksel sinir uyarısına dönüştüren özel reseptörlerdir.



Şekil 3 - Menisküs Hücre Yerleşimi

2.5. Menisküslerin Biyomekaniği

Menisküsün biyomekanik fonksiyonu gros, ultrastrüktürel anatominin ve çevredeki eklem içi ve eklem dışı eklem yapılarıyla olan ilişkisinin bir yansımasıdır. Menisküs birçok önemli biyomekanik fonksiyona hizmet eder. Yük iletimi, şok absorpsiyonu, stabilite, beslenme, eklem yağlaması ve propriyosepsiyona katkıda bulunurlar. Ayrıca, temas yoğunluğunu azaltarak ve temas alanını ve dizin uyumunu arttırırılar.

Menisküs, kayma, bası ve gerilme gibi birçok farklı kuvvetlere maruz kalır. Aynı zamanda yük taşıyan, yük iletiminde, şok absorpsiyonunda ve eklem kıkırdağının yağlanması ve beslenmesinde de önemli bir rol oynamaktadır. Bu çoklu ve karmaşık işlevler anatomic olarak özel bir form gerektirir. Menisküs dokusu kama şeklinde olduğundan, düz tibial plato ile artikülasyon sırasında femur kondilini stabilize etmede oldukça önemlidir. Günlük aktivitelerde aksiyel tibiofemoral kuvvetler menisküsü sıkıştırır. Menisküsün kama biçimi ve boyunları, dikey sıkışan kuvvetleri yatay çember gerilmelerine dönüştürmek için kullanılır. Aynı zamanda, menisküs radyal olarak deforme olurken, menisküs içindeki kollajen lifler arasında kesme kuvvetleri oluşur (10).

Menisküsün ana işlevlerinden en önemlisi yük iletimidir. Kollajen fibrillerin büyük kısmı iri ve büyük olup radial olarak konumlanmıştır. Bu lifler, bağ olarak hareket eden radyal olarak hareket eden liflerle de dengelenir. Bu yapı yüke dayanma kabiliyeti, "hoop stresi" olarka adlandırılır.

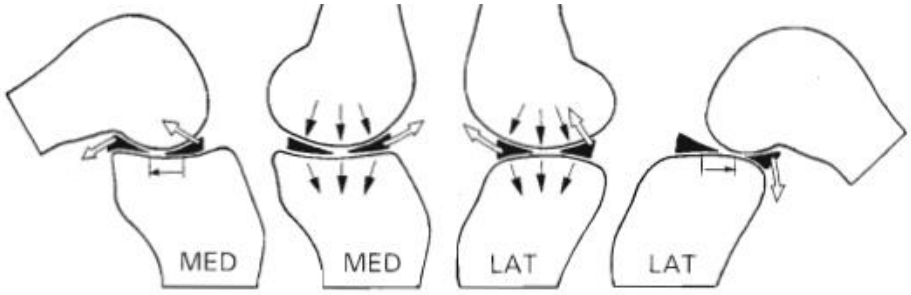
Menisküsün dizin tam ekstansiyon durumunda vücut ağırlığının yaklaşık %50' sinin 90 fleksiyonda %85'e kadar iletildiği tespit edilmiştir. Bununla birlikte, menisküs, öne ve arkaya hareket eden, fleksiyon aralığı boyunca kondil arasına uyumlu hareketli yapılardır. Medial menisküs, özellikle postero-medial köşede, lateral menisküsten daha sabit durur ve bu, bu bölgedeki menisküs yırtıklarının neden daha yaygın olduğunu açıklamaktadır.

Menisküsün tamamının veya bir kısmının kaybının noktasal yükü arttırdığı ve değiştirilen mekanik kuvvetler nedeniyle dizin erken yıpranmasına neden öngörülmektedir. Artroz gelişme oranı çeşitli faktörlere bağlı olmakla beraber sebeplerin arasında menisküs hasarları da bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda menisküs hacminin azalması; toplam meniskektominin, eklem yüzey temas alanine %75 oranında düşürüldüğü durumda, pik temas basıncını %235 arttırdığı tahmin edilmektedir. Kısmi meniskektomi de temas alanine %10 azaltılması durumunda noktasal basınçları %65 arttığı öngörülmüştür. Radyal menisküs yırtıkları fazla hacim kaybına yol açmayabilir, fakat gerilime direnemediğinden menisküsün tamamen yırtılmasına sebep olabilir. Menisküs yırtığı sonrasında ortaya çıkan, kıkırdak hasarı ve ön çapraz bağ rüptürü gibi ilgili yaralanmalar dizin uzun vadeli prognozu üzerinde önemli bir etkiye sahip olmaktadır. Buradaki hasta faktörlerinde, uzuv dizilimi, hasta yaşı, aktivite seviyesi, ağırlık ve doğal genetik yapı olarak izlemektedir (15).

Menisküs aynı zamanda dizde ikincil stabilite sınırlayıcısı olarak görev yapar. Dengeli bir dizdeki etki, ACL ‘nin zayıflığı olası menisküs yaralanması ile eklem hareketliliğini şüphesiz artırmaktadır. Bu durumlarda, medial menisküsün bozulmamış posterior boynuzu tibia'nın öne translasyonuna etki eder (15).

Menisküsün birçok biyomekanik fonksiyonu öne sürülmüştür. Bunlar şok emme, yağlama, eklem beslenmesi ve propriyosepsiyon’u içerir. Menisküs, viskoelastik bir özellik gösterir. Sağladıkları gelişmiş uyum, eklem yağlanması ve kıkırdak beslenmesine

yardımcı olmak için, kıkırdak yüzey katmanlarının içine ve dışına sıvı kaymalarını gözelemlenir. Son yıllardaki araştırmalar, menisküs gövdesinin üçte ikisinde periferik, boynuzlarda, özellikle de posterior boynuzlarda, mekanik reseptörlerin ve serbest sinir uçlarının varlığını göstermiştir. Bu sinir uçlarının varlığı, menisküsün propriyoseptif uyarım, koruyucu reflekslerin başlatılması ve eklem ağrısında önemli bir rol oynadığını düşündürmektedir (15).



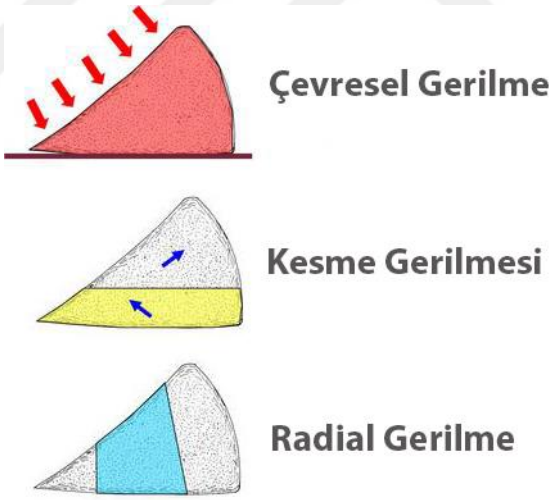
Şekil 4 - Fizyolojik koşullara göre menisküs gerilmeleri

Diz eklemi, "menteşe tipi" bir eklem olarak kabul edilmektedir. Fakat bu eklem sadece fleksiyon/ekstansiyon hareketi yapan bir eklem olarak görülmemelidir. Tibia ve femur kemiği arasında fleksiyon / ekstansiyon hareketi sırasında kayma-yuvarlanma hareketi beraber oluşmaktadır. Sagittal düzlemden bakılırsa fleksiyon/ekstansiyon hareketi yanında, aynı zamanda transvers düzlemde dış ve iç rotasyon, koronal düzlemde de abduksiyon ve adduksiyon hareketleri oluşmaktadır. Transvers rotasyon hareketi incelendiğinde; eksen merkezi, tibianın "medial epikondili" nden geçtiği görülür. Bu durmdan dolayı dış epikondil, iç epikondil etrafında döndüğü varsayılabilir. Diz fleksiyon hareketinde, iç epikondil posterior tarafa doğru döner. Dolayısıyla tibiada içe doğru rotasyon gerçekleşir. Buradaki rotasyon hareketinden femoral lateral kondilin mediale göre daha büyük olmasından dolayıdır. Oluşan hareket burgu şeklindedir ve dizde "screw-home mekanizması" adı verilir. (Şekil 4)

Femur kemiğinin kondilleri, tibia kemiği üzerinde çeşitli kayma / yuvarlanma hareketleri yaparlar. Diz fleksiyon konumunda iken femoral kondiller tibia kemiğinin posterior kısmına doğru yer değiştirir. Bu kayma hareketi sonucu olarak diz tamamen ekstansiyon konumundan 90 derece fleksiyon konumuna geldiği zaman, femur

kemiğinin tibia kemiği üzerinde temas noktası; 14 mm posteriora doğru yer değiştirdiği saptanmış ve femoral rollback olarak adlandırılmıştır (16).

Yüklenme esnasında dizin fleksiyon hareketiyle medial menisküsün arka boynuzunun 4.0 mm, ön boynuzunun ortalama 7.1 mm hareket ettiği ek olarak ortalama 3.6 mm mediolateral yönünde yer değiştirdiği gösterilmiştir. Aynı çalışmada lateral menisküs arka boynuzunun 5.6 mm, ön boynuzunun 9.5 mm, yer değiştirmiş ve mediolateral yönündeki yer değiştirmesi ise 3.7 mm olarak saptanmıştır. Buradaki sonuçlar, lateral menisküsün hareketinin medial menisküsten daha fazla olduğunu göstermektedir. Menisküse ait genel gerilme tipleri Şekil 5'te gösterilmliştir. Yine aynı çalışmadaki ölçümlerden elde edilen veriler ışığında ön boynuzların da arka boynuzlardan daha hareketli olduğunu gösterilmiştir. Dizin fleksiyon hareketi esnasında menisküslerin hareket etmesi, eklem yüzleri arasındaki uyumu artırdığı gözlemlenmiş ve menisküs yaralanmalarını da engellediği kanıtlamıştır. Medial menisküsün, posteromedial kısmının daha hareketsiz olması bu bölgedeki yırtıkların daha sık gözlendiğinin sebebini bizlere açıklamaktadır (17) (18).

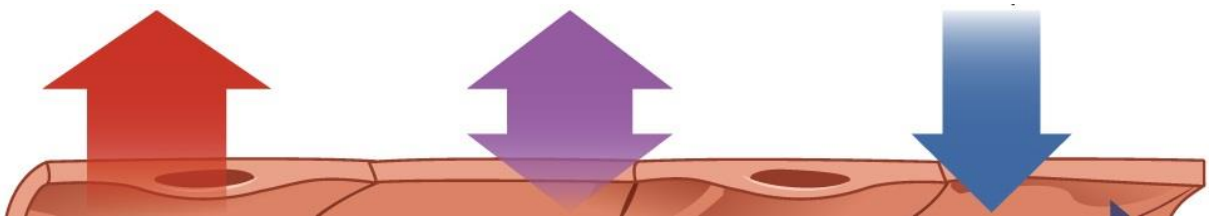


Şekil 5 - Menisküs üzerindeki gerilmeler

Menisküsler yük geldiği anda üçgen yapıda olmaları sayesinde yükü perifere doğru iletirler. Radyal fibriller boyunca gerim güçleri oluşur. Medial menisküsten ziyade, lateral menisküs dizin yük aktarımında daha fazla rol oynamaktadır. Dize uygulanan yükün lateral menisküsteki yük dağılımı %70 civarı olurken %50 kadarını medial

menisküs taşımaktadır. Bunların dışındaki yük, medial eklem kıkırdak dokusuna eşit olarak dağılmaktadır. Diz bir bütün olarak ele alındığında, aktarılan yükün %35 ila %50 oranında her iki menisküs birlikte aldığı görülmektedir (19) (20).

Menisküsün yüklenmeye yanıtı diğer biyolojik dokularda da olduğu gibi iki fazlıdır: İlk aşamada yüklenme tepkisi olarak elastik ya da mekanik yanıt oluşturur. Katı matrks ve dokunun içinde bulunan sıvıların kompresyonuyla menisküs dokusunun hidrostatik basıncı artmaktadır. İkinci aşamada; sıvının dışarı çıkışı başlar. Bu aşamada, matriksin içinde bulunan sıvı zamana bağlı olarak dışarıya aktarılır. Biyomekanik alanda "creep" olarak alandırılan yavaş bir biçim değişimi görülür. Sıvının dışarı çıkışı, stress rahatlaması şeklinde gerçekleşir ve menisküsün hidrostatik basıncını düşürür. (Şekil 6) Doku içindeki sıvı akışı, uygulanan basınç kuvveti, kollajen fibrillerdeki gerilme kuvvetleri ve matriksin hidrostatik basıncı arasında denge kuruluncaya kadar devam etmektedir (21). Bu yanıtlar sebebiyle menisküs dokusu üzerindeki yüklenmeler ortadan kaldırıldığında şekil değiştirir ve temas yüzeyini ve uyumunu arttırarak üzerine gelen kuvvetleri yayarlar. Etkiyen kuvvetler ortadan kalktığında, eski boyutlarına dönerler ve salınan sıvıyı geri emerler. Bu sıvı akımı, fibrokondrositlerin beslenmesine yardımcı olur ve bunun yanında eklemin lubrikasyonuna katkıda bulunur. Ani bir kuvvet uygulaması ile belli bir süre yüksek düzeylere ulaşan yüklenme, menisküs içi sıvının uygun salınımı sonrası normal düzeylere döner (22). Eklem kıkırdağına kıyasla düşük bası rijiditesine ve poroziteye sahip olması, ani yüklerin absorbsiyonununda etkili olmasıyla da ilişkilendirilir (23).



Şekil 6 - Kıkırdak dokuda hidrostatik evre

Bir kısmının ya da tamamının çıkarıldığı menissektomili hastalarda menisküsün yük aktarımı değişken olmakta ve anatomik yapıya uygun olmaktadır. Bundan dolayı femur kemiği ve tibia kemiği arasındaki uyum azalmaktadır. Uyumun azalmasının

sonucu olarak iki kemik arasındaki temas alanının azalır ve birim alana düşen basınç artmaktadır (24). Noktasal yüklenme artacağından mekanik kuvvetlerin değişmesine bağlı olarak erken artroz ve aşınmalar gözlenebilir. 0, 30 ve 60 derece fleksiyon açılarında, sağlam menisküslerde, %50, %75 ve total menisektomi uygulanmış dizlerde, gerçekleştirilmiş tibiofemoral temas mekaniğinin araştırıldığı bir kadavra çalışmasında; medial temas alanı ve medial uç temas gerilme dayanımları ölçülmüştür. Normal menisküste en fazla medial temas alanı ekstansiyon durumunda görülmüş ayrıca dizin fleksiyonu arttırıldığında ise temas alanı azalmıştır. Sağlam menisküs dokusu ile karşılaştırıldığında medial temas alanının, total menisektomi uygulanmış dizlerde %54 oranında, %75 menisektomi uygulanmış diz eklemlerinde %35, %50 menisektomi uygulanmış dizlerde %20 azaldığı sonucuna varılmıştır. Medial uç temas gerilmesinin %50 menisektomi uygulanmış diz ekleminde %43, %75 menisektomi uygulanmış diz ekleminde %95, total menisektomi uygulanmış diz ekleminde %136 ya varan oranda arttığı gösterilmiştir (25). Menisküs dokusunun dış bölümüne uzanan radyal yırtıklarda doku hacminde önemli değişiklikler olmamaktadır. Fakat hoop streslerine dayanma gücü etkilenmektedir. Bu da menisküsün işlevini yerine getirmesi açısında önemlidir (18). Bu çalışmalar menisküs yırtık tipinin önemini belirtmektedir.

Genel olarak menisküslerin mekanik işlevleri araştırmacılar tarafından aşağıdaki şekilde özetlenmiştir:

1. Yük taşıma işlevi: Dizin tam ekstansiyon durumunda, lateral kompartmandaki yüklerin %70 'i, medial kompartmandaki yüklerin neredeyse yarısı menisküsler tarafından taşınır. (26)

2. Yük dağıtma işlevi: Menisküsler, dizde femur kemiği ve tibia kemiği arasındaki yüzeyi alanını artırmasından dolayı, eklem kıkırdağında oluşan stres dağılımını büyük ölçüde engeller. (27)

3. Şok absorpsiyonu işlevi: dizin maruz kaldığı ani yüklenmelerde, menisküsler şok emici görevi yaparlar. (28)

4. Dizde ön çapraz bağın yetersiz olduğu durumlarda, menisküsler anterior ve posterior plandaki stabiliteye katkıda bulunurlar.

2.6. Menisküsün Fonksiyonları

Önceleri faydasız bir organ kalıntısı olarak düşünülen menisküslerin, zamanla dizin hareket fonksiyonlarında ciddi bir yerde olduğu gösterilmiştir. Yük taşıma, eklemin stabilitesine katkı sağlanması, şok abzorbsiyonu, eklemin kayganlaştırılması (lubrikasyon) ve propriyosepsiyon menisküslerin fonksiyonları arasında yer alır (29) (13).

Menisküslerin ilk akla gelen fonksiyonu olan yük taşıma kapasitesi üzerine yapılan çalışmalarda, medial menisküse uygulanan kuvveti eklem kıkırdağı ile beraber taşıdığı, lateral menisküsün ise 150 kg yüke kadar uygulanan kuvvetin neredeyse tamamını karşıladığı gösterilmiştir (20).

Bir önceki bölümde ayrıntılı olarak yer verilen yük taşıma fonksiyonunun yanında menisküsler birbiriyle uyumlu olmayan distal femur ve proksimal tibia kemiklerinde, eklemin uyumlu hale getirilmesini ve diz eklemine gelen yüklerin dağıtılmasını sağlarlar. Menisküs dokuları ile tibiofemoral temas yüzeyi genişleme gösterir ve gelen yüklenme sırasında temas gerilimi azalır. Menisküs dokusu diz ekleminin hareketi sırasında tibia ve femur ile birlikte hareket ederler ve böylelikle eklemdeki uyumu ve dize gelen yüklerin dağıtılmasını sağlarlar. Buradaki dinamik uyum; yük iletiminin yanında, eklemdeki kararlığa ve eklem kayganlığına da katkı sağlamaktadır (17).

Menisküs dokusu diz eklemindeki boşlukları doldurarak eklem kararlığına katkı sağlarlar. Kama biçiminde olan medial (iç) menisküs; medial-femoral kondilin tibial platosundan posteriora doğru hareketini sınırlandırır. Diz ekleminde bu durumun stabilite üzerine etkisi kısıtlıdır; fakat özellikle ön çapraz bağ hasarı olan diz ekleminde, medial menisküsün eklem kararlığına ciddi ölçüde katkısı vardır. Tibianın anteriora doğru hareketinin kısıtlanarak dizin bu düzlemde sekonder stabilizatörü olarak görev yapar. Özellikle diz fleksiyon halinden ekstansiyon haline geçerken kayma ve dönme hareketleri ile diz stabilizasyonuna önemli katkı sağlar. Ön çapraz bağ olmaması durumunda fleksiyon ve ekstansiyon sırasında, sinoviyal dokuların diz kapsülünün eklem içerisinde sıkışmasını önleyen menisküslerin stabilizasyondaki rolü daha da artmaktadır (13) (23).

Menisküslerin diz ekleminde şok absorbsiyon görevi de vardır. Bu görevler daha önce bahsedilen kollajen dizilimi ve yönelimleri ile sağlanır. Diz eklemine gelen ani yüklerde kıkırdak yüzeyi korunur.

Menisküs dokusu sinoviyal sıvının eklem içerisinde eşit dağılımını sağlayarak, kıkırdaksı alanlara doğru sıvının iletimini sağlar ve eklem yüzeyinde oluşan sinoviyal zar tabakasını koruyarak kıkırdaksı yapıların beslenmesine katkı sağlamaktadır.

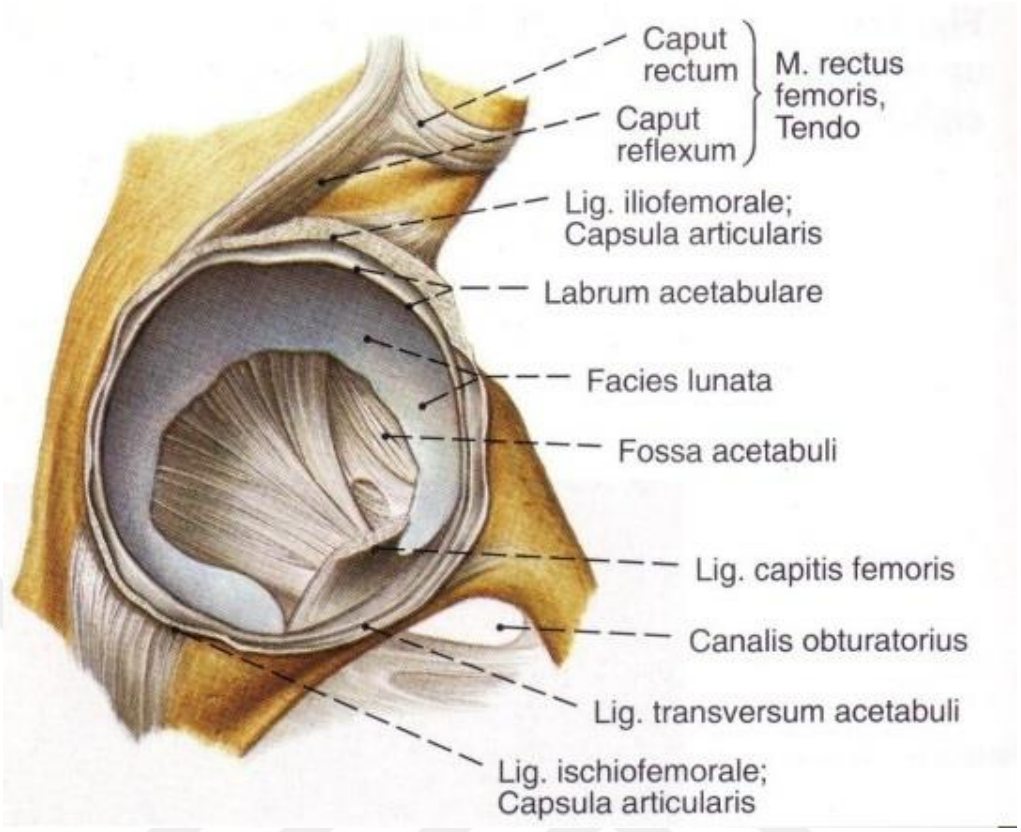
Menisküs dokusunda bulunan mekano-reseptörler, eklemin pozisyon duyusuyla propriyoseptif bir geri bildirim sinyali oluştururlar. Menisküslerin dizin stabilitesine mekanik katkıda bulundukları gibi bunun yanında propriyoseptif refleksten dolayı fonksiyonel katkıları da bulunmaktadır (13) (23) (30).

2.7. Asetabular Labrum Anatomisi

Kalça eklemi ball - socket tipi bir eklemdir. Asetabular labrumdaki gibi sinoviyal eklemler dört özelliğe sahiptir. Bunlar; eklem boşluğu, eklem yüzeylerindeki kıkırdak ile sarılı olması, sinoviyal sıvı üreten bir zara sahip olması ve bağ demetleri ile desteklenmiş bir eklem kapsülü ile korunmasıdır (31).

Fibrokartilaj bir yapı olarak asetabular labrum, alt tarafta transvers ligamenten başlayıp, kalça ekleminde asetabular yuvanın kenarına kadar boylu boyunca uzanan ve yapışan kollajen fibrillerden oluşmuş fibrokartilaj bir yapıdır. Acetabular labrum, acetabulum boşluğunu daha derin bir hale getirir. Asetabular labrum, kalça ekleminin femur başı uyumuna ve stabilitesine katkı sağlar. Acetabulumun superiorunda yüklenme yüzeyine doğru inceldiği gözlenir.

Asetabulumun kenarları 5-6 mm genişliğinde fibröz kıkırdaktan oluşmuş, labrum asetabulare denilen bir halka ile yükseltilmiştir. Bu fibröz kıkırdak asetabulumun alt kısmında bulunan İncisura Asetabuli denilen çentiğin üzerinden atlar ve asetabulumu her tarafından çevreler. Oldukça yüksek olan bu kıkırdak halka sayesinde asetabulum derinleşir ve bunun sayedinde yuvarlak femur baş eklem yüzünün yarısından fazlasını asetabulum içerisine alabilecek bir yapıya sahiptir.



Şekil 7 - Asetabulumun anatomik yapısı ve bağları (Sobotta)

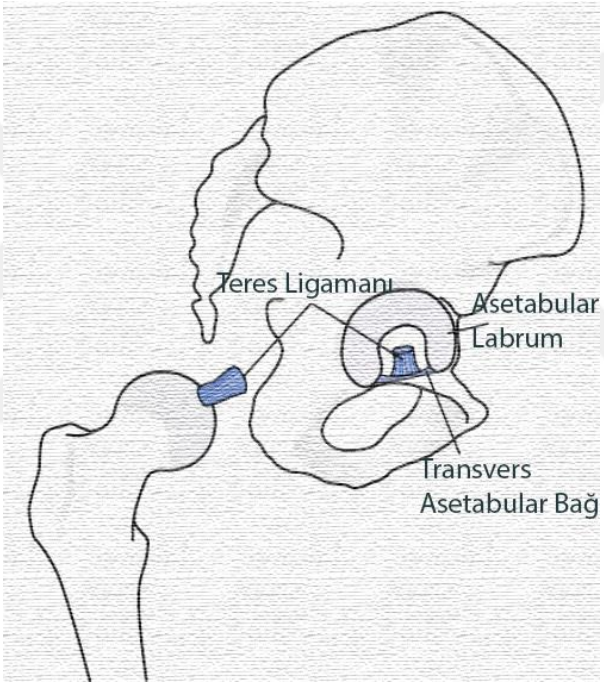
Labrumun, asetabulum hacmini yaklaşık %33'lük oranda arttırdığı ve kalçadaki eklem yüzeyine %22 oranında katkıda bulunduğu saptanmıştır (32).

Labrum boyut olarak en geniş olduğu lokasyon, postero-inferior asetabular kenarda (ortalama 6.4±1.7 mm); anterosuperior alanda daralmış haldedir (5.5±1.5 mm) (33). Labrum; sinovyal sıvının dışarıya çıkmasını engelleyerek eklem içi negatif basıncı korumakta ve eklem kararlığına katkıda bulunmaktadır. Eklem çevresi yük dağılımı sağlayarak normal asetabulum gelişimine destek olur (34).

Labrumun kanlanması; obturator ve superiorinferior gluteal arterlerin dallarınca sağlanmaktadır (35).

2.8. Asetabular Labrum İşlevleri

Asetabular labrum; kalça ekleminin düzgün çalışması için ömnemlidir. Labral doku; esas olarak fibro-kıkırdaktan yapılmıştır. Labrum; aşırı hareketlerde uyluk başının harekete dahil olmasında önemli rol oynar. Eklem kapsülü ile birlikte labrum, bükülme sırasında yük taşıma görevi de yapar. Eklemin kararlılığında ve bütünlüğünü korumadaki rolü nedeniyle labrumda meydana gelecek bir hasar, kalça ekleminin kararsızlığına ve aşırı hareketliliğine neden olabilir. Böyle bir kararsızlık; eklem kapsül dokusunu işlevsiz hale getirir ve anormal yük dağılımlarına neden olur.



Şekil 8 - Asetabulum ve çevre bağlar

Statik stabilizatörler asetabuler labrum ve bağ demetinden oluşmaktadır. Asetabular labrum, asetabulum kemiğinin kenarından dışarı doğru uzanarak eklem içi yüzey alanını ve derinliğini artırmaktadır. Femur başını yerli yerinde tutarak tam bir yuva oluşumunu sağlar. Asetabular labrum, asetabulumun kenarına yapışmış ve eklem kıkırdağı ile ilişkili eliptik geometriye sahip bir kıkırdak dokudur. Şekil 8 de gösterilfiği gibi komşusu olan transvers asetabular bağ ile tabanı 150 derece - 210 derecelik açılarda son bulmaktadır. Anteriorda, eklem kıkırdağının labruma yapışması kısa ve dik bir çıkıntı şeklindedir. Arka bölümde ise bağlantısı kademeli ve parmak şeklindedir (36).

2.9. Asetabular Labrum İnervasyonu

Seldes ve ark. Tarafından yapılan histolojik çalışmada labrumun asetabular labruma 1 ila 2 mm lik transisyonel alan ile bağlantı yaptığını göstermiştir. Kemik asetabulumdaki gibi labrumun kanlanması superior, inferior gluteal arterler ve obturator arterin oluşturduğu, labrum periferi ve çevresindeki girintiden geçip ulaşan damar demeti ile oluşur (37).

Labrum inervasyonu, kuadriseps femoris kasına ait demetler ve obturator sinirden aldığı sensorsel demetler vasıtasıyla gerçekleşir. Üst tabakada myelin olmayan sinirlerin sonlanması daha belirgindir. Ayrıca labrumda nosiseptörler ve mekanoreseptörler de bulunmaktadır (38). Labrumun en değişken kısımları lateral ve anterior kısımlarıdır. Bazı durumlarda lateral ve anterior kısımları ince, az gelişmiş olurken bazen de aşırı genişlemiş olabilmektedirler. Asetabular displazi durumunda, yük taşımada daha fazla rol oynayan labrum laterali çoğunlukla hipertrofik olmaktadır (39).

2.10. Asetabular Labrum Biyomekaniği

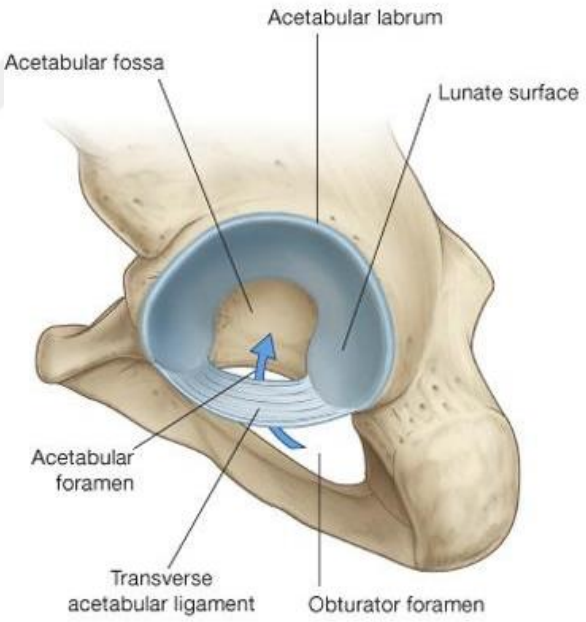
Kalça eklemi biyomekaniği konusu osteoartrozun gelişiminde, teşhisinde ve tedavisindeki önemi nedeniyle geçmişte büyük ilgi görmüştür. Toplam etki kuvvetleri ve ayrıca bölgesel mekanik açısından kalça eklemindeki yük aktarımını karakterize etmek için matematiksel modelleme, yürüme analizleri ve deneyler kullanılmıştır. Bununla birlikte, asetabular labrumun biyomekanik rolü büyük ölçüde ihmal edilmiştir.

Kalça eklemi ve eklem kıkırdağı ile ilgili geçmiş çalışmalar, eklem hareketi ölçümü, temas alanı ölçümleri ve doğrudan basınç ölçümleri üzerine yoğunlaşmıştır. Çeşitli radyografik, boyama ve doğrudan ölçüm çalışmaları, kalça mafsalının yürüyüş ve oturma pozisyonlarında nicelendirmeye çalışılmıştır. Kıkırdak tabakalarının geometrisi, eklem içindeki temas gerilmelerini büyük ölçüde etkiler. Genel olarak, kalça ekleminin deforme olması, asetabular yuvaya göre femur başının daha küçük yada iri olması bununla birlikte, femoral eklem ve asetabulum yarıçaplarındaki farklılıklar az da

olsa görülmektedir. Dikkat çekici olmakla birlikte ilginçtir ki; kalça eklem geometrisinin temassız, yüksek hassasiyetli ölçümü, iki eklem bileşeninin dairesel olması ve mikron seviyesine sıkı sıkıya geldiğini göstermiştir (40).

2.11. Asetabular Labrum Fonksiyonları

Asetabular labrum, asetabulumun kemik kenarına tutturulmuş ve asetabular alanı derinleştiren fibrokartilajinal bir yapı olup kesitte üçgen biçimdedir. Asetabular kıkırdak eklem yüzeyi ile sorunsuz şekilde harmanlanarak asetabulumun tabanına tutturulur. Superioru, serbest kenar boşluğudur ve femur başına karşı dönmüş vaziyettedir. Asetabular labrum, asetabulum içi transvers asetabular ligaman ile birlikte düzgün biçimde birleşerek, asetabulumu posterior, superior ve ön sınırlarını belirler (Şekil 9). Bu sayede asetabulumu femur başının oturacağı tam daire şeklinde bir yapıya dönüştürür.



Şekil 9 - Asetabular Labrum Medial Görünümü

Labrumun en yüzeysel katmanı, ince bir kolajen fibril ağı ile karakterize edilen ince bir zardır. Hemen altında, katman kalınlığı 20 - 100 mikron olan bir yapıya sahip

ve bir tabaka daha bulunmaktadır. Labrum yapısının çoğunluğunu oluşturan üçüncü yani iç tabaka, asetabulum kenarına paralel olarak dizilmiş kalın kollajen lif demetlerinden oluşur. Bu tabakada dağılmış bazı lif demetleri ile ağırlıklı lif oryantasyonuna dik açı yapacak şekilde dizilir. Labrumun gövdesindeki daha küçük, radyal liflerin daha büyük lif demetlerini birbirine bağlamaları sayesinde Labrum'un yapısı güçlenmektedir. Shibutani tarafından yapılan morfolojik çalışmada, düşük sayıdaki kalın kollajen radyal lif demetleri ile labrumun asetabulumun çevresi boyunca gerilime direnç göstermesine karşın, asetabulum kenarında kesme kuvvetlerine karşı savunmasız olabileceğini öngörmektedir (41).

Labrumun kalça eklemindeki işlevine özel olarak adapte edildiği ve labrumdaki herhangi bir hasarın eklem dejenerasyonuna sebep olacağı belirtilmektedir. Birkaç klinik çalışma, asetabular yırtık veya intra-artiküler hasarlar gibi labral yaralanmaların osteoartrozla önemli değişikliklere neden olduğunu göstermiştir (42) (43).

Bununla birlikte, labrum yaralanmasının olası mekanizmaları, labrum'un kendine has yapısal özelliklerinden nasıl etkilendiklerini, labrumun normal kalça eklem fonksiyonundaki rolü hakkında çok az bilgi mevcuttur.

Asetabular labrumun materyal özellikleri ile ilgili çalışmaya rastlanmamıştır. Çok yönlü yapısı ve yüksek su içeriği ile labrum, karmaşık, anizotropik bir davranış göstermeye eğilimlidir. Morfolojik olarak menisküs ve glenoid labrumun materyal özellikleri üzerine birkaç çalışma yapılmıştır ve bu çalışmalara göre asetabular labrumun özelliklerini temsil eden mekanik dayanım değerleri çıkması olasıdır. Bununla birlikte, labrum yaralanması ve patolojisinin nedenleri ve sonuçları üzerindeki artan klinik ilgi nedeniyle, asetabular labrumun materyal özelliklerinin daha ayrıntılı bir şekilde anlaşılması gereklidir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız Dokuz Eylül Üniversitesi, 'Girişimsel Olmayan Etik Kurulu' 'nun 01.06.2015 tarih ve 2015/14-33 Protokol No'lu onayı alınarak, Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Laboratuarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Araştırmada total kalça protezi ve total diz protezi ameliyatı sırasında rezeke edilmiş kıkırdak dokuların içerisinden deforme olmayan kıkırdak doku numuneleri (n:6) (L. Menisküs , M. Menisküs, Asetabular Labrum) alınmıştır. Aynı yöntemle entegre et tesislerinden alınmış dana ve koyun doku numuneleri (L. Menisküs, M. Menisküs, Asetabular Labrum) (n:6) elde edilmiştir. Numuneler silindirik olarak hazırlanmıştır. Biyomekanik test için cihaza uygun, özel olarak tasarlanmış 3 mm çaplı bir indentasyonel uç ile beraberinde dokunun test esnasında kaymadan indentaston testi yapılabilecek bir deney düzeneği hazırlanmıştır. Numunelerin geometrik şekil ve kalınlıkları ölçülerek not edilmiştir. Testler aksiyel yük altında elektro mekanik test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Veriler eşzamanlı olarak sistem üzerinden kayıt altına alınmıştır. Malzeme parametreleri, gerilme-şekil değiştirme eğrisi ile maksimum gerilme gerilmeleri hesaplanmıştır. Daha sonra istatistiksel analiz ve değerlendirme aşamalarının ardından sonuç raporlanmasına geçilmiştir.

3.1. Araştırmanın Tipi

Çalışmada çeşitli insan ve memeli gruplarının kıkırdak dokuları karşılaştırılacağından mekanik test metotları belirlenip, kıkırdak dokular arasındaki farklar ortaya konulacağından experimental bir araştırma türüdür.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Araştırmada kullanılan insan dokuları rutin artroplasti esnasında çıkarılan materyaller ile diğer memeli dokuları entegre et tesislerinden elde edilmiştir. Araştırmada çeşitli kıkırdak dokuların mekanik özelliklerinin incelenmesi Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Laboratuarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmaları 17.06.2015 tarihinde pilot çalışma ile başlamış olup başlamış olup 10.06.2017 tarihinde tamamlanmıştır.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi/Çalışma Grupları

Uygulama kolaylığı, insan anatomisine geometrik olarak yakınlığı ve numune bulunabilirliği açısından dana ve koyun kıkırdak dokuları kullanılmıştır.

Grup 1 Lateral Menisküs	**Grup 2 Medial Menisküs**	**Grup 3 Asetabular Labrum**
Alt Grup	*Alt Grup*	*Alt Grup*
LM 1 (İnsan)	MM 1 (İnsan)	AL 1 (İnsan)
LM 2 (Koyun)	MM 2 (Koyun)	AL 2 (Koyun)
LM 3 (Dana)	MM 3 (Dana)	AL 3 (Dana)

3.4. Çalışma Materyali

Araştırmada kullanılan insan dokuları artroplasti esnasında çıkarılan materyaller ile yaşları 58-85 arası 2 Erkek 4 Kadın menisküs ve asetabular labrumlarından oluşmaktadır. Diğer memeli dokuları ise entegre et tesislerinden alınan yaşları 3-4 arası koyun ve yaşları 3-6 arasındaki dana menisküsleri ve asetabular labrumlarından oluşmaktadır.

3.4.1. Numune Hazırlanması

Lateral, Medial Menisküs ve Asetabular labrum numuneleri Şekil 10 daki gibi üç farklı kısımdan, 3 mm çapında biopsi kanülü ile dikkatli bir şekilde kesilerek, indentasyon testi için silindirik numuneler elde edildi. Elde edilen numunelerinin kalınlıkları ölçüldükten sonra, dana menisküsleri için 4 mm insan ve koyun menisküsleri ise 3.5 mm boyunda alındı. Numuneler dokunun kaymaması ve gerçekleştirilecek test

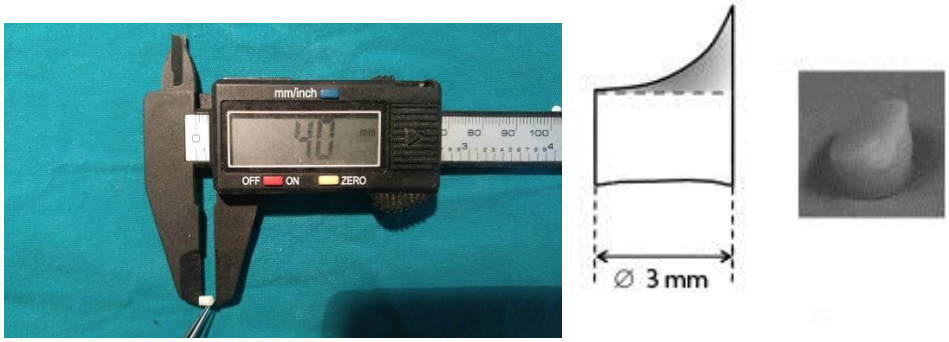
için elde edilen standart numunelere uyacak şekilde özel olarak tasarlanmış, 3 mm çapında paslanmaz çelik bir pot içerisine yerleştirildi.



Şekil 10 - Menisküste silindirik numune hazırlanması

3.4.1.1. Makroskopik Değerlendirme

Doku numuneleri Şekil 11 deki gibi makroskopik olarak incelenmiştir. İncelenen numunelerde herhangi bir şekilde deforme veya dejenere kıkırdak dokular çalışma dışında bırakılmıştır.



Şekil 11 - Yumuşak doku test numunesi

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

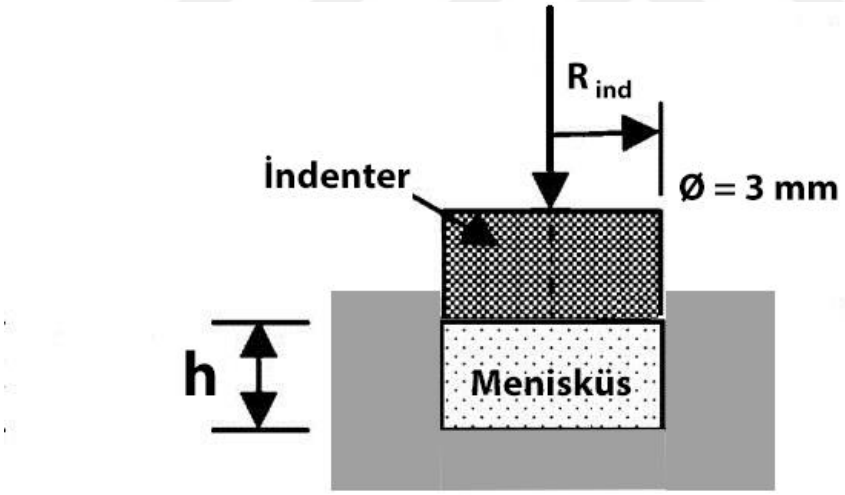
Araştırmanın bağımlı değişkenlerini Lateral Menisküs, Medial Menisküs ve Asetabular Labrum dokuları oluşturmakla beraber olup uygulanan basma deneyi araştırmanın bağımsız değişkenidir.

3.6. Veri toplama araçları

Her bir doku Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Laboratuarında biyomekanik testlere tabi tutulmak üzere silindirik numuneler halinde hazırlanmıştır. Numunelerin kalınlıkları dijital kumpas (INSIZE 1102-200 Electronic Caliper, INSIZE INC. USA) ölçülerek not edilmiştir.

Elde edilen standart menisküs numuneleri özel olarak tasarlanmış pot içerisine yerleştirildikten sonra, numunelere Şekil 12 de şematik olarak gösterildiği gibi yine 3 mm çapında düz uçlu indenter ile bası yükü uygulanmıştır. Bası deplasman parametresi 3 mm ile sınırlandırılarak menisküsün malzeme karekteristiği indentasyon testi ile belirlendi. Tüm testler aksiyel yük altında Elektromekanik Aktüatör ile gerçekleştirildi. (5 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan)

Veriler eşzamanlı olarak sistem üzerinden kayıt altına alınmıştır. Malzeme parametreleri, gerilme-şekil değiştirme eğrisi ile maksimum gerilme gerilmeleri hesaplanmıştır.



Şekil 12 - Menisküs indentasyon test düzeneği şematik görünümü

3.6.1.Mekanik Özelliklerin Belirlenmesi

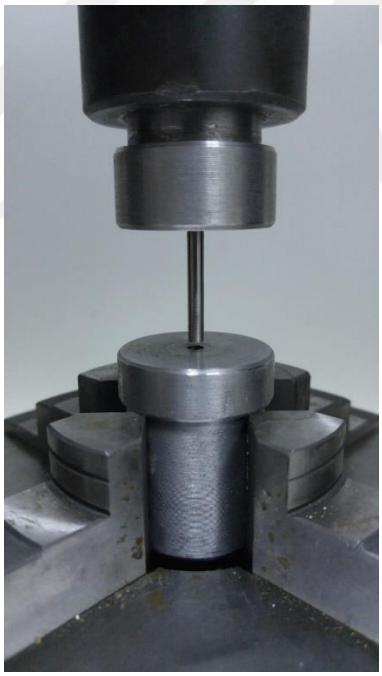
Tüm menisküs numunelerinin kalınlıkları dijital kumpas yardımı ile ölçüldü. Şekil 13'te gösterildiği gibi tüm kıkırdak doku numuneleri elektromekanik aktüatör ile bası

yüküne tabi tutuldu. Kuvvet ve deplasman, kıkırdak kalınlıları hesaba katılarak Elastisite (Young) modülü E (MPa) elde edilmiştir. Hesaplamalar daha önce tarif edilen metotlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir (44).

$$E = \frac{P(1-v)}{2awk}$$

Burada; P: uygulanan yük (N), w: intenderin aksiyel deplasmanı (mm) a: intenderin çapı(mm) v: poisson oranı (0,45) h: kıkırdak kalınlığıdır. K sabiti tüm numuneler için a/h ye göre hesaplanmıştır.

İndentasyon testlerinden sonra alınan değerler kıkırdak kalınlıkları ile birlikte yukarıdaki formülle hesaplanarak Nihai E değerleri elde edilmiştir. Test boyunca numuneler serum fizyoloji ile nemli tutulmuştur.



Şekil 13 - Menisküs kıkırdak yüzeyine uygulanan basma testlerinin görünümü

3.7. Araştırma Planı ve Takvimi



3.8. Verilerin Değerlendirilmesi

Olgular ticari SSPS yazılımında karşılaştırılacaktır. Mekanik özellikleri belirlenecek olan tüm kıkırdak doku numuneleri Non-Parametric, Mann Whitney U testi ile istatistiksel olarak incelenmiştir.

Menisküsün kalınlıkları, parçaları kalınlıkları ve basma test sonuçları ile hesaplanan Hayes skoru değerleri özellikleri ölçümle elde edilen verilerdir.

Verilerin değerlendirilmesinde SPSS 23.0 programı kullanılmıştır. Tüm istatistik analizlerde 'p<0.05' istatistik anlamlı sınır değeri olarak kabul edilmiştir.

3.9. Araştırmanın sınırlılıkları

Mekanik ölçümlerde numune standardizesinin zorluğu mevcuttur. Ölçüm sırasında numuneler daha sonra kullanılamamaktadır.

3.10. Etik Kurul Onayı

Çalışmanın etik kurul onayı; Dokuz Eylül Üniversitesi, 'Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu' ndan 01.06.2015 tarih ve 2015/14-33 Protokol No'lu onayı alınarak "İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokuların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması" başlığıyla alınmıştır.

6.BULGULAR

Çalışmamızdaki tüm numuneler tibia platosundan düzgün bir şekilde çıkarıldı. Numuneler zarar görmeden biyopsi kanulü ile alındı. Makroskopik olarak her üç grupta da eklem kıkırdağı dejenerasyonu gözlemlenmedi.

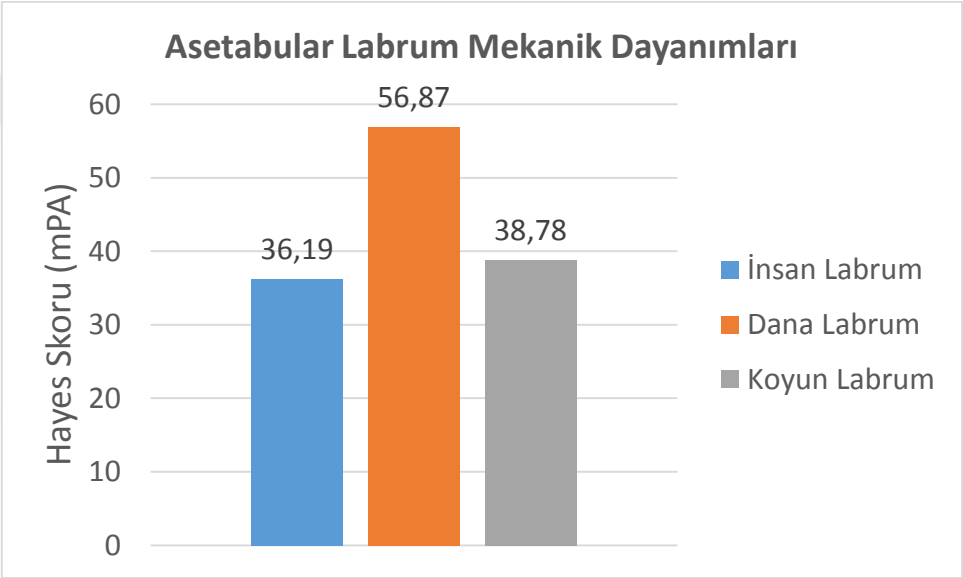
Çalışmamızda yer alan üç ayrı gruptaki menisküs ve asetabular labrum numuneleri biyomekanik testlere tabi tutuldu. Numunelerin kalınlıkları indentasyon ölçümleri ile elde edilen kuvvet deplasman değerleri kullanılarak hayes skorlaması yapıldı. Elde edilen Hayes Skorları; Non-Parametric, Mann Whitney U testi ile değerlendirildi. Elde edilen ortalama değerler ve p değerleri Tablo – 1 de gösterilmiştir.

Tablo 1 - Ölçümle belirlenen nonparametrik değişkenler ve dağılımlarının karşılaştırılması

Gruplar	Ortalama (MPa) ±SD	P Değeri	Gruplar	Ortalama (MPa) ±SD	P Değeri
İnsan Medial	11,50 3,152	0.882	**İnsan A. Labrum**	36,19 2,41	0.421
İnsan Lateral	12,88 2,417	0.401	**Koyun A. Labrum**	38,77 4,78	0.400
Dana Medial	24,35 5,385	**0.043***	**Dana A. Labrum**	56,87 1,01	**0.047***
Dana Lateral	27,59 2,808	0.977			
Koyun Medial	43,53 1,660	0.396			
Koyun Lateral	37,42 4,288	**0.047***			

Hazırlanan her bir doku numunelerinden alınan parçalara uygulanan biyomekanik testlerin sonuçları kıyaslandığında insan koyun ve dana labrumları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Asetabular labrum için yapılan gruplar arası karşılaştırmalarda ise dana labrum dokularının diğer asetabular labrum dokularından daha üstün biyomekanik özelliklere sahip olduğu gözlemlenmiş olup Tablo – 2 'de gösterilmiştir.

Tablo 2 - İnsan Dana ve Koyun da asetabular labrum mekanik dayanımları

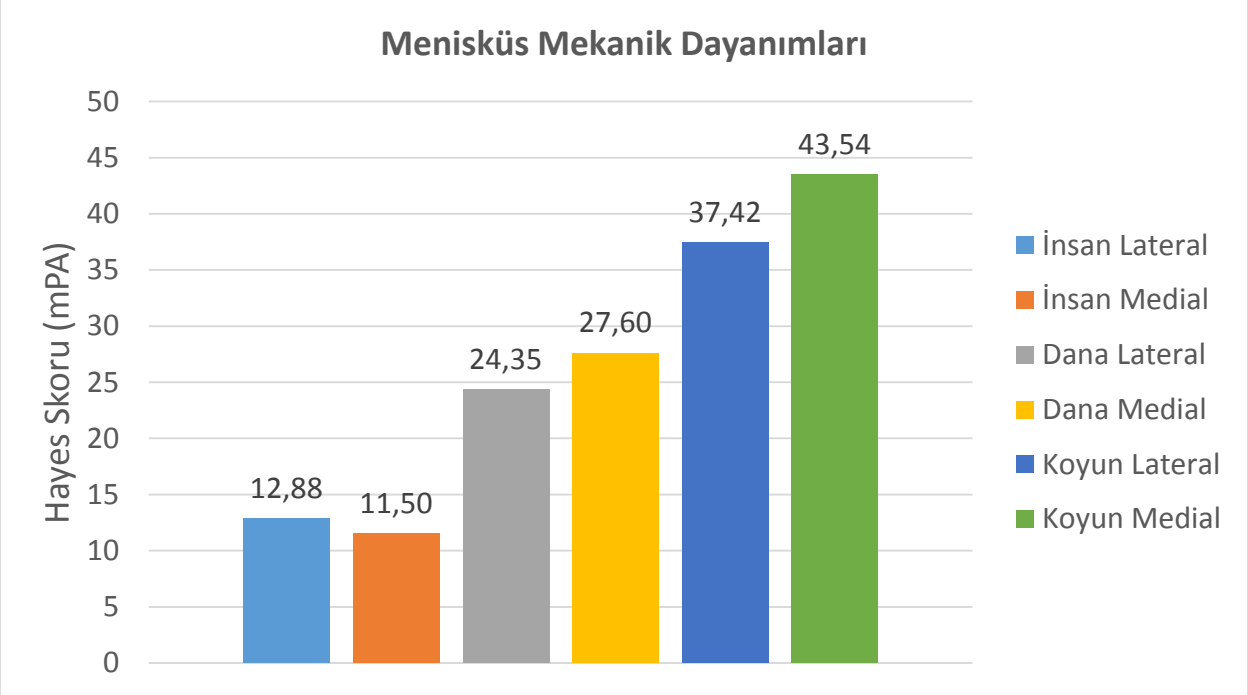


Menisküslerden ve asetabular labrumlardan alınan parçaların kalınlıkları ve basma testleri sonuçları kullanılarak daha önce bahsedilen $E = \frac{P(1-v)}{2awk}$ formülü ile hesaplanan Hayes skorları incelendiğinde, insan ve dana menisküsleri sonuçları karşılaştırıldığında lateral2 (p=0.042), lateral3 (p=0.021), medial1 (p=0.021), anlamlı bir fark saptandı. İnsan ve koyun menisküsleri sonuçları karşılaştırıldığında lateral3 (p=0.021) ve medial3 (p=0.021) anlamılı bulundu. Dana ve koyun karşılaştırmasında ve asetabular labrum karşılaştırmalarında ise anlamlı bir fark bulunamadı.

İnsan menisküsü ve koyun menisküsü Hayes skorları arasında iki kata yakın bir fark izlenmesine rağmen bu fark lateral3 ve medial3 lokasyonları haricinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

Menisküsün orta kısmından alınan parçaların kalınlıkları ve basma testleri sonucu elde edilen Hayes skoru değerleri kıyaslandığında ise üç grup arasında anlamlı fark olmadığı görüldü.

Tablo 3 - İnsan Dana ve Koyun da menisküs mekanik dayanımları



Çalışmada kullanılan tüm numunelerde lokasyonlara göre istatistik çalışma yapılmış olup lateral ve medial menisküs üzerinde ayrı üç lokasyonda alınan veriler karşılaştırılmıştır. İnsan ve dana menisküsünde en yakın istatistiksel anlamlılık seviyesi medial1 ve 2 konumlarında elde edilmiştir (p:0,248). Koyun menisküsünde medial 1 ve 3 arasında en yüksek anlamlılık seviyesi elde edilmiştir (p:0,149).

Çalışmamızda Tablo 3'te belirtildiği üzere koyun menisküsünün basma testi sonuçları üç grup arasında en yüksek bulunmuş, ona en çok yaklaşan grup ise dana menisküs grubu olarak saptanmıştır. Biyomekanik testlerde bazı örneklerin elde edilen indentasyon, örnek kalınlığı ve Hayes skoru verileri Tablo 4' te paylaşılmıştır.

Tablo 4 - Biyomekanik testlerde bazı örneklerin elde edilen indentasyon, örnek kalınlığı ve Hayes skoru verileri

		Meniscus Indentation 3mm çap / 3mm indentasyon				Meniskus Hayes Solution E (MPa)
İnsan		**Max Kuvvet (N)**	**a/h (mm)**	**Max % Gerilme (MPa)**	**"k" faktörü**	**E=P(1-v^2) / 2awk**
Lateral1	1	125,625	0,85714	71,0286	2,31375	4,330024311
Lateral2	1	349,844	0,85714	71,7143	2,31375	12,05837234
Lateral3	1	4,53125	0,85714	71,7429	2,31375	0,156182469
Medial1	1	24,5313	0,85714	71,6286	2,31375	0,845541297
Medial2	1	50,7813	0,85714	71,7143	2,31375	1,750322496
Medial3	1	13,125	0,85714	71,6286	2,31375	0,4523906
Lateral1	2	481,25	0,85714	67,4	2,31375	16,58765532
Lateral2	2	662,188	0,85714	60,9714	2,31375	22,82420011
Lateral3	2	375,469	0,85714	62,4572	2,31375	12,94161113
Medial1	2	431,094	0,85714	58,8857	2,31375	14,85888558
Medial2	2	515,313	0,85714	71,6857	2,31375	17,76173387
Medial3	2	468,594	0,85714	48,1714	2,31375	16,15143015
Lateral1	3	522,656	0,85714	61,5429	2,31375	18,01483133
Lateral2	3	352,031	0,85714	51,7143	2,31375	12,13375354
Lateral3	3	482,5	0,85714	66,7143	2,31375	16,63074014
Medial1	3	365,781	0,85714	61,6571	2,31375	12,60768655
Medial2	3	265,938	0,85714	67,4286	2,31375	9,16631248
Medial3	3	347,656	0,85714	58,8571	2,31375	11,98295667
Dana						
Lateral1	1	952,656	0,75	44,625	2,31375	32,83600908
Lateral2	1	666,719	0,75	36,325	2,31375	22,98037396
Lateral3	1	619,375	0,75	49,85	2,31375	21,34852782
Medial1	1	1285,47	0,75	51,525	2,31375	44,30739384
Medial2	1	1332,66	0,75	62,775	2,31375	45,93393193
Medial3	1	1049,22	0,75	33,375	2,31375	36,16436305
Lateral1	2	780,938	0,75	52,15	2,31375	26,91725791
Lateral2	2	621,563	0,75	59,025	2,31375	21,42394349
Lateral3	2	890,469	0,75	53,475	2,31375	30,69255656
Medial1	2	1186,09	0,75	43,6	2,31375	40,88197839
Medial2	2	273,281	0,75	62,875	2,31375	9,419409941
Medial3	2	582,813	0,75	62,8	2,31375	20,0883141
Lateral1	3	886,094	0,75	53,4	2,31375	30,5417597
Lateral2	3	906,719	0,75	47,175	2,31375	31,25265921
Lateral3	3	1073,75	0,75	60,275	2,31375	37,00985954
Medial1	3	1163,44	0,75	52,775	2,31375	40,10128147
Medial2	3	692,656	0,75	15,375	2,31375	23,87436672
Medial3	3	1276,09	0,75	62,75	2,31375	43,98408536
Koyun						
Lateral1	1	142,813	0,57143	71,7429	1,5425	7,38368671

Lateral2	1	1121,56	0,57143	71,1143	1,5425	57,98665154
Lateral3	1	584,531	0,57143	71,7714	1,5425	30,22129481
Medial1	1	731,25	0,57143	50,3143	1,5425	37,80692869
Medial2	1	575	0,57143	66,7714	1,5425	29,72852512
Medial3	1	613,438	0,57143	58,4286	1,5425	31,71583825
Lateral1	2	20,625	0,57143	71,8857	1,5425	1,066349271
Lateral2	2	968,438	0,57143	52,4	1,5425	50,06997115
Lateral3	2	1087,66	0,57143	71,7429	1,5425	56,2339611
Medial1	2	604,375	0,57143	71,7714	1,5425	31,24726499
Medial2	2	43,125	0,57143	71,7429	1,5425	2,229639384
Medial3	2	1313,44	0,57143	71,7429	1,5425	67,90718963
Lateral1	3	1503,59	0,57143	71,7429	1,5425	77,73828363
Lateral2	3	805,938	0,57143	52,4286	1,5425	41,66843144
Lateral3	3	679,375	0,57143	37,7143	1,5425	35,1248987
Medial1	3	223,281	0,57143	71,6571	1,5425	11,54402577
Medial2	3	927,344	0,57143	71,6857	1,5425	47,94533809
Medial3	3	780,938	0,57143	68,4286	1,5425	40,37588687

* K Faktörü = a/h ye göre, Indenter çapı / Doku kalınlığı
* Formül E=P(1-v^2) / 2awk

7.TARTIŞMA

Çalışmamızda insan kıkırdak dokuları ile çeşitli memelilerdeki kıkırdak dokularının mekanik açıdan farkları nelerdir sorusuna yanıt aradık. Kıkırdak dokular, sıvı dolu bir süngere benzetilebilir. Kollajen / proteoglikan matrisi boşluklar su ile doldurulmuş olarak elastik bir iskelet oluşturur. Sürekli parametre viskoelastik modeller, yük altında bu tür dokuların zamansal ve doğrusal bağlı olmayan davranışını tanımlamak için kullanılmışken, davranışlarının daha doğru bir açıklaması, iki fazlı (katı / sıvı) yapıları göz önüne alınarak değerlendirilmelidir.

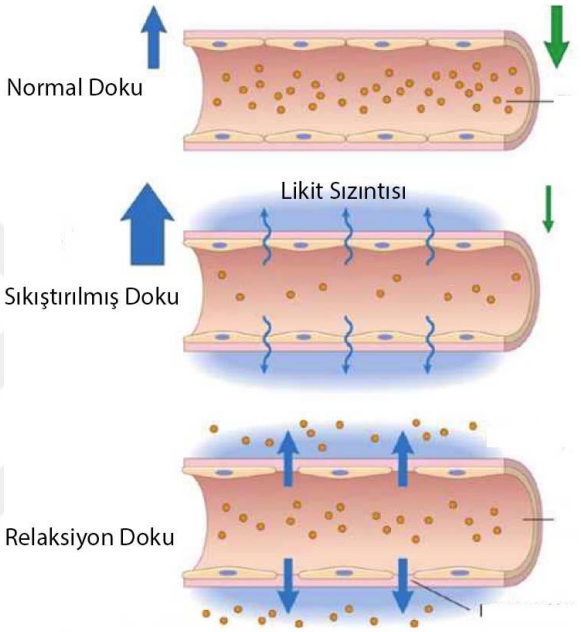
Stres gevşemesinde, sıvı dokudan sızar ve stres düzgün bir durum tepkisine düşer. Akışkan sabit halde hareket etmeyi bıraktığı için yük, katı matris tarafından taşınır. Bu nedenle, hidratasyon sıvısının kararlı durumda malzeme özellikleri üzerinde en az etkili olmasını beklenir. Bununla birlikte, sinoviyal sıvı için gevşeme modülünün değişkenlik gösterir. Sinoviyal akışkan, kollajen liflerin birbirine daha kolay kaymasını ve daha tutarlı bir şekilde rahatlamış dokuyu daha düşük gevşeme stresine neden olmasını sağlar. PBS'de lifler arasındaki iç sürtünme mevcut olabilir, bu da daha yüksek gevşeme modülüne ve artan değişkenliğe yol açabilir.

Biot'un teorisi Sistemin herhangi bir elemanı içindeki toplam gerilimin iki bölümden oluştuğunu belirtir: Bunlardan biri sıvının hidrostatik basıncı ve diğeri ise etkin gerilme olarak adlandırılan elastik iskelette ortalama stresdir. Sonlu elemanlar (FE) yönteminde yer almayan, gözenekli sıvı ile doymuş elastik gözenekli maddenin goveming denklemleri aşağıdaki varsayımlarla türetilir:

- Gözenekli ortam tamamen doymuştur.
- Toplam stresler gözenekli maddenin statik dengede elong bir kısmını korur.
- Etkili stres, elastikiyet matrisi ile iskelet içindeki suşlarla ilişkilidir.
- Katı matris ve gözenek sıvısı sıkıştırılamaz
- Gözenek hacmindeki değişim oranı sıvının yer değiştirdiği orana eşittir.
- Doku bir bütün olarak, sıvı olarak sıkışabilir.
- Gözenek akışkanının akışı Darcy kanununa göre bulunur.

Mow ve ark.'nın (45) tarafından önerilen, karışım teorisine dayalı bifazik modelde, sıvı viskozitesi, Biot'un poroelastic teorisine özdeştir. Bir poroelastic materyalin yüke cevabı, boşaltılan katı matrisin elastik modülü veya toplam modülü, matrisin geçirgenliği ile alakalı olmaktadır. Bu malzeme özellikleri kapalı bir sıkıştırma testinin sonucundan türetilebilir.

Hidrostatik dokular için poroelastik bir model kullanmanın önemi, aşağıdaki şekilde gösterilebilir.



Şekil 14 - Hidrostatik dokularda poroelastisite

Çıkış fazı sırasında, doku, gözenekli bir indentör ile sabit bir hızda sıkıştırılır. Sıvı üst yüzeyden ve akışkanın akışıyla oluşturulan sürtünme, dokuyu bastırmak için büyük bir kuvvet gerektirir. Gevşeme aşamasında üst yüzeyin yer değiştirmesi korunur.

Matris ve sıvının sıkıştırılamaz olduğu düşünülürse, sıvı faz olarak ifade edilmez. Yüzeydeki basınç ve stres, numunedeki gerilme alanı dengeler ve sıvı doku boyunca yeniden dağıtıldığında bozulur. Dokunun tamamen viskoelastik ve numune boyunca homojen bir toplam gerilme alanı öngörür ve bu durum katı matristeki gerinim alanı için geçerli değildir (46).

Labrumun katı matrisinin basınç ve geçirgenliğini belirlenmesi ileri çalışmalarda gerçekleştirilmelidir. Yüksek su içeriği (%70) ve fibriler kollajen yapısı ile dokunun, eklem kıkırdak veya meniskal doku gibi diğer sulu yumuşak dokular için gözlemlenene benzer bir sürünme tepkisi göstermesi beklenir. Genel olarak, teorik sürünme konsolidasyon eğrileri, gözlemlenen deneysel verilere uygundur ve nitel olarak kıkırdak ve menisküs için sürünme tepkilerine benzerdir. Dana labrumunun ortalama iç basınç modülü, dana eklem kıkırdağı için bildirilenlerin yaklaşık üçte biriyle yarısı kadardır.

Yapılan bir çalışmada, labrum dokusunun ortalama permeabilitesi, sığır eklem kıkırdağı için bildirilenden daha düşüktü ve ayrıca sığır menisküsünde gözlenenden daha düşük bulunmuştur (47). Labrumun düşük geçirgenlik ve agrega modülü, dokunun denge deplasmanına erişmesi için gerekli olan süre uzun olmakla beraber çalışmada kanıtlandığı üzere, sürünme tepkisini önemli ölçüde zaman sabiti ile büyük ölçüde etkilemiştir. Poroelastik bir katı için, interstisyel sıvı akışı sırasında oluşan sürtünme kuvvetleri, dokunun geçirgenliği ile ters orantılıdır. Doku yüklendiğinde, enerji bu kurgusal sürükleme kuvvetleri yoluyla dışarı atılmaktadır.

Doku yüklendiğinde, enerji sürtünme kuvvetleri vasıtasıyla dağıtılır. Labrumun düşük geçirgenliğinin dokunun şok emme kapasitesine katkıda bulunması, özellikle de eklem yerinden çıkmanın aşırı pozisyonlarında, çarpışma şiddetinin en aza indirgenmesi mümkündür. Bu çalışmanın sonuçları, aynı zamanda, baskın olarak çevresel kollajen lif demetlerine paralel ve dik olan labrum dokusunun geçirgenliğinde önemli olduğunu göstermektedir. Labrum boyunca interstisyel sıvı akışına karşı bir direnci vardır. Parametrik sonlu elemanlar analizleri, labrumun mekanik özelliklerinin sızdırmazlık kabiliyeti üzerindeki etkisini incelemek için kullanılabilir.

Son zamanlarda Ateshian ve Wang (48), kıkırdak tabakaları arasında matematiksel olarak temas yüzeyini kullanarak, hidrofilik dokulardaki sıvı basıncının, %90'ın üzerinde bir sürede, artan basınçte giderek arttığını gösterdiler. Bu analizde, uyumlu bir mafsal ile temas eden yüzeylerin geometrik yarıçaplarının birbirinin aynı olduğu bir mafsaldı. Bu durum Macirowski ve arkadaşlarının kalça eklemindeki sıvı basınç uygulamasındaki yük desteği için verdiği öngörüler ile de tutarlıdır.

Diğer bir yandan fizyolojik olarak insan dizinin sağlıklı işlev görmesi için sağlam bir menisküse ihtiyaç vardır. Menisküs hasarları veya menisküsün çıkarılması sonrası

dejenerasyon ve osteoartrit riskinin arttığı bilinmektedir (49) (50) (51). Doku mühendisliğinde menisküs yaralanmalarının tedavisinde geçmişte daha sık uygulanan parsiyel ya da total menisektomi sonrası yüksek oranda osteoartrit gelişmesinin gözlenmesi üzerine günümüzde menisküsün korunması ve tamiri kuvvetle önerilmektedir (52) (53).

Özellikle de tamirin başarısız olduğu avasküler bölgelerin hasarlarının tedavisinde menisküsün yerini alabilecek allogreftler veya menisküs yapı iskeleleri ön plana çıkmıştır. Farklı malzeme özelliklerine sahip birçok biyomateryal hasarlı menisküsün yerini alması amacıyla kullanılmıştır, öncelikle menissektomi sonrası ağrıyı gidermek için tasarlanan bu malzemeler ile kıkırdak hasarı ve ileride gelişebilecek osteoartritin de önüne geçilmesi amaçlanmıştır. Bunların başında uygulama sonrası resorbe olabilen menisküs dokusunun büyümesi için çatı oluşturacak hücre yapı iskeleleri (skafoldlar) gelmektedir. Ancak hiçbir yapay malzeme menisküsün mekanik özelliklerini sağlamada tam olarak başarılı olamamıştır (54). Tüm çabalara rağmen kıkırdağı çok iyi koruduğu kanıtlanarak rutin klinik kullanıma girmiş bir implant henüz bulunmamaktadır (55).

Üretim aşamasındaki çok yönlülük sayesinde doku mühendisliğindeki farklı ihtiyaçlara uygun biçimde biyouyumluluk, gözeneklilik, biyolojik olarak parçalanma ve mekanik özellikleri sağlayacak şekilllerde tasarlanabilmeleri en önemli avantajlarıdır (56).

Biyolojik olarak uyumlu ve biyolojik olarak bozunur poliaktidler ve poliglikoller gibi sentetik polimerler yıllarca dikiş materyali olarak kullanılmıştır. Bu polimerler menisküs dokusunun büyümesini desteklemek için matris geliştirme için oldukça popülerdir. İnce bağırsak submukozası, rekonstrüktif bir iyileşmeyi teşvik edebilen biyolojik bir iskele olarak görülmektedir. Köpeklerde meniskal defektlerin segmental replasmanları yaratılmıştır. Doku iskelesi yeni doku rejenerasyonunu desteklemek için emilebilir kollajen menisküs implantları insanlarda klinik çalışmalarda bulunmaktadır (57). Bu çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak doku mühendisliği yöntemleri kullanılarak oluşturulacak dokuların mekanik özelliklerinin bilinmesi amacıyla üretim proseslerinde dikkate alınması gerekmektedir. Menisküs dokusu üretimi ile ilgili biyolojik değerlendirmeler, hücre tipi, matris iskelesi ve çevresel koşullar da dahil olmak

üzere pek çok sorunun beraberinde gerektirir. Doku mühendisliğinde kullanılan materyallerin bazıları kolayca in vitro olarak elde edilebilse de, nihai yapının uzun vadeli işlevsel özelliklere sahip olması gerekir.

Biyomekanik özelliklerinin sağlam kıkırdak dokulara yaklaşacak biçimde adapte edilmesi gerekmektedir (55).

Ucuz oluşu, menisküs şeklinde üretilebilmesi ve hücre migrasyonunu uyarması özellikleri ortaya konan selüloz skafoldunun incelendiği bir biyomekanik çalışmada sağlam domuz menisküsünün basma modulusunden (21kPa) düşük olsa da, selüloz skafold (1,8 kPa) kollajen implanttan (0,23 kPa) daha üstün biyomekanik özellik göstermiştir.

Menisküs ve asetabular labrum biyomekanik çalışmalarında uygun hayvanın seçiminde hayvanlara özgü birçok faktör göz önüne alınmalıdır. Temelde tüm memeli hayvanlar çalışmalarda kullanılabilir. Dört ayak üzerinde hareket eden memelilerin diz biyomekaniği insandan farklıdır ancak iki ayak üzerinde hareket eden memelilerin de kendine özgü farklı yürüyüş paternleri vardır (58). Beslenme, anatomik ve biyokimyasal özellikler bakımından daha kolay çalışılabilen köpek menisküs modelinin en uygun seçim olduğu düşünülebilir (59) (60). Ancak köpek, domuz, koyun gibi daha büyük hayvanların temini, bakımı ve finansmanı daha zordur. Fare ve sıçan gibi daha küçük kemirgenlerin kolay bakımı ve ucuz olması gibi avantajlarına karşın; boyutlarının küçük olması ve menisküslerinde kemik parçacıklarının (ossicle) bulunması nedeniyle menisküs ve asetabular labrum çalışmaları için çok uygun değillerdir. Diz eklemi kemik geometrisi, kıkırdak ve tendon özellikleri bakımından insan dizine benzeyen deney hayvanlarının kullanılması, kolay temini ve sık yavrulamaları sayesinde homojen genetik özelliklere sahip olması aranabilir. Sıçan ve fare gibi kemirgenlerden daha düşük olsa da tavşanların rejenerasyon hızının insanlardan yüksek olduğu düşünülmektedir (61) (62).

Kıkırdak doku tamirleri ile ilgili çalışmalara bakıldığında menisküs tamiri sonuçlarının biyomekanik değerlendirmesinde daha çok germe testleri ve çevrimsel yüklenme testlerinin yapıldığı görülmektedir. Döngüsel yüklenme testlerinin önemi normalde menisküs dokusu üzerindeki tekrarlayan fizyolojik yüklenme durumlarının simüle edilebilmesidir. Döngüsel yüklenme testleri ile menisküs tamiri sonrası iki parça

arasında oluşan boşluk ve ne kadarlık bir yüklenmede dokunun ayrıldığı da değerlendirilebilir (59). Zellner ve ark.ları tavşan menisküsü avasküler bölgede oluşturdukları longitudinal yırtıkları kopma mukavemeti testlerine tabi tutmuşlar ve tedavi edilmeyen defektlerin kuvvet uygulamadan ayrılırken, hücre matriksi uygulanan grupta 1.3 N, sağlam menisküslerden oluşan kontrol grubunda ise 3 N kuvvetle ayrıldığını bildirmişlerdir (63).

Biz ise çalışmamızda basma testleri sonuçları ve malzeme kalınlığı göz önüne alınarak $E = \frac{P(1-v)}{2awk}$ formülü ile hesaplanan Hayes skorlaması ile üç gruptaki asetabular labrum ve menisküs doku numunelerinin kompresif özelliklerini karşılaştırdık. Menisküsün basma testi sonuçlarında en çok mukavvemet gösteren grup koyun olarak saptanmıştır.

Elastisite modülü (MPa) ve sürünme (kıkırdak kalınlığına göre), test edilen kıkırdağın kalınlığının yanı sıra, indenterin kesit alanının hesaba katıldığı bir normalizasyon işlemi ile türetilmiştir. Menisküs altındaki alanlar, sadece sertliği (N / mm) ve sürünme (mm) değerlerini karşılaştırırılmıştır.

Bu çalışmadaki poison oranı, sıkıştırılamaz bir malzemeye yakın olan 0.45 'lik bir değer alındı. Çalışmalar, eklem kıkırdağında bu oranın 0.222'ye kadar düştüğünü bildirmiştir. Ancak daha önce verilen ölçeklendirme faktörleri, Poisson oranı 0.3'ün altında olan materyalleri incelemek için kullanılan maddeleri kapsamamaktadır. Yine bir çalışmada, materyallerin küçük Poisson oranlarına sahip olması ile ilgili ölçek faktörlerine bakılarak ve indenter yarıçapının ve doku derinliğinin boyutsuz oranı için, ölçekleme faktöründe, indenter boyutunun azalmasıyla hataların arttığı sonucuna varmıştır (64). Bu çalışmada, Poisson oranı 0.45 ve indenter yarıçapının kalınlık (boy) oranının yaklaşık 0.2 (kıkırdağın kalınlığına bağlı olarak) kullanılarak, ölçek faktörünün mantıklı bir tahmini çıkarıldı.

Bununla birlikte, bu hesaplamalarda kullanılması gereken ölçek faktörlerinin daha ilgili bir tahminini elde etmek için Poisson oranı, indenter boyutu ve kıkırdak kalınlığının etkileri bakımından daha fazla araştırma yapılmalıdır. Her halükârda, bu çalışmanın sonuçları, menisküs altında menisküs ile örtülmemiş olan bölgeden farklı olan eklem kıkırdak mekanik özelliklerini göstermiştir.

İnsan eklem kıkırdağının ani basınç modülünün, menisküsün kapsadığı bölgelerde, bulunmayan bölgelerle karşılaştırıldığında belirgin olarak daha sert olduğu bulunmuştur (2).

Eklem kıkırdağı (65) (66), intervertebral diskler (67) ve menisküs (68) için bifazik modeller önerilmiştir. Bu sisteme uygulanan bir yük, su gözeneklerden sıkıştıkça bir dereceye kadar sürünme meydana getirecektir. Yerleşme oranı gözeneklerden akmaya dirence bağlıdır. Böyle bir materyal genellikle poroelastik (gözenekli, elastik iskelet) olarak adlandırılır ve malzeme davranışı, orijinal olarak yerleşimini tanımlamak için geliştirilen, Biot'un konsolidasyon teorisi tarafından açıklanabilir.

Çalışmamızın biyomekanik değerlendirme aşamasında doku örneklerinin alınması ve bunların elde edilen standart numunelere uyacak şekilde özel olarak tasarlanmış, paslanmaz çelik pot içerisine yerleştirilmesi sırasında numune boyutlarının birbirinden farklı ve standart bir dizilime sahip olmamaları nedeni ile sonuçlarda farklılık gözlemlenmiştir.

8.SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- Çalışmamızda insan vucudundaki farklı kıkırdak dokuların mukavemet değerleri bulunup koyun ve dana materyalleri ile karşılaştırılmıştır. Doku mühendiliği teknikleriyle üretilecek olan kıkırdak dokuların malzeme özellikleri gereksinimleri tanımlanmaya çalışılmıştır.

- Fizyolojik koşullarda asetabular labrum ve menisküzler genellikle kompresif güçlere maruz kalmaktadır. Dolayısıyla Üretilecek skafold ve benzeri biyomalzemelerin kompresif güçlere dayanımını bilinmelidir.

- Diz eklemi kemik geometrisi, kıkırdak ve tendon özellikleri bakımından insan dizine benzerlikleri, koyun ve dana kıkırdak dokuların indentasyon tesleri için numune boyutlarından dolayı uygun bir modeldir.

- Lateral ve Medial menisküsteki malzeme karekteristiği aynı değildir. Bu bağlamda asetabular labrum için de aynı sonuca varılabilir.

- Analitik bir modelin yanı sıra, insan meniskal dokusunun elastisite modülünü ve hidrolik geçirgenliğini tahmin etmek için sonlu elemanlar yöntemi geliştirilip, kullanılabilir.

- Deneysel in-vitro testler için insan kıkırdak dokularında çevresel test koşullarının yanında viskoelastik özellikler kıkırdak mekaniğini önemli ölçüde etkileyebilir. Ayrıca hidrolik geçirgenlik kıkırdak dokular için öneme sahip olup mekanik yük altında doku davranışları incelenmelidir.

- İleriki çalışmalarda üretilecek olan kıkırdak doku iskelelerin bu tez çalışmasında elde edilen biyomekanik özelliklere dayanark üretilmesi amaçlanmalıdır. Bu

amaçla sentetik kıkırdak doku iskeleleri yerine doğal asellüler kıkırdak doku iskelelerin üretilmesi anatomik ve biyomekanik özelliklerini taklit etmesi bakımından daha uygun olacaktır.

- İnsan menisküs dokusu yüksek sıkıştırma yüklerine maruz kalır ve karmaşık yükleme durumlarına dayanması gerekir. Doğal dokuya kıyasla, piyasada bulunan yapay materyallerin düşük biyomekanik özellikleri vardır. Bu nedenle, bu çalışmada getirilen yaklaşımların sınırlamalarını göz önünde bulundurarak sunum sonuçlarının menisküs replasmanı için mevcut materyallerin geleceği veya iyileştirilmesi üzerinde etkisi olabileceğini düşünülmektedir. Bu amaçla sentetik kıkırdak doku iskeleleri yerine doğal asellüler kıkırdak doku iskelelerin üretilmesi anatomik ve biyomekanik özelliklerini taklit etmesi bakımından daha uygun olacaktır.

- Çalışmada kullanılan yöntem ile tümörlü kıkırdak dokuların mekanik özellikleri belirlenip tümörlü doku teşhisinde tanımlayıcı bir teknik oluşturulabilir. Sağlam ve tümörlü kıkırdak dokular arasındaki farklar belirlenip cerrahın tanı ve tedavisine yardımcı olabilir.

- Artroskopik kontrol altında kıkırdak mekanik özelliklerini belirleyecek küçük boyutlu bir indentasyon cihazı geliştirilebilr. Kıkırdak deformasyonuna direnç gösterdiği maksimal indentasyon kuvveti üzerinde sabit bir şekil değiştirme uygulanıp, kıkırdak sertliği için bir ölçüt olarak kullanılabilir. Böylelikle pratik ölçümler sağlanıp, anlık veriler elde edilebilir.

- Menisküs ve labrumda çeşitli bölgelerin biyomekanik özelliklerinin karşılaştırılmasında kullanılan Hayes skorları değerlendirildiğinde insan ve dana arasında fark olduğu görülmüştür. Koyun ve Dana arasındaki Hayes skoru insan dokularının neredeyse iki katı olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

- Bu çalışmanın sonuçları koyun kıkırdak dokularının diğerlerine kıyasla daha üstün biyomekanik özellikler ortaya koyduğunu göstermiştir.

KAYNAKÇA

1. The effects of exercise on human articular cartilage. TF Eckstein, 1 M Hudelmaier,1 and R Putz2. ; 208(4): 491–512., basım yeri bilinmiyor : Apr, J Anat., 2006.

2. Mechanical properties of articular cartilage covered by the meniscus, - . A. Thambyah Ph.D.*, A. Nather M.D. and J. Goh Ph.D. basım yeri bilinmiyor : OsteoArthritis and Cartilage, 2006, Cilt 14, 580e588.

3. Characterization of site-specific biomechanical properties of human meniscus—Importance of collagen and fluid on mechanical nonlinearities, Journal of Biomechanics, E.K. Danso, J.T.A. Mäkelä, P. Tanska, M.E. Mononen, J.T.J. Honkanen, J.S. Jurvelin, J. Töy.

4. The knee meniscus: structure-function, pathophysiology,. Eleftherios A. Makris, MD, Pasha Hadidi, BS, and Kyriacos A. Athanasiou, Ph.D., P.E. 7411–7431, basım yeri bilinmiyor : Biomaterials, 2011, Cilt October ; 32(30).

5. The basic science of human knee menisci: structure, composition, and function. Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. 4(4):340–51, 2012 : Sports Health.

6. (ed)., Davies DV. The knee joint. London: Longmans : Gray□s Anatomy, 1972.

7. Medial meniscus anatomy—from basic science to treatment. Robert Śmigielski, Roland Becker, Urszula Zdanowicz, Bogdan Ciszek. Issue 1, pp 8–14, basım yeri bilinmiyor : Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, January 2015, Cilt Volume 23.

8. MENISCI: STRUCTURE AND FUNCTION. Ankit Chawla, Amite Pankaj Aggarwal. Page 3-7, basım yeri bilinmiyor : Volume 1 , Nov 2016, Cilt Issue 2.

9. ULUÇAY, Dr.Çağatay. DİZ OSTEOARTRİTİNDE ARTROSKOPİK DEBRİDMAN VE. İstanbul : Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 2005.

10. The Basic Science of Human Knee Menisci: Structure, Composition, and Function. Alice J. S. Fox, MSc, Asheesh Bedi, MD, and Scott A. Rodeo, MD. no. 4, basım yeri bilinmiyor : Orthopaedic Surgery, 2012, Cilt vol. 4 .

11. McDermott ID, Amis AA. The consequences of meniscectomy. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 2006 Dec 1;88(12):1549-56.

12. Eggli S, Wegmüller H, Kosina J, Huckell C, Jakob RP. Long-term results of arthroscopic meniscal repair an analysis of isolated tears. The American Journal of Sports Medicine. 1995 Dec 1;23(6):715-20.

13. Rodeo SA, Kawamura S. Form and function of the meniscus. In: Einhorn TA, O'Keefe RJ, Buckwalter JA eds. Orthopedic Basic Science. 3rd ed. Rosemont, IL, USA: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2007. p.175–89.

14. Jerosch J, Prymka M. Proprioception and joint stability. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy. 1996 Sep 1;4(3):171-9.

15. Meniscus preservation; rationale, repair techniques and results. Kevin T. Boyd, Peter T. Myers. 1–11, basım yeri bilinmiyor : Elsevier Science, 2003, Cilt 10.

16. Piazza SJ, Cavanagh PR. Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. Journal of biomechanics. 2000 Aug 31;33(8):1029-34.

17. Vedi V, Spouse E, Williams A, Tennant SJ, Hunt DM, Gedroyc WM. Meniscal movement An in-vivo study using dynamic MRI. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 1999 Jan 1;81(1):37-41.

18. Boyd KT, Myers PT. Meniscus preservation; rationale, repair techniques and results. The Knee. 2003 Mar 31;10(1):1-1.
19. Shrive NG, O'connor JJ, Goodfellow JW. Load-bearing in the knee joint. Clinical orthopaedics and related research. 1978 Mar 1;131:279-87.
20. Walker PS, Erkiuan MJ. The role of the menisci in force transmission across the knee. Clinical orthopaedics and related research. 1975 Jun 1;109:184-92.
21. Aagaard H, Verdonk R. Function of the normal meniscus and consequences of meniscal resection. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 1999 Jun 1;9(3):134-40.
22. Fithian DC, Kelly MA, Mow VC. Material properties and structure-function relationships in the menisci. Clinical orthopaedics and related research. 1990 Mar 1;252:19-31.
23. Kawamura S, Lotito K, Rodeo SA. Biomechanics and healing response of the meniscus. Operative Techniques in Sports Medicine. 2003 Apr 30;11(2):68-76.
24. Fairbank TJ. Knee joint changes after meniscectomy. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume. 1948 Nov 1;30(4):664-70.
25. Lee SJ, Aadalen KJ, Malaviya P, Lorenz EP, Hayden JK, Farr J, Kang RW, Cole BJ. Tibiofemoral contact mechanics after serial medial meniscectomies in the human cadaveric knee. The American journal of sports medicine. 2006 Aug 1;34(8):1334-44.
26. Functions of the menisci. A preliminary study. Seedhom BB, Dowson D, Wrighı V:. 381-382, 1974, basım yeri bilinmiyor : J Bone Joint , Cilt 56 (B):.
27. Load-bearing mode of the knee joint: Physieal behavior of the knee joint without meniscii. Kurosawa H, Fukubayashi T, Nakajima H. 149: 283-290, 1980,, basım yeri bilinmiyor : Cli. Orthtop.
28. Mechanical changes in the knee after menisectomy . Krauue WR, Pope M, Johnson RJ, Wilder D. 99-604, 1976, basım yeri bilinmiyor : Bone and Surg , Cilt 58 (A): 5.
29. Seedhom BB, Dowson D, Wright V. Proceedings: Functions of the menisci. A preliminary study. Annals of the Rheumatic Diseases. 1974 Jan;33(1):111.
30. Gray JC. Neural and vascular anatomy of the menisci of the human knee. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 1999 Jan;29(1):23-30.
31. JW., Thomas Byrd. Gross anatomy - Operative Hip Arthroscopy. New York : Springer Science Business Media, Inc; , 2005. 2nd ed. .
32. Simon SR, Alaranta H, An KN, et al. Kinesiology. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR,. Orthopaedic basic science: Biology and biomechanics of the musculoskeletal system,. Rosemont, IL: America : American Academy of Orthopaedic Surgeons.
33. Anatomy histologic features, and vascularity of the adult acetabular labrum. Seldes RM, Tan V, Hunt J, Katz M, Winiarsky R, Fitzgerald RH Jr. (382):232–40], basım yeri bilinmiyor : Clin Orthop Relat Res , 2001.
34. An in vitro investigation of the acetabular labral seal in hip joint mechanics. Ferguson SJ, Bryant JT, Ganz R, Ito K. 36(2):171–8, basım yeri bilinmiyor : J Biomech , 2003.
35. The role of labral lesions to development of early degenerative hip disease. McCarthy JC, Noble PC, Schuck MR, Wright J, Lee J. The Otto E. Aufranc. basım yeri bilinmiyor : Clin Orthop Relat Res, 2001, Cilt 393 :25–37.
36. Embryology of the acetabular labral-chondral complex. Cashin M, Uhthoff H, O'Neill M, Beaulé PE. 90:1019-24. 05. , basım yeri bilinmiyor : J Bone Joint Surg [Br] , 2008.

37. Anatomy, histologic features, and vascularity of adult acetabulum. Seldes RM, Tan V, Hun V. 382: 232–240)., basım yeri bilinmiyor : Clin Orthop Related Research., 2001.
38. The nerve endings of acetabular labrum. Kim YT, Azuma H. 320: 176–181), basım yeri bilinmiyor : Clin Orthop. , 1995.
39. Miller M.D, Cole B. Textbook of Arthroscopy. J:Arthroscopy of the Hip. basım yeri bilinmiyor : Elsevier, 2004.
40. S:, Tepic. Congniency of the human hipjoint. basım yeri bilinmiyor : Massachusetts Institute of Technology, 1980. Cilt MSc, Thesis, .
41. Three-dimensional architecture of the acetabular Iabrum - a scanning etectron rnicroscopic study. N, Shibutani. 6233 1-329, 1988, basım yeri bilinmiyor : Journal of the Japanese Orthopaedic Association .
42. Intra-articular acetabular labrurn: a possible etiological factor in certain cases of osteoarthritis of the hip. Harris WH, Bourne RB, Oh. A:510-514, 1979, basım yeri bilinmiyor : Journal of Bone and Joint Surgery.
43. Tom acetabular labulum in young patients. Artllroscopic diagnosis and treatment. Ikeda T. Awaya G. Suailci S, Okada Y, Tada H. 70-B: 1 3-1 6, 1988, basım yeri bilinmiyor : Jorrrnal of Bone andJoint Srrrgery .
44. Mathematical analysis for indentation tests of articular cartilage. . Hayes WC, Keer LM, Herrmann G, Mockros LF. A. Sep;5(5):541e51, basım yeri bilinmiyor : J Biomech, 1972.
45. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression: theory and experiments. Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG. basım yeri bilinmiyor : Journal of Mechanical Engineering, 1980.
46. Hayes., VC Mow and WC. Structure and fùnction of articular cartilage and meniscus. Ln: Basic Orthopaedic Biomechanis . New York, : Raven Press.
47. interspecies variation compressive biomechanical properties of the rneniscus. Joshi MD. Suh J-K, Marui T, Woo SL-Y. 82, basım yeri bilinmiyor : Jotrrnal of Biomenical :Materials Research, 1995, Cilt 295323-.
48. A theoretical solution for the frictionIess rolling contact of cylindrical biphasic articular cartiiage layers. Ateshian GA, Wang H. 28: 134 1-1 355,, basım yeri bilinmiyor : Joztrnal of Biomechanics, Cilt 1995.
49. Rodkey WG. Basic biology of the meniscus and response to injury. Instr Course Lect. 2000;49:189-193.
50. LANZER WL, KOMENDA G. Changes in articular cartilage after meniscectomy. Clinical orthopaedics and related research. 1990 Mar 1;252:41-8.
51. McCann L, Ingham E, Jin Z, Fisher J. Influence of the meniscus on friction and degradation of cartilage in the natural knee joint. Osteoarthritis and Cartilage. 2009 Aug 31;17(8):995-1000.
52. Papalia R, Del Buono A, Osti L, Denaro V, Maffulli N. Meniscectomy as a risk factor for knee osteoarthritis: a systematic review. British medical bulletin. 2011 Jan 19:ldq043.
53. Rangger C, Klestil T, Gloetzer W, Kemmler G, Benedetto KP. Osteoarthritis after arthroscopic partial meniscectomy. The American Journal of Sports Medicine. 1995 Mar 1;23(2):240-4.
54. Buma P, Ramrattan NN, van Tienen TG, Veth RP. Tissue engineering of the meniscus. Biomaterials. 2004 Apr 30;25(9):1523-32.

55. Rongen JJ, van Tienen TG, van Bochove B, Grijpma DW, Buma P. Biomaterials in search of a meniscus substitute. Biomaterials. 2014 Apr 30;35(11):3527-40.
56. Odian GG. Principles of polymerization. 4th ed. New York; Chichester: Wiley;2004.
57. Turner, A. Simon. Research in Orthopedic Surgery. Surgical Research. basım yeri bilinmiyor : Academic Press, 2001.
58. Rudert M. Histological evaluation of osteochondral defects: consideration of animal models with emphasis on the rabbit, experimental setup, follow-up and applied methods. Cells Tissues Organs. 2002 Aug 12;171(4):229-40.
59. Ortopedi ve Travmatolojide Deneysel Hayvan Modelleri. Bölüm 10 Menisküs ve Diz Eklemi Bağ Yaralanmaları için Hayvan Modelleri.sy 153-171. ANKARA : yazarı bilinmiyor, 2015.
60. Klompmaker J, Veth RPH. Animal models of meniscal repair. An YH, Freidman RJ, editors. Animal models in orthopaedic research. CRC press; 1998 Sep 30.
61. Chevrier A, Nelea M, Hurtig MB, Hoemann CD, Buschmann MD. Meniscus structure in human, sheep, and rabbit for animal models of meniscus repair. Journal of Orthopaedic Research. 2009 Sep 1;27(9):1197-203.
62. MOON MS, KIM JM, OK IY. The Normal and Regenerated Meniscus in Rabbits Morphologic and Histologic Studies. Clinical orthopaedics and related research. 1984 Jan 1;182:264-9.
63. Zellner J, Hierl K, Mueller M, Pfeifer C, Berner A, Dienstknecht T, Krutsch W, Geis S, Gehmert S, Kujat R, Dendorfer S. Stem cell-based tissue-engineering for treatment of meniscal tears in the avascular zone. Journal of . Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2013 Oct 1;101(7):1133-42. : yazarı bilinmiyor.
64. A mathematical approximation for the solution of a static indentation test. Haider MA, Holmes MH. :747e51, basım yeri bilinmiyor : J Biomech , 1997, Cilt Jul;30(7).
65. Spilker RL, Suh JK, Mow VC:. A finite element formulation of the nonlinear biphasic model for articular cartilage and hydrated sofi tissues including straindependent permeability. ln: Comportational Methods in Bioengineering.
66. On the fundamental fluid transport mechanisms through normal and pathological articular cartilage during function - II. the analysis, solution and conclusions. VC:, Torzilli PA. Mow. basım yeri bilinmiyor : Journal of Biornechanics, 1976.
67. Structural models for human spinal motion sebments based on a poroelastic view of the intervertebrai disk. Simon BR, Wu JSS, Carlton MW, Evans JH, Kazarian LE. basım yeri bilinmiyor : Jorirnal of Biomechanical Engineering , 1985.
68. A transversely isotropic biphasic finite element model of the meniscus. Spilker RL, Donzelli PS, Mow VC:. basım yeri bilinmiyor : Jornal of Biornechanics, 1992.
69. Day B, Mackenzie WG, Shim SS, Leung G. The vascular and nerve supply of the human meniscus. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery. 1985 Dec 31;1(1):58-62.

Ekler

ÖZGEÇMİŞ

ADI SOYADI R. Buğra Hüsemoğlu

TC Kimlik No / Pasaport No:	26648050528
Doğum Yılı:	1987
Yazışma Adresi :	
Telefon :	5554793164
Faks :	
e-posta :	bugrahusem@gmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ

Ülke	Üniversite	Fakülte/Enstitü	Öğrenim Alanı	Derece	Mezuniyet Yılı
Türkiye	Dokuz Eylül Üniversitesi	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Biyomekanik	Yüksek Lisans	2017
Türkiye	Ahmet Yesevi Üniversitesi	Fen Fakültesi	Endüstri Müh	Lisans	2010

AKADEMİK/MESLEKTE DENEYİM

Kurum/Kuruluş	Ülke	Şehir	Bölüm/Birim	Görev Türü	Görev Dönemi
				.	

UZMANLIK ALANLARI

Uzmanlık Alanları

DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

Son Bir Yılda Uluslararası İndekslere Kayıtlı Makale/Derleme İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Son Bir Yılda Projeler İçin Yapılan Danışmanlık Sayısı			
Yayınlara Alınan Toplam Atıf Sayısı			
Danışmanlık Yapılan Öğrenci Sayısı		**Tamamlanan**	**Devam Eden**
	Yüksek Lisans		
	Doktora		
	Uzmanlık		
Diğer Faaliyetler (Eser/görev/faaliyet/ sorumluluk/olay/üyelik vb.)			

ÖDÜLLER

	Ödülün Adı	**Alındığı Kuruluş**	**Yılı**
☐			

YAYINLARI
SCI, SSCI, AHCI indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

Suture Anchor Fixation in Osteoporotic Bone: A Biomechanical Study in an Ovine Model - Levent Horoz, Onur Hapa, F. Alan Barber, Buğra Hüsemoğlu, Hasan Havitçioğlu Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery, Volume 33, Issue 1, January 2017, Pages 68-74

Diğer dergilerde yayınlanan makaleler

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

Etik Kurul Raporu

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Konu: Karar hk.- 467 01.06.2015

Sayın Yard.Doç.Dr.Ahmet Karakaşlı,

Kurulumuz tarafından 28.05.2015 tarih ve 2062-GOA protokol numaralı 2015/14-33 karar numarası ile görüşülen "**İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokuların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması** " konulu araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof.Dr.Banu ÖNVURAL
Başkan

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Yerleşkesi İnciraltı 35340 İZMİR-TÜRKİYE
Tel:0 232 4122254 - 0 232 4122258 Faks: 0232 4122243 Elektronik posta:etikkurul@deu.edu.tr

Z EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**etikkurul@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	2062-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐	AKADEMİK AMAÇLI ☐
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokuların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	**Yard.Doç.Dr.Ahmet Karakaşlı Ortopedi ve Travmatoloji A.D**	
	DESTEKLEYİCİ VE AÇIK ADRESİ	-	
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLCİSİ VE ADRESİ	-	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2015/14-33**	**Tarih: 28.05.2015**
	Yard.Doç.Dr.Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu **"İnsan Vücudundaki Çeşitli Kıkırdak Dokuların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi ve Diğer Memelilerdeki Farklılıkların Ortaya Konulması"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, etik açıdan çalışmanın gerçekleştirilmesinin uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	
ETİK KURUL BİLGİLERİ		
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu	
ETİK KURUL ÜYELERİ		

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Banu ÖNVURAL (Başkan)	Tıbbi Biyokimya	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyokimya Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ş.Reyhan UÇKU (Başkan Yardımcısı)	Halk Sağlığı	DEU Tıp Fakültesi Halk Sağlığı A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nejat SARIOSMANOĞLU	Kalp Damar Cerrahisi	DEU Tıp Fakültesi Kalp Damar Cerrahisi Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ece BÖBER	Pediatrik Endokrinoloji	DEU Tıp Fakültesi Çocuk Sağlığı ve Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Vesile ÖZTÜRK	Nöroloji	DEU Tıp Fakültesi Nöroloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Ahmet Turan IŞIK	Geriatri	DEU Tıp Fakültesi İç Hastalıkları Anabilim Dalı	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Mukaddes GÜNELİ	Tıbbi Farmakoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Prof.Dr.Ayşe Aydan ÖZKÜTÜK	Tıbbi Mikrobiyoloji	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nihal GELECEK	Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon	DEU Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Müge KİRAY	Fizyoloji	DEU Tıp Fakültesi Fizyoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Şeyda Seren İNTEPELER	Hemşirelik Yönetimi	DEU Hemşirelik Fakültesi Hemşirelik Yönetimi A.D	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Doç.Dr.Sefa KIZILDAĞ	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	DEU Tıp Fakültesi Tıbbi Biyoloji ve Genetik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Sevda ÖZKARDEŞLER	Anesteziyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Anesteziyoloji ve Reanimasyon A.D.	Kadın	E ☐	H ☒	Katılmadı
Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN	Hukuk	DEU Tıp Tarihi ve Etik A.D	Erkek	E ☐	H ☒	Katılmadı
Mehmet Erhan ÖZKUL	Sağlık mensubu olmayan üye	D.E.U Tıp Fakültesi İdari Mali İşler	Erkek	E ☐	H ☒	