

**T.C
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI**

**OSTEOARTRİTLİ HASTALARDA FEMORAL KONDİL
KIKIRDAĞI YÜZEY ALANI VE HACMİNİN
HESAPLANMASI**

**Hazırlayan
Demet ÜNALMIŞ**

**Danışman
Prof. Dr. Niyazi ACER**

Yüksek Lisans Tezi

**Aralık 2016
KAYSERİ**

**T.C
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI**

**OSTEOARTRİTLİ HASTALARDA FEMORAL KONDİL
KIKIRDAĞI YÜZEY ALANI VE HACMİNİN
HESAPLANMASI**

Yüksek Lisans Tezi

**Hazırlayan
Demet ÜNALMIŞ**

**Danışman
Prof. Dr. Niyazi ACER**

**Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
TYL-2014-5209 nolu proje ile desteklenmiştir.**

**Aralık 2016
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmada tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: Demet ÜNALMIŞ

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Osteoartritli hastalarda femoral kondil kıkırdağı yüzey alanı ve hacminin hesaplanması” adlı **Yüksek Lisans Tezi**, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Demet ÜNALMIŞ

Danışman

Prof. Dr. Niyazi ACER

Anabilim Dalı Başkanı

Prof. Dr. Erdoğan UNUR

KABUL VE ONAY

Prof. Dr. Niyazi ACER danışmanlığında Demet ÜNALMIŞ tarafından “Osteoartritli Hastalarda Femoral Kondil Kıkırdağının Yüzey Alanı ve Hacminin Hesaplanması” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

30/12/2016

JÜRİ

İmza

Danışman

Prof. Dr. Niyazi ACER (Erciyes Üniv. Tıp Fak. Anatomi AD.)

Üye:

Yrd. Doç. Dr. Seher YILMAZ (Bozok Üniv. Tıp Fak. Anatomi AD.)

Üye:

Yrd. Doç. Dr. Ayşe SAĞIROĞLU (Erciyes Üniv. Tıp Fak. Anatomi AD.)

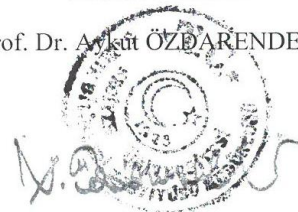
ONAY:

Bu tezin kabulü Enstitü Yönetim Kurulunun 19.01.2017 tarih ve 765 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

19.01.2017

Enstitü Müdürü

Prof. Dr. Aykurt ÖZBARENDELI



TEŞEKKÜR

Anatomi yüksek lisans eğitimim boyunca ilk günden itibaren, yetişmemde ve tez çalışmamda büyük katkıları olan, gerek akademik gerek kişisel her konuda bilgi ve tecrübelerini aktaran değerli hocam ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Niyazi Acer'e,

Tez dönemim boyunca yardım ve rehberlik eden sayın Yrd. Doç. Dr. Ayşe SAĞIROĞLU' na ve araştırmalarım için manyetik rezonans görüntüleri temininde yardımcı olan tüm radyoloji ekibine,

Eğitimimin ilk yılından itibaren bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım sayın hocalarım; Prof. Dr. Erdoğan UNUR, Prof. Dr. Harun ÜLGER, Prof. Dr. Kenan AYCAN, Doç. Dr. Tolga ERTEKİN ve Yrd. Doç. Dr. Mehtap NİSARİ' ye,

Yüksek lisans eğitimim boyunca beraber öğrenim görüp sıcak bir ortamda çalıştığımız tüm arkadaşlarıma, özveri ve ilgiliyle çalışan bölüm yardımcı personellerine ve her zaman yardıma açık olan bölüm sekreterimiz Hüseyin Çelebi'ye,

Yaşadığım her anda, benden sevgilerini, fedakârlıklarını, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili annem, sevgili babam ve canım kardeşlerime,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Demet ÜNALMIŞ,

Aralık 2016, Kayseri

OSTEOARTRİTLİ HASTALARDA FEMORAL KONDİL KIKIRDAĞININ YÜZEY ALANI VE HACMİNİN HESAPLANMASI

Demet ÜNALMIŞ

Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Anatomi Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi, Aralık 2016

Danışman: Prof. Dr. Niyazi ACER

ÖZET

Osteoartrit özellikle yük taşıyan eklemlerde ilerleyici olarak görülen inflamatuvar olmayan, dejeneratif, kronik bir hastalıktır. Osteoartritli hastalarda diz eklemi kıkırdağının hacim ve yüzey alanını ölçen çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Ancak bu çalışmalarda farklı metotlar kullanılmıştır.

Çalışmamız diz osteoartriti olan 12 hasta ve sağlıklı bireylerden oluşan 13 kişilik kontrol grubundan oluşmaktadır. Çalışmamızda manyetik rezonans görüntüleri (MRG) üzerinden stereolojik metotlardan olan, planimetrik yöntemiyle ve kareli alan cetveli ile femoral kondil kıkırdak hacmi ve yüzey alanı ölçümü yapılmıştır.

Yapılan ölçümler sonucunda kontrol grubunun ortalama kıkırdak hacmi 14.5-14.6 cm³, hasta grubunda ise 7-7.4 cm³ olarak hesaplanmıştır. Kıkırdak yüzey alanı ise kontrol grubunda ortalama 9.7 cm², hasta grubunda ise 6.7 cm² olarak hesaplanmıştır. Gruplar arası istatistiksel karşılaştırmada hasta grubundaki değerlerin kontrol grubuna göre anlamlı bir şekilde azalmış olduğu tespit edilmiştir.

Tüm bu istatistiksel sonuçlar, literatürde bulunan araştırmalarla karşılaştırıldığında, bulunan sonuçların birbirine ve ortalama değere yakın olması yöntemimizin geçerli bir yöntem olarak kullanılabileceğini göstermektedir.

Anahtar kelimeler: diz osteoartriti, stereoloji, MRG

CARTILAGE OF THE FEMORAL CONDYLE SURFACE AREA AND VOLUME CALCULATION IN OSTEOARTHRITIS PATIENTS

Demet ÜNALMIŞ

Erciyes University, Institute of Health Sciences

Department of Anatomy

Post Graduate Thesis, December 2016

Consultant: Prof. Dr. Niyazi ACER

ABSTRACT

Osteoarthritis especially load-bearing joints is seen as progressive, non-inflammatory, degenerative, and chronic disease. Knee joint cartilage in osteoarthritis patients there are several studies that measured the volume and surface area. However, in these studies different methods were used.

Our study of 12 patients with osteoarthritis of the knee and healthy individuals control group consists of 13 persons. In our study, magnetic resonance imaging (MRI) planimetry with ruler and quadratic method of stereological methods on the field of the femoral condyle cartilage volume and surface area measurements have been carried out.

The total cartilage volume measurements of the control group was 14.5-14.6 cm³, in the patient group, 7-7.4 cm³ was calculated. The surface area of cartilage in the control group average 9.7 cm², 6.7 cm² in the patient group was calculated. Between groups statistical comparison of the values in the patient group decreased significantly compared with the control group, it was found that.

All these statistical results the survey results in comparison with the average value to be close to close to each other and demonstrate the validity of our method.

Key words: knee osteoarthritis, stereology, MRG

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI.....	ii
KABUL VE ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
KISALTMALAR ve SİMGELER	x
TABLolar LİSTESİ.....	xii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiii
GRAFİK LİSTESİ	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. OS FEMORIS'İN ANATOMİSİ	3
2.2. TIBIA'NIN ANATOMİSİ	4
2.3. PATELLA'NIN ANATOMİSİ	5
2.4. ARTICULATIO GENU'NUN (DİZ EKLEMİ) ANATOMİSİ	6
2.4.1. Capsula Articularis	8
2.4.2. Membrana Snovialis	8
2.4.3. Diz Eklemine Bağları	8
2.4.3. Diz Eklemine Menisküsleri	9
2.4.4. Diz Eklemine Bursaları	9
2.4.5. Diz Eklemine Çevreleyen Kaslar	10

2.4.6. Diz Eklemine Beslenmesi ve İnnervasyonu.....	10
2.4.7. Diz Eklemine Biyomekaniği.....	11
2.5. CARTILAGO ARTICULARIS (EKLEM KIKIRDAĞI).....	12
2.6. OSTEOARTRİT (OA).....	14
2.6.1. PATOGENEZ.....	14
2.6.2. DİZ OSTEOARTRİTİ (GONARTROZ).....	15
2.6.2.1. Tanı Kriterleri.....	15
2.7. STEREOLOJİ.....	16
2.7.1. Hacim Hesaplamalarında Stereolojik Metotlar.....	17
2.7.2. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması.....	18
2.7.3. Toplam Hacmin Hesaplanması.....	19
2.7.4. Yüzey Alanı Hesaplaması.....	20
2.7.5. Hata Katsayısı (CE).....	21
2.8. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG).....	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. HACİM HESAPLAMALARI.....	25
3.1.1. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması.....	25
3.1.2. Hacim hesaplaması için kareli alan cetvelinin kullanılması.....	27
3.2. YÜZEY ALANI HESAPLAMALARI.....	30
3.3. FEMURUN LATERAL VE MEDİAL KONDİLLERİ ARASI EN UZAK MESAFENİN ÖLÇÜLMESİ.....	32
3.4. FEMUR VE TİBİA ARASINDAKİ EN KISA MESAFENİN ÖLÇÜLMESİ.....	35
3.5. HATA KATSAYISININ HESAPLANMASI.....	36
3.5.1. Karmaşıklık (Noise) Değerinin Bulunması.....	36
3.5.2. Toplam Alan Değişkenliği (Varyansı, VarSRÖ).....	37
3.5.3. Toplam Nokta Sayısının (ΣP) Toplam Değişkenliği (Varyansı)....	39

3.6. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME	40
4. BULGULAR.....	41
4.1. FEMORAL KONDİL KIKIRDAK HACİM SONUÇLARI	41
4.2.FEMORAL KONDİL KIKIRDAK YÜZEY ALANI YÜZEY ALANI SONUÇLARI.....	46
4.3. FEMUR KONDİLLERİNİN MESAFE ÖLÇÜM SONUÇLARI.....	48
4.4.CİNSİYETE GÖRE FEMORAL KONDİL KIKIRDAĞI HACMİ VE YÜZEY ALANIN DEĞİŞKENLİĞİ.....	50
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	53
6. KAYNAKLAR	61
EKLER	
ÖZ GEÇMİŞ	

KISALTMALAR ve SİMGELER

MRG:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MR:	Manyetik Rezonans
BT:	Bilgisayarlı Tomografi
lig:	Ligamentum
m:	Musculus
a:	Arteria
v:	Vena
n:	Nervus
cm:	Santimetre
mm:	Milimetre
MMP:	Matriks Metalloproteinazı
ACR:	Amerikan Romatoloji Derneği
T2:	Sinyalin Geri Dönüş Süresi
T1:	Saptırılan Manyetizasyonun Geri Kazanılma Süresi
RF:	Radyofrekans
TR:	Time to Repetition (Pulse aralığı)
TE:	Time to Echo (Eko süresi)
FSE:	Flash Speed Echo
SPGR:	Spoiled Gradient Echo
OA:	Osteoartrit
VUR:	Vertikal Uniform Random
IUR:	İzotropik Uniform Random

FOV:	Field of View (Görme alanı)
SPSS:	Statistical Packade for the Social Sciences
Min:	Minimum
Maks:	Maksimum
Ort:	Ortalama
SS:	Standart Sapma
ICC:	İntraklas korelasyon
CE:	Coefficient Error

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Diz eklemının bursaları.....	10
Tablo 2.2: Klinik ve radyolojik tanı kriterleri	16
Tablo 3.1: Hata katsayısı ve kırıkta hacminin eksel üzerinde hesaplanması	38
Tablo 4.1: Çalışmaya alınan tüm bireylerde kırıkta hacmi ve yüzey alanı ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cm ³).	42
Tablo 4.2: Kontrol grubu; yöntem içi ve yöntemler arası hacim değerleri arasındaki intraklas korelasyon değerleri (ICC).....	43
Tablo 4.3: Hasta grubu; yöntem içi ve yöntemler arası hacim değerleri arasındaki intrakorelasyon değerleri (ICC)	44
Tablo 4.4: Kontrol grubu; kırıkta hacmi ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri	45
Tablo 4.5: Her iki çalışma grubunda kırıkta hacim ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	45
Tablo 4.6: Her iki çalışma grubunda kırıkta yüzey alanı ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması	47
Tablo 4.7: Çalışmaya alınan bireylerin hacim ve yüzey alanları ölçümlerinin korelasyon değerleri	47
Tablo 4.8: Kontrol grubu mesafe ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.....	49
Tablo 4.9: Hasta grubu mesafe ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (mm).....	49
Tablo 4.10: Kontrol ve hasta gruplarında kırıkta hacminin cinsiyete göre aldığı değerler.....	51
Tablo 4.11: Kontrol ve hasta gruplarında kırıkta yüzey alanının cinsiyete göre aldığı değerler.....	51
Tablo 4.12: Çalışmaya katılan tüm bireylerde cinsiyete göre femoral kondil kırıkta hacmi ve yüzey alanı değerleri	52

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Femur'un önden ve arkadan görünümü.....	3
Şekil 2.2: Femur distalinin önden ve arkadan görünüşü.....	4
Şekil 2.3: Tibia proksimalinin üstten görünüşü.....	5
Şekil 2.4: Patellae'nin önden ve arkadan görünüşü.....	6
Şekil 2.5: Diz eklemine oluşturan kemik yapılar	6
Şekil 2.6: Diz eklemine oluşturan kas ve bağ yapılar	7
Şekil 2.7: Diz eklemine bağları	9
Şekil 2.8: Diz eklemi kasları.....	10
Şekil 2.9: Diz eklemine damarlanması ve innervasyonu	11
Şekil 2.10: Diz eklemi kıkırdak gösterimi ve cartilago articularis	12
Şekil 2.11: Kıkırdak matriksinin moleküler organizasyonu	13
Şekil 2.12: Noktalı alan ölçüm cetveli.....	19
Şekil 3.1: SECTRA IDS7'den alan hesaplama.....	25
Şekil 3.2: Kıkırdak kesitinin alan hesaplaması.....	26
Şekil 3.3: Kıkırdak hacminin 'excel dosyası' üzerinde programlanması	27
Şekil 3.4: Kareli alan cetveli	28
Şekil 3.5: Bilgisayar ekranı üzerine asetata basılan kareli alan cetvelinin rastgele atılma görüntüsü	29
Şekil 3.6: Kıkırdak görüntüsü üzerine denk gelen noktaların sayılması (mavi noktalar kıkırdak yüzeyine denk gelen noktaları göstermektedir.)	29
Şekil 3.7: Kesitlerdeki nokta sayımlarının Excel dosyasında gösterimi.....	30
Şekil 3.8: Kıkırdak çevresini kesen çizgilerin noktasal sayımı	31
Şekil 3.9: Kesitlerdeki kıkırdak çevresini kesen çizgilerin Excel dosyasında gösterimi.....	32
Şekil 3.10: SECTRA IDS7'de mesafe hesaplama	33
Şekil 3.11: Femoral kondil arasındaki en uzak mesafenin ölçülmesi.....	34
Şekil 3.12: Kesitlerdeki femoral kondil mesafesinin aritmetik ortalaması.....	34
Şekil 3.13: SECTRA üzerinden mesafe ölçümü.....	35
Şekil 3.14: Femur ve tibia arasındaki en kısa mesafelerin aritmetik ortalamasının excel dosyasında hesaplanması	36

GRAFİK LİSTESİ

Grafik 4.1:	Kontrol grubunda ölçülen hacim değerlerinin karşılaştırılması	43
Grafik 4.2:	Diz OA'lı hastalarda ölçülen hacim değerlerinin karşılaştırılması	44
Grafik 4.3:	Hasta grubu ve kontrol grubu arasındaki femoral kondil kırıldak yüzey alanlarının grafiksel gösterimi	46
Grafik 4.4:	Hasta ve kontrol grubunda femoral kondil kırıldak yüzey alanı ölçümünün aritmetik ortalama değerleri	46
Grafik 4.5:	Grupların hacim alanlarının yüzey alanlarına oranının karşılaştırılması.....	48
Grafik 4.6:	Kontrol ve diz OA grubunda iki kondil arası en uzun mesafelerin karşılaştırılması.....	50
Grafik 4.7:	Femur ve tibia arasında medial ve lateral kondil arasındaki en kısa mesafelerin karşılaştırılması.....	50

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diz osteoartriti, yaygın olarak görülen kıkırdak ve kemikte dejenerasyon gösteren bir hastalıktır. Osteoartritin en sık tutulduğu eklem diz eklemidir. Bu hastalık ağrı, hareket kısıtlılığı ve eklem tutukluğu ile karakterizedir. Ağrı ve hareket kısıtlılığı, subkondral kemik ve kıkırdak aşınmasına bağlı olarak artmaktadır (1). Bu hastalığın fizyopatolojisi tam olarak bilinmemekle beraber genetik, çevresel, metabolik ve biyomekanik etkenlerin hastalığın patofizyolojisinde rol aldığı belirtilmektedir (2).

Literatürde diz eklem kıkırdak hacmi ve yüzey alanıyla ilgili araştırmalar bulunmaktadır (3-6). Bu araştırmaların bir kısmında diz eklemi ile ilgili yapılar bir bütün olarak alınıp tüm eklem üzerinde hesaplamalar yapılırken bir kısmında da sadece femur kondil kıkırdak hacmi ve yüzey alanı ölçümleri yapılmıştır (3-5). Hacim ve kıkırdak yüzey alanı hesaplamalarında genellikle MR görüntüleri kullanılmıştır. Yine bu çalışmalarda hacim ve yüzey alanı ölçümlerinde değişik yöntemler kullanılmıştır (3-7). Bu çalışmalardan birinde MR görüntüleri üzerinde manuel segmentasyon ve yarı otomatik segmentasyon metotları kullanılarak femoral kondil kıkırdakının, yüzey alanına haritalanmasına göre birim başına düşen kalınlığı hesaplanmıştır (7). Başka bir çalışmada femoral kondil kıkırdakı MR görüntüleri kullanarak üç boyutlu modelleri oluşturulmuş, kıkırdak hacmi, yüzey alanı ve kalınlığı hesaplanmıştır (4). Literatürde MR görüntüleri üzerinde diz eklemi için kıkırdak yüzey alanı çalışmaları da az sayıda yapılmıştır. Bu çalışmalarda insan diz eklemi kıkırdakının hareket ve yüke bağlı olarak kıkırdak yapısının değiştiği bildirilmektedir (5).

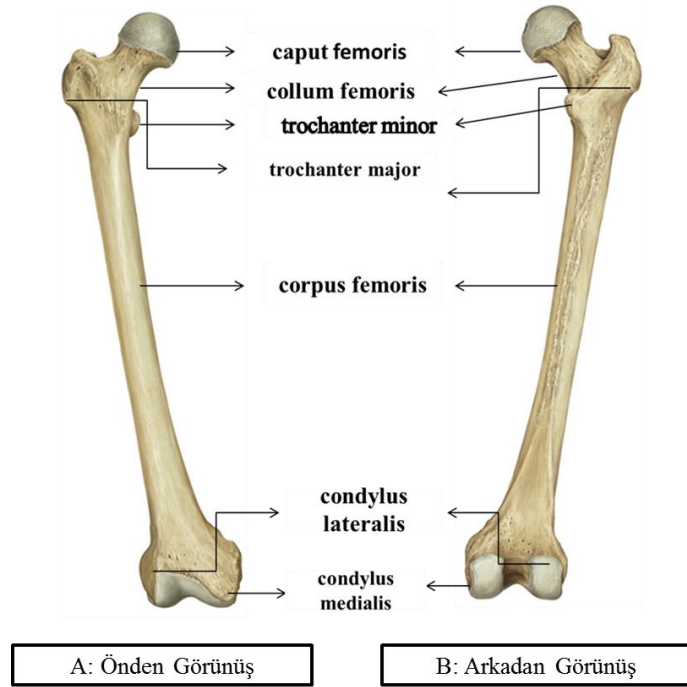
Literatürde çok sayıda diz eklemi kıkırdak yapısıyla ilgili çok sayıda araştırma olmasına rağmen hem stereolojik yöntemlerin kullanıldığı hem de planimetrik yöntemlerin kullanıldığı çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı farklı yöntemler kullanarak kontrol ve hasta gruplarının MR görüntüleri üzerinde kıkırdak ve hacim yüzey alanını hesaplamak ve her iki gruptaki yöntemler arasındaki ölçümsel farklılıkları değerlendirmektir. Bu bağlamda, diz osteoartriti olan hastaların MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle, femoral kondil kıkırdak hacim ve yüzey alanı hesaplanmış ve kontrol grubuyla karşılaştırılmıştır. Ayrıca hasta grubu ve kontrol grubunda diz eklem aralığı yine MR görüntüleri üzerinden ölçülerek, gruplar arasındaki farklılıklar kıyaslanmıştır. Yine MR görüntüleri üzerinde diz eklemi mesafesi bilgisayar programı özellikleri kullanarak değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. OS FEMORIS'İN ANATOMİSİ

Os femoris, vücudun en uzun, en kalın ve en kuvvetli kemiğidir. Vücut uzunluğunun $\frac{1}{4}$ ' ü kadardır. Gövdesi hemen hemen silindiriktir. Yukarıdan aşağıya seyri boyunca her iki tarafın femuru birbirine yaklaşıp ve içe doğru eğik bir seyir gösterir (8) (Şekil 2.1).

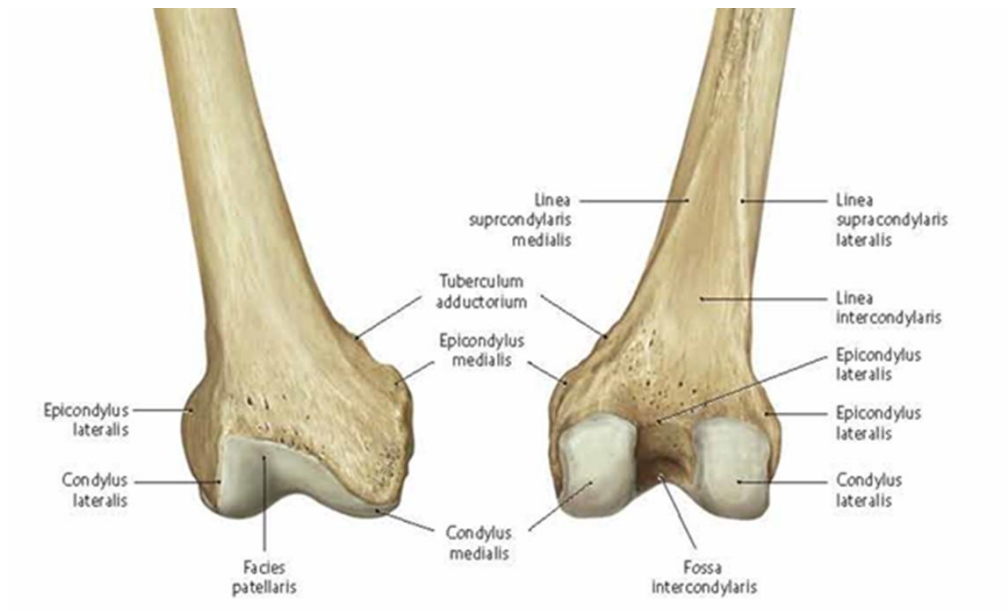


Şekil 2.1: Femur'un önden (a) ve arkadan (b) görünümü (9)

Femur'un iki ucu ve bir gövdesi vardır. Üst ucunda caput femoris, collum femoris, trochanter major ve trochanter minor bulunur. Caput femoris adı verilen baş kısmı küre şeklindedir ve eklem kıkırdağıyla örtülür. Baş gövdeye bağlayan dar kısma collum femoris denir. Üst ucun dışında bulunan büyük çıkıntıya trochanter major, küçük çıkıntıya ise trochanter minor adı verilir. Bu iki çıkıntıyı arka tarafta birbirine birleştiren

kalın kenara crista intertrochanterica, ön taraftan birleştiren çizgiye ise linea intertrochanterica denir (8, 10).

Femur'un alt ucu daha kalındır, ortasında fossa intercondylaris denilen geniş bir çukur vardır. Bu çukurun iki yanında condylus medialis ve condylus lateralis adlı kondiller vardır ve üstleri eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Anatomik pozisyonunda her iki kondil de aynı düzlemededir. Kondillerin dış tarafında kabarık kısımlar bulunur. Dıştakine epicondylus lateralis, içtekine epicondylus medialis denir. Kondillerin üstünde tibia ile eklem yapan yüzler vardır. Ön tarafta iki kondilin yüzleri birleşerek facies patellaris'i oluştururlar. Patella'nın oturduğu yüz burasıdır (8, 10) (Şekil 2.2).

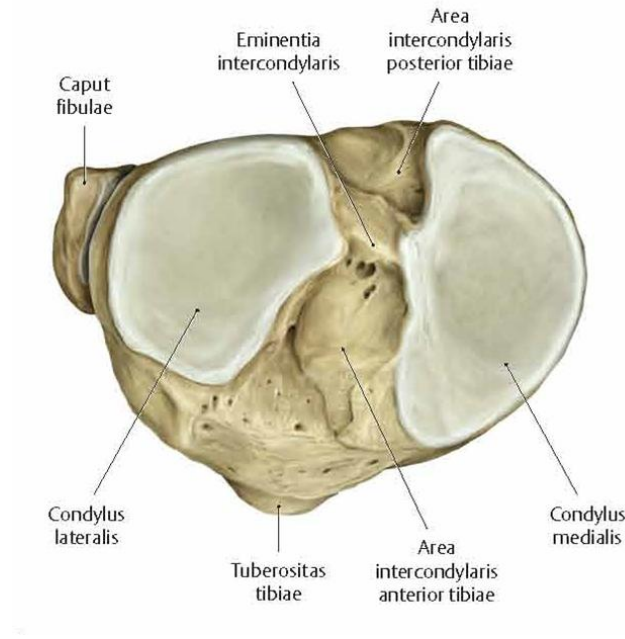


Şekil 2.2: Femur distalinin önden ve arkadan görünüşü (9)

2.2. TIBIA'NIN ANATOMİSİ

Tibia, vücudun ikinci en uzun kemiğidir. Üst kısmı diz eklemine karıştığı için daha kompleks ve daha gelişmiştir. İki ucu, bir gövdesi vardır. Üst ucuna extremitas proximalis denir. Condylus medialis ve condylus lateralis adı verilen iki kondili vardır. İki eklem yüzü arasında eminentia intercondylaris denilen kabarık saha bulunur. Eminentia intercondylaris' te iç ve dışta karşılıklı iki tümsekten içtekine tuberculum intercondylare mediale, dıştakine tuberculum intercondylare laterale denir. Tibia'nın

eklem yüzünün ön kısmına meniscus medialis'in ön boynuzu, ön çapraz bağ ve meniscus lateralis'in ön boynuzu yapışır. Arka kısmına ise medial menisküs arka boynuzu, lateral menisküs arka boynuzu ve lig. cruciatum posterior yapışır. Üst uç, ön yüzde tuberositas tibiae denilen kabarıntıya musculus (m.) quadriceps femoris'in tendonu yapışır (8, 10) (Şekil 2.3).

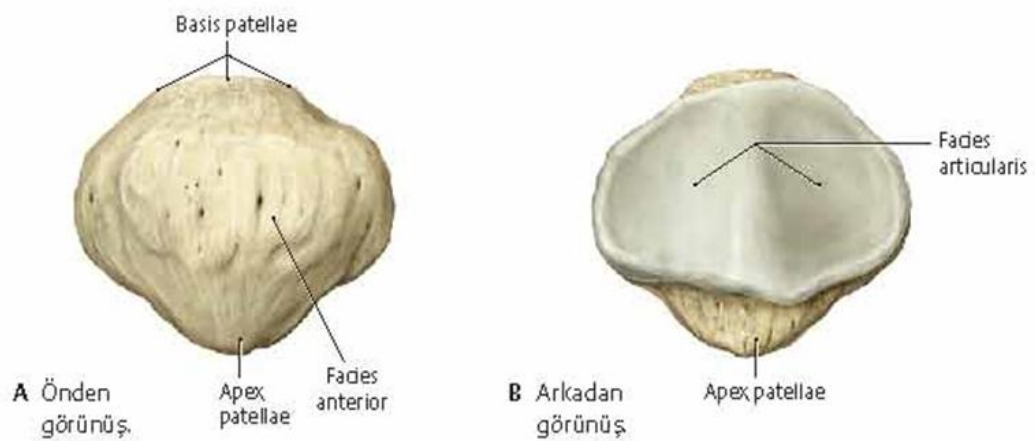


Şekil 2.3: Tibia proksimalinin üstten görünüşü (9)

Tibia gövdesine corpus tibia denir. Facies posterior, facies lateralis ve facies medialis olmak üzere 3 yüzü ve margo anterior, margo medialis ve margo interosseus olmak üzere 3 kenarı vardır. Tibia'nın distal ucuna extremitas distalis denir. Alt ucu fibula ve talus'la eklem yapar (8, 10).

2.3. PATELLA'NIN ANATOMİSİ

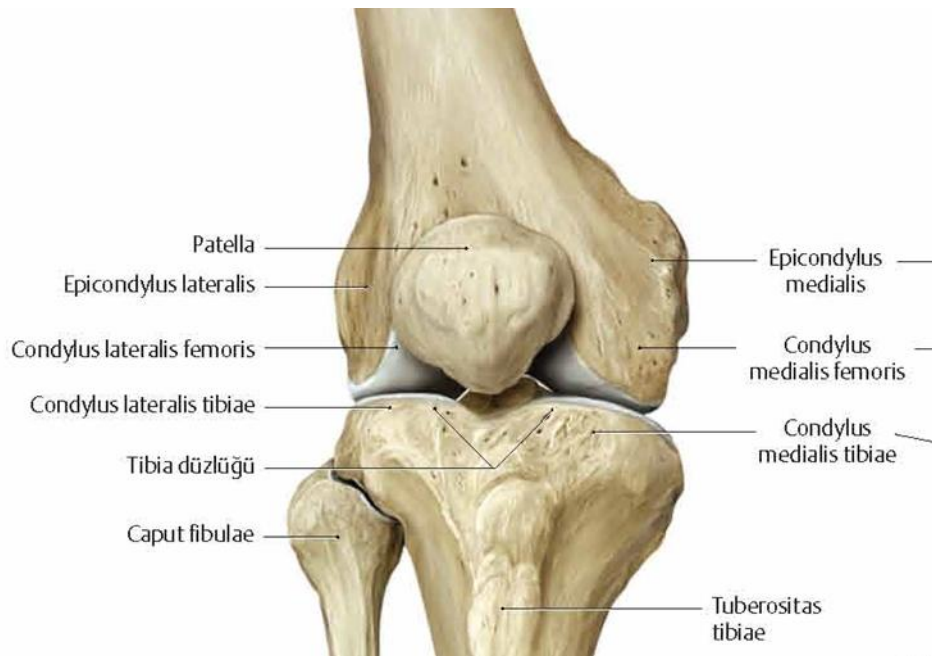
Vücudun en büyük sesamoid kemiğidir. M. quadriceps femoris'in tendonu içinde bulunur. Tepesine apex patellae, tabanına basis patellae denir. Facies anterior ve facies articularis adı verilen iki yüzü vardır. Patella deri altında kolaylıkla palpe edilebilir, ön yüzü m. quadriceps femoris'in tendonundan gelen liflerle kaplanmıştır. Bu lifler ligamentum patellae'nin yüzeysel lifleri olarak devam eder. Deri ile arasında bursa vardır. Arka yüz femur'un facies patellaris'indeki oluğa oturur (8) (Şekil 2.4).



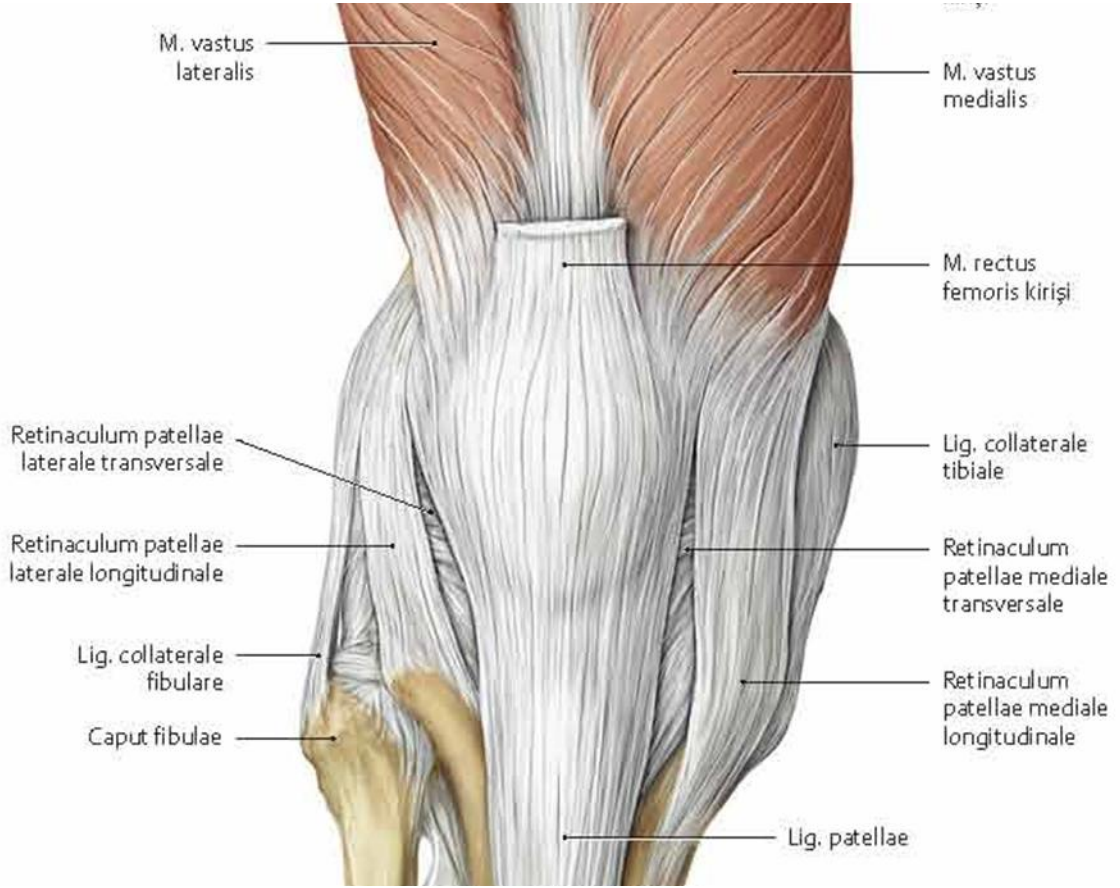
Şekil 2.4: Patellae'nin önden ve arkadan görünüşü (9)

2.4. ARTICULATIO GENU'NUN (DİZ EKLEMİ) ANATOMİSİ

Diz eklemi, vücuttaki sinoviyal eklemlerin en büyüğüdür (11). Anatomik yapısı nedeniyle stabilitesi statik ve dinamik yapılar sayesinde sağlanır. Statik yapıları kapsül ve bağlar oluştururken, dinamik yapıları kaslar ve tendonlar oluşturur (12) (Şekil 2.5-2.6).



Şekil 2.5: Diz eklemine oluşturan kemik yapılar (9)



Şekil 2.6: Diz eklemine oluşturan kas ve bağ yapılar (9)

Eklem yüzü konveks ve iki kondillidir. Bu nedenle bikondiller eklem grubuna benzeyip, ginglymus grubuna benzer hareketleri yapar. Transvers eksen etrafında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapar ancak 30° lik fleksiyondan sonra eklem yüzü iki kondilli olduğu için biraz rotasyon yapar (8).

Diz eklemi, femur ve tibia kondilleri ile patella arasında oluşur. Bu eklem fibula katılmaz. Her iki femur kondili ön tarafta birleşerek bir yüzey oluşturur ve bu yüzeye patella oturarak eklem yapısına katılır (8, 10).

Diz eklemine konveks eklem yüzünü, tibia kondilleri üzerindeki eklem yüzleri oluşturur. Dış taraftaki yüzey daha küçük ve neredeyse yuvarlakken iç taraftaki yüzey daha büyük ve ovalimsidir. Femur kondillerinin konveks, tibia kondillerinin konkav olması nedeniyle eklem yüzeyleri tam bir temas halinde değildir. Temas medial yüzde 3,5-4,5 cm², lateral yüzde ise 2-3 cm² civarındadır. Bu temas alanının sınırları

menisküslerin iç kenarlarına denk gelmektedir. Eklemde içinde temas alanı dışında kalan boşluğu menisküsler doldurmaktadır (8, 10).

2.4.1. Capsula Articularis

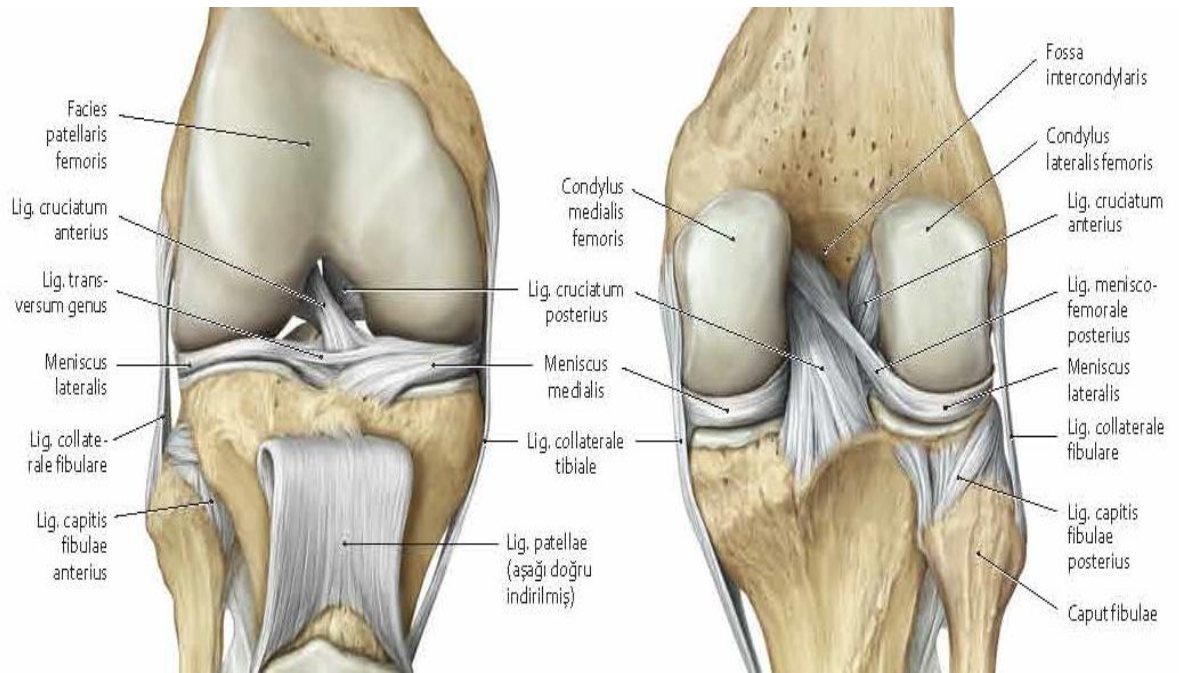
Her sinovial ekleminde olduğu gibi diz eklemine de fibröz tabakalı bir kapsül bulunmaktadır. Bu tabaka etraftaki kas ve bağların yapısını desteklemesiyle kuvvetlenir (11,12).

2.4.2. Membrana Sinovialis

Vücudun en büyük ve en karışık sinovial membranına sahiptir. Patella'nın üst kenarından başlar. Diz eklemine ekstansiyonu sırasında eklem kapsülü eklem aralığına girerek sıkışabilir. M. articularis genus eklem kapsülünü yukarı doğru çekerek bunu engellemiş olur (11, 12).

2.4.3. Diz Eklemine Bağları

Diz eklemine dıştan ve içten destekleyen bağlar vardır (Şekil 2.7). Dıştan destekleyen bağlar ligamentum (lig.) patellae, retinaculum patellae mediale, retinaculum patellae laterale, lig. popliteum obliquum, lig. popliteum arcuatum, lig. collaterale mediale ve lig. collaterale laterale'dir. İçten destekleyen bağlar ise lig. cruciatum anterius, lig. cruciatum posterius, lig. meniscofemorale anterius, lig. meniscofemorale posterius, lig. transversum genus'tur (11, 12).



Şekil 2.7: Diz ekleminin bağları (9)

2.4.3. Diz Ekleminin Meniskusleri

Fibröz kıkırdaktan olup, yarım ay şeklindedir. Tibia'nın eklem yüzeyinde bulunurlar. Femur ve tibia arasında eklem yüzeylerinin uygunsuzluğunu gidermiş olarak eklem binen yükleri minimize etmiş olurlar. İç taraftaki meniscus medialis, dış taraftaki meniscus lateralis olarak adlandırılır. Meniscus lateralis daha yuvarlaksı 'c' şeklinde, meniscus medialis ucu daha açık 'c' şeklindedir. Menisküslerin dış kısımları kalın ve konvektir. Fibroz kapsülle kaynaşmıştır ve buradan gelen kılcal damarlar bulundurulur. İç kısımları ise damarsızdır. Bu yüzden yaralanmalarında iyileşmeleri oldukça zordur (11, 13,14).

2.4.4. Diz Ekleminin Bursaları

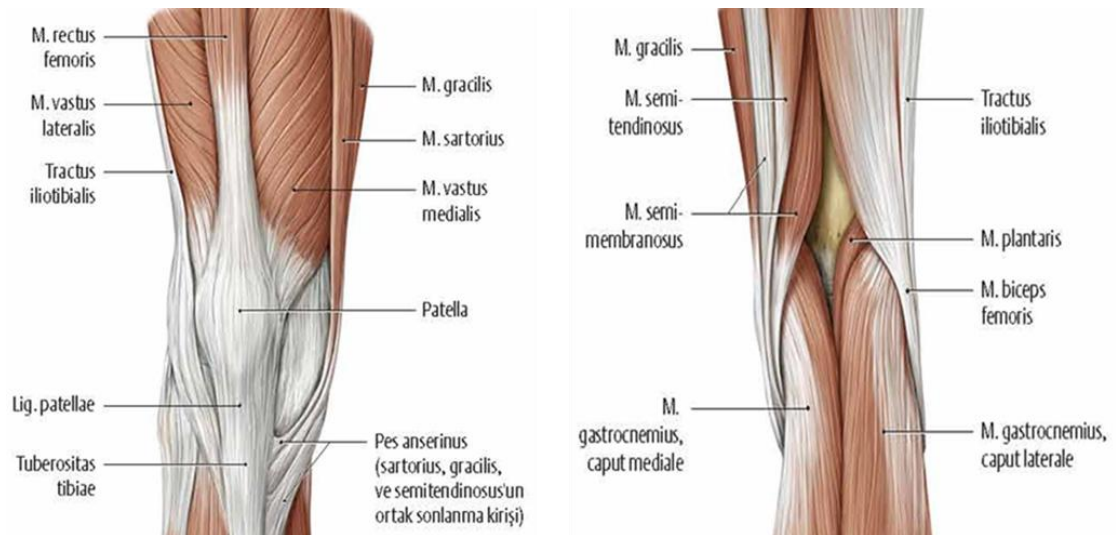
Diz ekleminin travmalara karşı korumasız olması ve çevresinden çok kalın ve kuvvetli kas kirişlerinin geçmesi nedeniyle, kas tendonları ile eklem kapsülü arasında çok sayıda su minderleri yani bursalar bulunur, sürtünmeyi engellerler. Bu bursalar ön tarafta 4, dış tarafta 4 ve iç tarafta 5 adettir (Tablo 2.1) (8).

Tablo 2.1: Diz ekleminin bursaları

Ön tarafta bulunanlar	Dış tarafta bulunanlar	İç tarafta bulunanlar
1. Bursa subcutanea prepatellaris 2. Bursa subcutanea infrapatellaris 3. Bursa infrapatellaris profunda 4. Bursa suprapatellaris	1. Bursa subtendinea musculi gastrocnemii 2. Bursa subtendinea musculi bicipitis femoris inferior 3. Recessus subpopliteus 4. Bazen bursa subpopliteus un devamı şeklinde görülür.	1. Bursa subtendinea musculi gastrocnemii medialis 2. Bursa anserina 3. Bursa musculi semimembranosi 4. Lig. collaterale ve femur arasında bulunanlar 5. M. semitendinosus ile m. semimembranosus arasında bulunanlar

2.4.5. Diz Eklemi Çevreleyen Kaslar

Diz eklemi hareket ettiren ve etrafını saran kaslar bulunmaktadır. Bu kaslar diz eklemine fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yaptırır. Bunlar m. quadriceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. popliteus, m. plantaris ve m. gastrocnemius' tur (Şekil 2.8) (8).

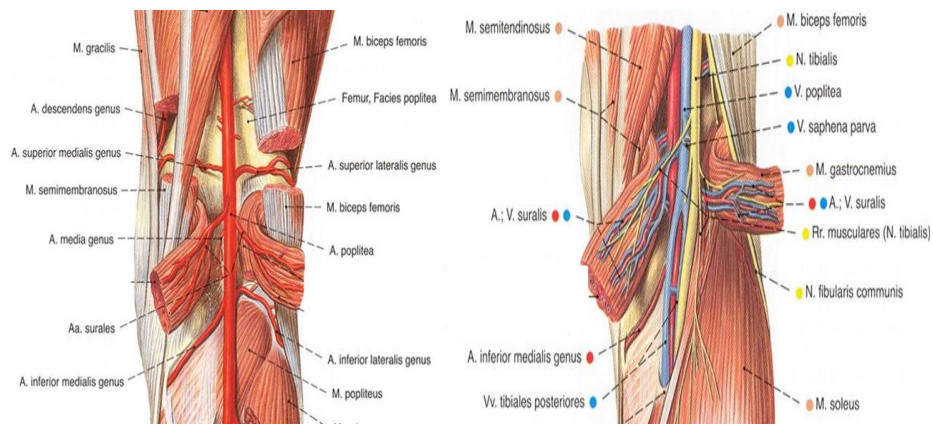
**Şekil 2.8:** Diz eklemi kasları (9)

2.4.6. Diz Eklemi Beslenmesi ve İnnervasyonu

Diz eklemi kanlanması, arteria (a.) genus descendens, a. poplitea' nın r. genicularis'leri, a. tibialis anterior'un a. recurrens tibialis anterior ve posterior dalı, a.

circumflexa femoris lateralis' in r. descendens' i tarafından sağlanır. Bu damarların terminal dalları eklem çevresinde rete articulare genus ve rete patellare denilen zengin bir anastomoz ağı oluşturarak eklem kanlanmasını sağlarlar. Venöz akım, arterleri takip eden yandaş venler sayesinde vena (v.) femoralis, v. poplitea ve vv. tibiales anteriores' e olur (15).

Diz eklemi, nervus (n.) femoralis, n. obturatorius, n. tibialis ve fibularis communis'ten gelen dallar tarafından innerve edilir (15).



Şekil 2.9: Diz eklemi damarlanması ve innervasyonu (9)

2.4.7. Diz Eklemi Biyomekaniği

Diz eklemi biyomekaniksel olarak incelenirken tibia ve femur arasındaki biyomekani ve patellar biyomekani olarak ayrı ayrı değerlendirilir (16).

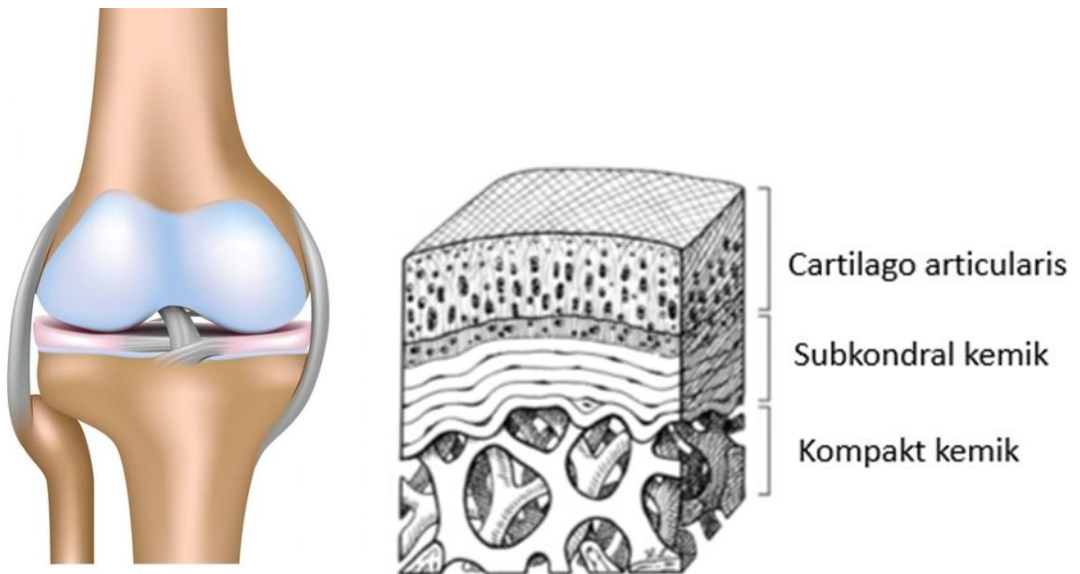
Femoral kondiller anterior-posterior ve medial-lateral yönlerde konvektir. Tibial kondillerden ise medial kondil hem frontal hem sagittal planda konkavken, lateral kondil frontal planda konkav sagittal planda konvektir. Femoral ve tibial kondillerin şekil itibarıyla konveks ve konkav durumlarından dolayı, diz eklemi fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında eklem yüzlerinde yuvarlanma ve kayma meydana gelir. Fleksiyon sırasında femur arkaya doğru yuvarlanırken öne doğru kayar. Ekstansiyondan fleksiyona geçerken başlangıçta sadece yuvarlanma olur. Hareket devam ettikçe kayma belirginleşir ve fleksiyon sonunda sadece kayma olur. Medial kondilde fleksiyonun ilk 10-15°'sinde sadece yuvarlanma olur. Lateral kondilde ise 20°'ye kadar devam eder. (15, 16).

Diz eklemi tam ekstansiyonda iken femur ve tibia kondilleri kilitlenir. Ayrıca çapraz bağlar ve kollateral bağlar gergindir. Bu sebeple diz eklemi tam ekstansiyonda iken eklemdede rotasyon hareketi gözlenmez. Ancak yaklaşık 20° fleksiyondan sonra bağlar yavaş yavaş gevşer ve rotasyona izin verir. Diz eklemi 90° fleksiyonda iken yaklaşık 30° iç aktif rotasyon, 40° aktif dış rotasyon izlenebilir. Diz ekleminin frontal düzlemde herhangi bir aktif hareketi gözlenmez. Ancak diz eklemi 30° fleksiyonda iken pasif olarak birkaç dereceyi aşmayan yanıl hareketler gözlemlenebilir (17).

Patella, diz eklemi tam fleksiyondan tam ekstansiyona giderken proksimal-distal doğrultuda yaklaşık 7 santimetre (cm) yol kat eder. Ön arka planda 19 milimetre (mm) yer değiştirir. Diz fleksiyon hareketiyle mediale, ekstansiyon hareketiyle laterale kayar (18).

2.5. CARTILAGO ARTICULARIS (EKLEM KIKIRDAĞI)

Eklem kıkırdığı temel olarak ekstrasellüler matriks ve bu doku içine seyrek olarak dağılmış, büyük ölçüde özelleşmiş hücreler olan kondrositlerden oluşur (1). Parlak mavi renktedir ancak yaşlanmayla beraber sarı ve mat bir renk alırlar (Şekil 2.10). Kalınlığı 1-2 mm olmasına karşın, yüke ve gerilmeye karşı son derece dayanıklı bir yapıdır. Eklem yüzeyi sağlarlar. Kıkırdak damar, sinir ve lenf dokuları içermez. Sinoviyal sıvıdan difüzyon yoluyla beslenir (8, 10).

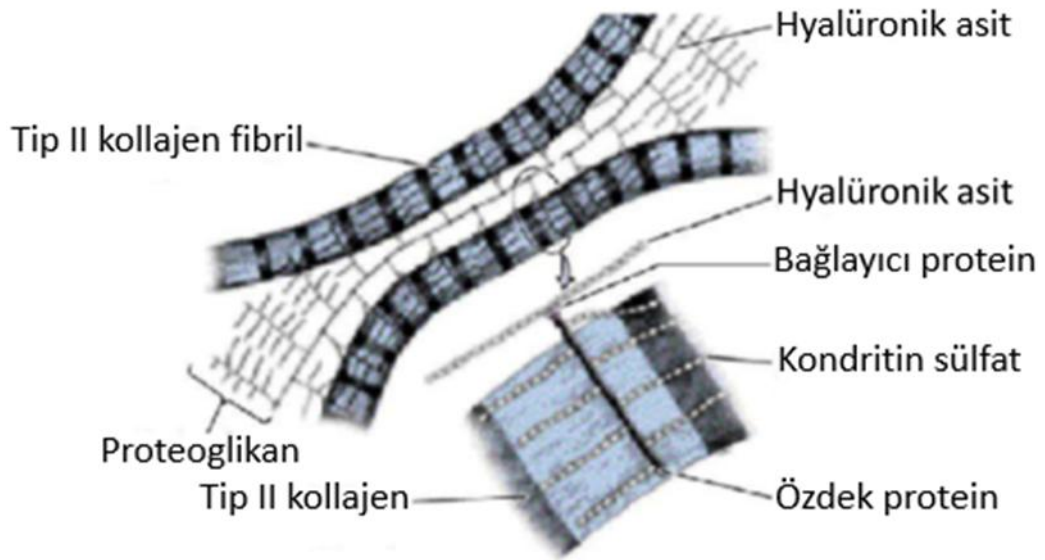


Şekil 2.10: Diz eklemi kıkırdak gösterimi ve cartilago articularis (19)

Kıkırdak hacminin % 65-80'i sudur. Kıkırdak fizyolojik şartlarda kalınlığının % 40'ı kadar incelebilir. İhtiva ettiği su bu sırada sinoviyal sıvıya geçer. Yüklenme kalktığında ise tekrar kıkırdağa geçer (19).

Kuru ağırlığı ise organik ve inorganik maddelerden oluşmaktadır. Organik madde içeriğinin % 60'ını kollajenler, % 25-35'ini proteoglikanlar, % 15-20'sini non-kollajen proteinler ve glikoproteinler oluşturur. Eklem kıkırdağının temel kollajeni Tip II kollajendir. Proteoglikanlar ise bir ya da daha fazla glikozaminoglikan zincirleri ile bağlı protein kordan oluşan karmaşık makromoleküllerdir. Kıkırdakta bulunan glikozaminoglikanlar hyaluronik asit, kondroidin sülfat, keratan sülfat ve dermatan sülfatı içerir (19).

Eklem kıkırdağı, düşük bir sürtünme derecesi ile kemikler arasındaki hızlı hareketi sağlar. Ekleme binen yükler, kıkırdağın bu yükleri dağıtması sonucunda geniş bir alana yayılır ve böylece subkondral kemikte koruyucu bir etki oluşturur. Ayrıca eklem stabilitesine de yardımcı olur (19).



Şekil 2.11: Kıkırdak matriksinin moleküler organizasyonu (19)

2.6. OSTEOARTRİT (OA)

Osteoartrit özellikle yük taşıyan eklemlerde ilerleyici olarak görülen inflamatuvar olmayan, dejeneratif, kronik bir hastalıktır (1). Eklemde kıkırdak kaybı görülür. Ek olarak osteofit oluşumu ve subkondral kemikte skleroz eşlik etmektedir. Hastalık en çok diz, kalça, ayak, omurga ve el eklemlerinde görülmektedir (2).

2.6.1. PATOGENEZ

OA çeşitli biyokimyasal ve mekanik etkenlerle tetiklenen, yıkım ve onarımın bir arada olduğu hareketli bir süreçtir. OA genellikle bilinmeyen bir nedenle başlarken bazen de eklem travması veya bazı hastalıklar sonucu ikincil olarak gelişir. Moleküler patogenezi tam olarak bilinmemekle beraber genetik, çevresel, metabolik ve biyomekanik faktörlerin patogeneze katkısı olduğu düşünülmektedir (1). Eklem etrafındaki tüm dokuları etkilemektedir. Başlıca değişikliklerse eklem kıkırdak kaybı, subkondral kemikte görülen değişiklikler ve osteofit oluşumudur. Kıkırdakta fibrilasyonlar, çatlaklar görülür. Eklem yüzeyinin büyük bir bölümü düzensizleşir. Zamanla kıkırdakta görülen fibrilasyonlar derinleşir ve subkondral kemiğe kadar dayanır. İlk dönemde matriksin makromoleküler yapısı bozulur, su içeriği artar. Bu dönemde kıkırdak olduğundan daha hacimli görülebilir. Kollajen ağında minör kollajenler ile fibriller arasındaki bağların bozulmasıyla agregan moleküllerinde şişme meydana gelir. Böylece geçirgenliğin artması su ve diğer moleküllerin matrikste daha kolay hareket etmesine yol açar ve matriksin sertliği azalır. Tüm bunlar dokunun mekanik hasara uğramasına neden olur. Kıkırdak üzerine oluşan kompresyon ve mekanik streslere dirençsiz hale gelir. Böylece kıkırdak kaybı başlamış olur. İkinci aşamada kondrositler tüm bu değişikliklere hücrel yanıtı uyaran mediatörler salgırlar. OA'teki kıkırdak yıkımında dokuda yüksek oranda bulunan matriks metalloproteinazları (MMP) önemli rol oynamaktadır. OA'de bu ailenin üyesi olan 3 enzimin yüksek olduğu görülmektedir; Kollajenazlar, Stromelisin ve Jelatinazlar. Kollajenaz doğal kollajenin, stromelisin proteoglikanların, jelatinaz ise denatüre kollajenin yıkımından sorumludur. Yüzeyel tabakanın bozulması ve bununla ilişkili olarak enzimatik degradasyon sonucu agreganların kaybı eklem yük verme sırasında geride kalan kollajen fibril ağına ve kondrositlere gelen stresi arttırır (1, 2, 20).

Enzimatik degradasyon hasarlanmış matriks komponentlerini temizler ve daha önce matrikste saklı bulunan anabolik sitokinleri, matriks makromoleküllerinin sentezi ve kondrositlerin proliferasyonunu sağlamak üzere serbestleştirir. OA gelişiminin bu ikinci evresinde tamir yanıtı proteazların katabolik etkisine karşı koyabilir ve bazen dokunun tamirini sağlayabilir. Tamir yanıtı yıllarca sürebilir; bazen hastalığın gidişini geçici de olsa durdurabilir. Dahası bazı tedavi girişimleri tamir yanıtının gelişimini sağlayabilir. Stabilizasyon veya tamir girişiminin başarısız olması hastalığın üçüncü döneminin oluşumuna yol açar. Progresif bir kıkırdak kaybı, kondrositik anabolik ve proliferatif yanıtlarda azalma söz konusu olur (1).

2.6.2. DİZ OSTEOARTRİTİ (GONARTROZ)

Diz eklemi OA'nın en sık tutulduğu eklemlerden biridir. Kadınlarda daha sık görülmektedir. Ağrı hareketle artar, dinlenmeyle azalır. Dizlerde tutukluk görülür. Hareket esnasında krepitasyon sesi alınabilir. Hastalık ilerledikçe ağrı şiddeti artar. Ağrı, marjinal kemik proliferasyonunun periostu kaldırması, subkondral kemiğin ve kıkırdağın aşınmasından dolayı direkt basınca maruz kalması, eklem içi bağların tutulumu gibi durumlardan kaynaklanabilir. İlerleyen dönemlerde eklem kapsülünün fibrozisi, eklem kontraktürü ve kas güçsüzlüğü ek ağrı oluşturur. Hastalar sabah tutukluluğundan şikâyetçi olurlar (2, 8, 21).

Eklem hareket açıklığının azalmasının nedenleri ise eklem yüzeylerinin artık uygun olmayışı, eklem kapsülünün esnekliğini kaybetmesi, kas spazmı veya eklem içinde oluşan düzensiz osteofitler olabilir. Hastalar artık geniş eklem hareket açıklığı gerektirecek aktiviteleri yapamamaktan (merdiven inip çıkma, çömeleme gibi) şikâyetçi olmaya başlarlar (21, 22).

2.6.2.1. Tanı Kriterleri

Amerikan Romatoloji Derneği'nin (ACR) diz OA için klinik tanı kriterleri ve radyolojik tanı kriterleri bulunmaktadır. (Tablo 2.2) (22, 23).

Tablo 2.2: Klinik ve radyolojik tanı kriterleri

.Klinik ve Radyolojik Tanı Kriterleri
1. Önceki ayın çoğu gününde diz ağrısı
2. Eklem kenarlarında radyolojik osteofitler
3. OA için tipik sinovyal sıvı
4. Yaş $\geq$ 40
5. Sabah sertliği $\leq$ 30 dk
6. Aktif eklem hareketinde krepitasyon
Bu kriterlerden 1, 2 veya 1, 3, 5, 6 veya 1, 4, 5, 6 kriterlerinin bulunması tanı koydurur.

Radyolojik Bulgular

Radyolojik olarak direkt grafide eklem arası mesafede daralma, osteofitler, subkondral kist, subkondral skleroz gibi belirtiler net bir şekilde görülür. Klinikte de sıklıkla başka bir görüntüleme yöntemine ihtiyaç duyulmaz. Ancak artiküler kartilajı değerlendirmede yeri oldukça sınırlıdır. OA'ın tüm bu bulgularına ek olarak kartilajı değerlendirme de MRG'nin yeri tartışılmaz (24).

Labaratuar Bulguları

Diz OA'nin spesifik bir laboratuvar bulgusu yoktur (1).

2.7. STEREOLOJİ

Stereoloji, üç boyutlu maddelerin iki boyutlu kesitlerinden yararlanarak, gerçekteki üç boyutlu özellikleri ile ilgili tahmin yapılmasını sağlayan bilim dalıdır (25).

Stereolojik yöntemler yansız yöntemlerdir. Yani; stereolojik yöntemler kurallarına uygun yapıldığında, sistematik hatadan bağımsız sonuçlar elde edilir ve örneklemeler arttıkça gerçek değere daha çok olasılıkla yaklaşılır (26-29).

2.7.1. Hacim Hesaplamalarında Stereolojik Metotlar

Morfometrik çalışmalarda, bir organın veya organ parçasının hacmi, bir oluşumdaki farklı bileşenlerin hacimleri ve bu bileşenlerin birbirlerine veya oluşumunun tamamına göre hacim oranları sıklıkla kullanılan önemli parametrelerdir. Belli bir bileşenin birim hacmindeki sayısından (sayısal yoğunluk) o bileşenin toplam sayısına ulaşmak istenen çalışmalarda da toplam hacmin bilinmesi gerekir. Organ veya oluşumunun toplam hacimlerinin hesaplanmasında kullanılan farklı metotlar bulunmaktadır (28, 30-32).

Bileşenlerinden ayrılabilen yapıların Arşimet prensibine göre hacimleri ölçülebilir. Bileşenlerden ayrıştırılamayan yapıları Arşimet prensibiyle ayırmak mümkün değildir. Bu durumda, Cavalieri prensibi olarak uygulanabilir. Bu metot ilk kez İtalyan Matematikçi Boneventura Cavalieri tarafından 17. yüzyılda bulunmuştur. Cavalieri prensibi, stereolojik yöntemlerden en sık kullanılan hacim hesaplama yoludur (33-37).

Cavalieri yöntemi ile yapılan hacimsel hesaplamalarda ilgilenilen yapıdan bir dizi birbirine paralel kesitler veya bu kesitlerin görüntüleri alınır. İlk kesit rastgele ve sabit bir kalınlıkta (t) olmalıdır. Yöntemin tarafsız olması için bu önemlidir. Bu yaklaşım ilgilenilen yapının her tarafına eşit olasılıkla örneklenme alınmasını sağlar. Kesit alma yönü ise tarafsızlığı etkilememekle birlikte gerçek değeri bulmada önemli bir faktördür (38). Bu yüzden ilgilenilen yapının belli bir yönde kesitleri alınarak hacim hesabı daima aynı tarafa bakan yüzeylerinde yapılmalıdır.

Cavalieri yöntemi tarafsız bir hacim hesabı yapabilmek için yapı boyunca elde edilen dilim veya kesitlerin kesit yüzey alanlarının toplamı, kesitlerin arasındaki mesafe ile yani kesit kalınlığı ile çarpılır. Bu işlem aşağıdaki formül ile ifade edilir.

$$V = t \times (a_1 + a_2 + a_3 + \dots a_n) \text{ cm}^3 \quad (2.1)$$

Bu formülde $(a_1 + a_2 + a_3 + \dots a_n)$ kesit alanlarını cm^2 olarak, (t) ise n sayıdaki ardışık kesitlerin kesit kalınlığı ortalamasını cm olarak göstermektedir (38).

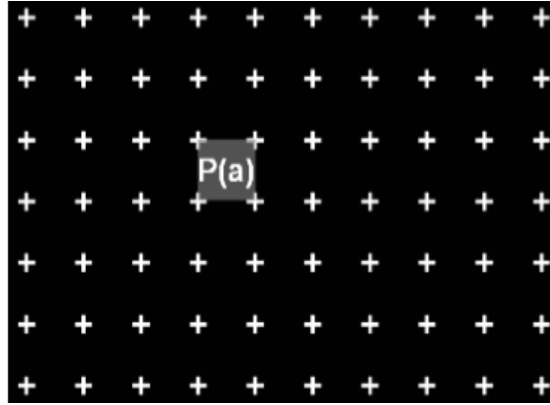
Cavalieri Prensibi' ni, birbirine paralel ardışık kesitleri alınabilen her nesnenin hacminin hesaplanmasında kullanılabileceği gibi aralarında bilinen bir mesafe bulunan, birbirine paralel görüntüleri alınabilen radyolojik tetkikler için de uygulamak mümkündür. MRG ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri üzerinde sınırları yeterli kesinlikte ayırt

edilebilen sert, yumuşak doku ve yapıların sınırladığı boşlukların tamamı içinde rahatlıkla uygulanabilmektedir (38).

2.7.2. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması

Hacim hesaplama yöntemi için yapılacak ilk basamak yapıların kesit görüntülerinin ya da dilimlerin izdüşümünün her birinin ayrı ayrı alanlarını hesaplamaktır. En kolay yöntemlerden biri ise bilgisayar destekli görüntü analiz cihazları aracılığıyla, planimetrik olarak izdüşümü alanlarını sınırlandırarak herhangi bir bölgenin yüzey alanını ölçmektir. Bu metot hızlı ve güvenilirdir ancak cihazlar yüksek maliyetli olduğu için hazır olarak bulunmayabilir (39). Ayrıca birçok çalışma, nokta sayım tekniğinin, planimetrik tekniklere göre daha kısa sürede ve daha güvenilir sonuçlar verdiğini göstermiştir (40, 41). Kesitlerin yüzey alanını hesaplamak için noktalı alan ölçüm cetvelleri kullanılmaktadır (38,42-44). Birbirine eşit mesafelerde bulunan nokta dizilimlerinden oluşmuştur. Her bir artı işaretlerinin orta noktası, cetveldeki bir noktayı temsil eder (Şekil 2.12). Bu noktalardan her biri ise, dört adet noktanın arasında kalan bir birim cetvel alanını temsil etmektedir. Bu noktalı alan cetveli, alanı hesaplanacak kesit görüntüsü üzerine rastgele biçimde atılırsa, yapının kesitteki izdüşümü üzerine isabet edecek noktaların sayısı, bu izdüşümün kesitte temsil ettiği alan miktarıyla doğru orantılı olacaktır. İzdüşüm büyüdükçe, içine denk gelen nokta sayısı da artmış olacaktır. Bu noktaların her biri belli bir birim alanı $[P(a)]$ temsil ettiğinden, ilgilendiğimiz izdüşümün sınırları içine düşen toplam nokta sayısının (P_i) bu birim alan değeriyle çarpımı, bize o kesitteki izdüşümün toplam alanının (A_i) tarafsız bir hesaplamasını verecektir (28, 30-32, 45-48).

$$A_i = \sum P_i \times P(a) \quad (2.2)$$



Şekil 2.12: Noktalı alan ölçüm cetveli (37)

2.7.3. Toplam Hacmin Hesaplanması

Kesitlerde ilgilenilen kısmın izdüşümlerinin toplam alanını hesapladıktan sonra, toplam hacim elde edilir (39). Bunun için, elde edilen nokta sayısı, her bir noktanın küçültme ve büyültme oranı da hesaba katılarak elde edilen temsil alanı ve kesit kalınlığı aşağıdaki formülde yerine yazılarak ilgilenilen yapının toplam hacmi hesaplanır.

$$V = t \times a/p \times (P_1 + P_2 + P_3 + \dots P_n) cm^3 \quad (2.3)$$

Formüldeki $(P_1 + P_2 + P_3 + \dots P_n)$ her bir kesit izdüşüm alanı için sayılan toplam nokta sayısını, (a/p) ise her bir noktanın gerçekte temsil ettiği alanı göstermektedir (49, 50). (2.3)' teki formülde (a/p) 'nin noktalı alan ölçüm cetvelindeki her bir noktanın, görüntünün küçültme ve büyültme oranı yardımı ile elde edilen ve gerçekte temsil ettiği alanı ifade ettiği bildirilmişti. İlgilenilen yapının hacim hesaplamasında büyütme ve küçültme oranlarının da göz önüne alındığı formül aşağıda belirtilmiştir (50).

$$V = t \times \left[\frac{(SU) \times d}{SL} \right] 2 \times \sum P \text{ cm}^3 \quad (2.4)$$

Formüldeki (t) ortalama kesit kalınlığını, (SU) görüntü büyütmesini gösteren skalanın temsil ettiği uzunluğu, (d) noktalı alan ölçüm cetvelindeki iki nokta arasındaki mesafeyi, (SL) görüntüdeki skalanın cetvel ya da kumpas ile ölçülen uzunluğunu, $\sum P$ ise her bir kesit izdüşüm alanı için sayılan toplam nokta sayısını ifade etmektedir. Bu formül kullanılırken, formüle girilecek uzunluk mesafelerinin aynı birimden olması gerektiği gözden kaçırılmamalıdır (50). Diğer bir önemli konu da alan hesaplaması

yapılan kesit yüzeyleridir. Dilimlere ayrılan kesitlerin Cavalieri yöntemi ile hacimlerinin hesaplanabilmesi için, tüm kesitlerin aynı yöne bakan yüzeylerinden yüzey alanı ölçümleri gerçekleştirilmelidir. Yoksa hesaplamalarda yanlış sonuçlar elde edilebilir (39).

2.7.4. Yüzey Alanı Hesaplaması

Yüzey alanı ile ilgili fonksiyonların incelenmesinde yüzey alanı önemli bir veri olarak kullanılabilir. Bu nedenle herhangi bir organın yüzey alanını hesaplamak durumunda kalınabilir. Yüzeyi düzgün olmayan biyolojik yapılarda yüzey alanını tarafsız olarak hesaplayabilmek için ilgilenilen yüzeyi örneklemek gerekmektedir. Stereolojik olarak yüzey alanı vertical uniform random (VUR) ve izotropic uniform random (IUR) şeklinde hesaplanabilmektedir. Alternatif olarak VUR tekniği IUR'dan daha pratik bir yaklaşım olarak bilinmektedir (51).

Vertical section tekniğinde sikloid sonda kullanılarak yüzey alanı hesaplaması tarafsız olarak yapılabilmektedir. Bu teknikte önemli olan kesitlerin rastgele yani ayarlamadan başlamasıdır (50). Bu yöntem ilk olarak Baddeley tarafından 1986 yılında teorik olarak yapılabileceği ispatlanarak ortaya atılmıştır. Bu metodun normal Cavalieri metodu ile kombine yapılabileceği söylenmektedir (52).

Daha sonra bu teknik Michael ve Cruz-Orive (1988) tarafından başarılı bir şekilde uygulanmıştır. Bu yöntem ile MRG görüntüleri kullanılarak seri kesitler kullanılması gündeme gelmiştir. Robert ve arkadaşları yaptıkları araştırmada beyin yüzey alanının MR görüntüleri üzerinde yapılabileceğini göstermişlerdir (26). Bunun için kesit başlangıcının ve oryantasyonların rastgele başlaması gerekeceği ve sonuçta yüzey alanı hesaplamasının yapılabileceği tespit edilmiştir.

Cruze Orive ve arkadaşları 2010 yılında yüzey alanını hesaplamak için yeni bir metod geliştirmiştir. Bu metoda göre yüzey alanı hesaplanacak olan organın MR görüntüsünün herbir kesiti üzerine independent grid dizayn adı verilen karelerden oluşmuş bağımsız bir cetvel rastgele atılır. Görüntünün çevresini kesen her bir nokta tek tek sayılır. Ve aşağıdaki formül kullanılarak yüzey alanı hesaplanmış olur (53, 54).

$$S = T \times d \times (I_1 + I_2 + I_3 + \dots + I_n) \quad (2.5)$$

2.7.5. Hata Katsayısı (CE)

Stereolojik hesaplamalarda en önemli basamaklardan biri de hata katsayısı hesaplamasıdır (55). Hata katsayısı yapılan işlemin yüzde kaç hatalı olduğunu gösteren en önemli parametredir. Bazı yazarlar bu değerin %5 bazılarını ise %10 altını geçerli kabul etmektedirler. Hata katsayısı hesaplama günümüze kadar hem matematikçi hem de istatistikçilerin önemli konularından biri olmuştur. Hata katsayısı hesaplama çok karmaşık gibi görünse de formüller R programına girildiği zaman tek tuş ile kolayca hesaplanabilmektedir (56). Hata katsayısı hesaplama hem yapılan çalışmanın tasarımını belirlemede hem de ne kadar oryantasyon kullanılacağı ve ne kadar Cavalieri kesiti alınacağı hakkında önemli bilgi vermektedir (57). Hata katsayısını hesaplarken aşağıdaki formül kullanılmaktadır.

$$CE = (\sum_{i=1}^n A_i)^{-1} \times [1/12(3\sum_{i=1}^n A_i^2 + \sum_{i=1}^{n-2} A_i A_{i+2} - 4\sum_{i=1}^{n-1} A_i A_{i+1})]^{1/2} \quad (2.6)$$

2.8. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)

MRG çok güçlü bir mıknatıs ve radyo dalgaları kullanılarak görüntü elde edilmesini sağlayan radyolojik görüntüleme yöntemidir. Radyasyon ve iyonizasyon içermez (58). Vücudumuzun büyük bir kısmı su ve yağdan oluşmaktadır. Su ve yağ molekülleri ise hidrojen atomu içermektedir (59). Hasta sabit bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde vücuttaki protonlar mıknatısın vektör doğrultusunda paralel ve antiparalel dizilim göstererek dönüş (spin) yapar. Daha sonra radyo dalgaları (radyofrekans, RF) gönderilerek dokulardaki hidrojen atomlarında sapmalar sağlanır. Radyo dalgaları kesildiğinde ise protonlar mıknatıs doğrultusundaki eski konumlarına tekrar geri döner ve dönerken aldığı enerjiyi geri verir. Bir alıcı vasıtasıyla bu enerji sinyale dönüştürülür. Her doku için oluşan sapma farklı olduğundan, eski konumlarına dönme zamanları da farklı olur. Bu sinyal farklılıkları ile görüntüler oluşturulur. Hidrojen atomu su içeren dokularda fazladır. İnsan vücudunda da su ve yağ bol bulunur. MRG özellikle beyin, kas-iskelet sistemi ve karın içi organların değerlendirilmesinde etkin şekilde kullanılır (60).

MRG'nin temelleri 1923 yılında Wolfgang Pauli'nin, çekirdekdeki spin rezonans fenomenini keşfi ile atılmıştır. MR'ın insan vücuduna uyarlanması epey zaman almış, ilk kez Paul C. Lauterbur tarafından 1973'te gerçekleştirilmiştir. 1987 yılında Charles Dumoulin tarafından geliştirilen MR-Anjiyografi (MRA) teknikleri ve 1993 yılında

kullanılmaya başlanan fonksiyonel MR uygulamaları MRG'nin kullanım alanını genişletmiş. Böylece MRG sadece bir anatomik görüntüleme yöntemi değil, fonksiyonel bir inceleme yöntemi olmuştur (59).

Radyofrekans dalgalarının verilmesinde sonra protonlar uyarılır. Uyarılan protonlar denge durumuna yeniden dönene kadar oluşturdukları radyofrekans sinyali sistemde bulunan bir alıcı tarafından toplanır. Bu sinyaller gradient alanlarının belirlenmesi ve Fourier transformasyonu sonrasında MR görüntüsünü sağlarlar. RF verildikten sonra dış manyetik alan yönündeki longitudinal manyetizasyonun %63' ünün yeniden kazanılması için gereken süreye "T1 relaksasyon zamanı" (longitudinal relaksasyon zamanı) denir. RF pulsu verildikten sonra maksimuma ulaşan transvers manyetizasyonun RF pulsu kesilince %37 seviyesine inmesi için geçen süreye de "T2 relaksasyon zamanı" (transvers relaksasyon zamanı) denir (24).

Dokuların T1 ve T2 relaksasyon zamanları onların karakteristik özelliklerini verir. Su molekülleri küçük olduklarından ve hızlı hareket ettiklerinden uyarıldıklarında enerjilerini çevreye kolayca transfer edememekte, bu yüzden su ve su içeriği fazla olan dokularda T1 ve T2 relaksasyon süreleri uzun olmaktadır. Yağ dokusu için ise T1 ve T2 relaksasyon süreleri kısadır (24).

MRG' de görüntü oluşturmak için dokuların 3 farklı özelliğinden faydalanılır.

1. Dokulardaki proton miktarının farklı olmasına dayanarak elde edilen görüntülere "proton dansite" görüntüler,
2. Dokuların T1 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere "T1 ağırlıklı" görüntüler,
3. Dokuların T2 sürelerinin farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere "T2 ağırlıklı" görüntüler denilmektedir (24).

MRG ile eklem kıkırdağındaki sinyal ve morfolojik değişiklikler, kıkırdak yüzeyindeki çatlamlar, kalınlığında azalma gibi bulgular belirgin bir şekilde görülebilir. Artiküler kıkırdak patellada en kalın, tibial platoda en ince, femurda ise normaldir. Ortalama 2 mm civarındadır. Normal hyalin kartilaj, T1A ve T2A incelemelerde hipointens korteks ile karşılaştırıldığında ara sinyal intensitesinde izlenir. T2A sekansta eklem içi sıvı artrografi benzeri etki yaratarak artiküler kartilaj daha iyi değerlendirilebilir. Artiküler

kartilaj görüntülemesinde iki boyutlu hızlı spin eko (FSE) ve üç boyutlu “spoiled gradient echo” (SPGR) en yaygın kullanılan sekanslardır. MRG kıkırdaktaki dejenerasyonları değerlendirmede çok iyidir ancak bazen görüntü üzerinde gerçeği yansıtmayan bozulmalar yüzünden tam olarak anlaşılmayabilir. Bu yüzden subkondral kemikteki sinyal değişiklikleri ek olarak değerlendirildiğinde tanıya ulaşma konusunda daha yardımcı ve doğru olur (24).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Gevher Nesibe Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Polikliniği ile Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniklerine diz ağrısı şikayetiyle başvurmuş hastaların MR görüntüleri üzerinde yapılmıştır. Çalışmaya başlamadan önce E.Ü. Tıp Fakültesi Etik Kurul'undan onay alınmıştır. (Ek 1).

Çalışmamıza, hasta ve kontrol grubu (10'ar kadın, 10'ar erkek olmak üzere) toplam 40 hasta dâhil edilmiştir. Bunlardan 50 yaş altı ve 60 yaş üstü olanlar ile diz içi operasyon geçirenler çalışma dışı bırakılmıştır. Böylece hasta grubunu 12, kontrol grubunu 13 kişiden oluşturulmuştur. Hasta grubunu diz osteoartritli hastalar, kontrol grubunu ise kıkırdak dejenerasyonu bulundurmeyen hastalar oluşturmaktadır. MR görüntüleri Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi hastanelerinin kullandığı SECTRA IDS7 programından alınmıştır.

MR çekimleri ise aşağıdaki protokole göre yapıldı. Alan ve hacim ölçümleri için sagittal, mesafe ölçümleri için koronal kesitler kullanıldı.

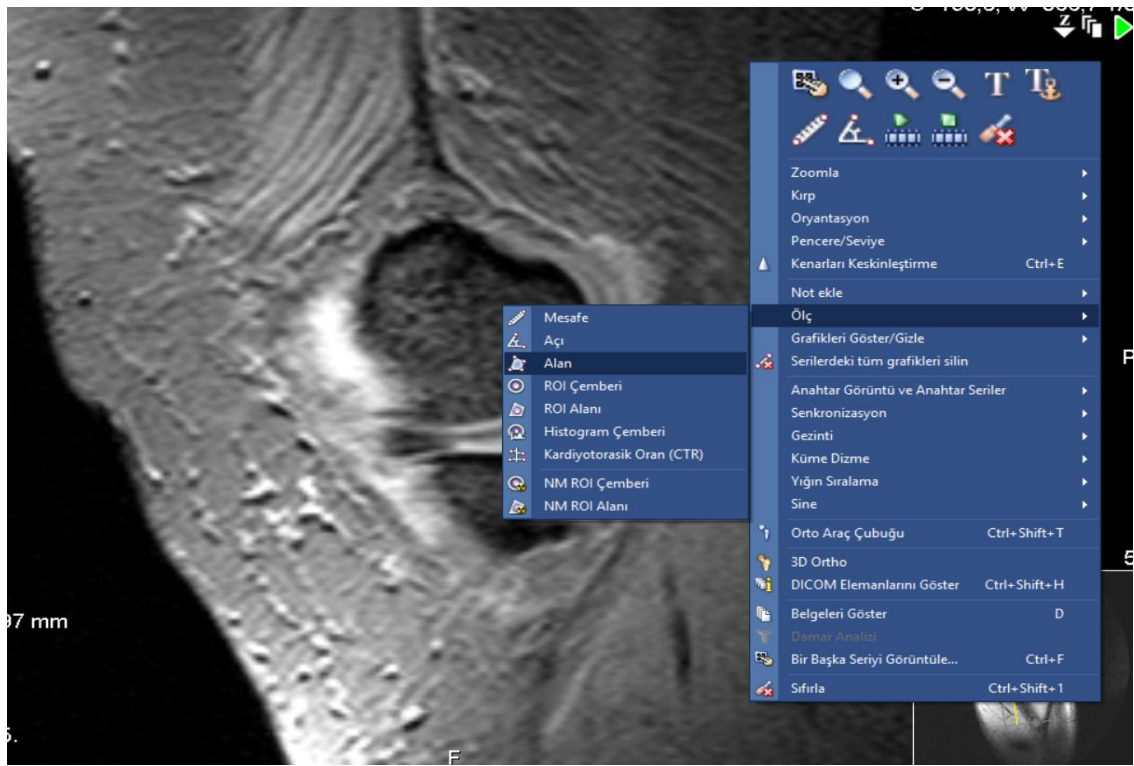
MR görüntüleme protokolü: 1.5-T scanner (Magnetom Aera; Siemens, Erlangen, Germany) cihazı kullanılarak yapıldı. T2 star map (FFE sekansı) alındı ve şu teknik parametreler uygulandı: TR (repetition time) = 250 ms, TE (echo delay time)= 38 ms, FOV (field of view) = 160 mm, matriks= 256x256, flip açısı 60 derece ve kesit aralığı= 0 mm, Image voxelleri 1.4x1.4x2 mm ve hacim için kesit kalınlığı= 3 mm olarak belirlendi.

3.1. HACİM HESAPLAMALARI

Hacim hesaplamaları iki ayrı yöntem kullanılarak yapılmıştır.

3.1.1. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması

SECTRA IDS7 programının özellikleri kullanılarak, her bir kesitteki kıkırdak görüntüsünün izdüşümlerin alanları hesaplanmıştır. Kıkırdak kesit görüntüsünün belirmesiyle kesit alanı da ölçülmüştür. Görüntünün üzerine sağ tıklayarak ölç üzerinde yeni bir pencere açılarak alan kısmına sağ tıklayarak ölçme işlemi yapıldı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: SECTRA IDS7’den alan hesaplama

Kıkırdak çevresi dikkatli bir şekilde işaretlendi. Bu işlem mouse yardımıyla yapıldı. Kıkırdak sınırına herhangi bir noktadan başlanabilir. Sağ tıklayarak nokta konur ve çevre hattı boyunca küçük noktalamalar yapılır. İki nokta arası çizgi şeklinde görülür. Noktalama işlemi kıkırdağın çevresi boyunca yapılır ve başlangıca gelindiğinde durdurulur. Böylece tüm kıkırdak çevresi işaretlenmiş olur. İşaretleme tamamlandığında, program otomatik olarak o kesitin izdüşümünün alanını verdi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Kıkırdak kesitinin alan hesaplaması

Tüm kesitlerin izdüşümleri alanı, bu yöntemle tek tek hesaplandıktan sonra Microsoft Office Excel Çalışma Dosyası'na geçirildi. Cavalieri prensiplerinden planimetrik yönteme göre Excell çalışma dosyasında formül oluşturuldu. Formüle göre her bir kesitin yüzey alanları toplandı ve toplam sonucu kesit kalınlığı ile çarpıldı. Böylece femoral kondildeki kıkırdak hacmi bulunmuş oldu.

2	Kesit Sayıları	Kesit Alanı 1	Kesit Alanı 2	Alan 1	Alan 2	Kesit Alanı 1	Kesit Alanı 2	Alan 1	Alan 2
3	1	45,54	68,52			92,31	92,85		
4	2	123,38	140,14			129,42	157,48		
5	3	198,07	209,58			220,23	205,54		
6	4	247,71	265,98			240,44	215,58		
7	5	312,08	338,77			279,85	192,29		
8	6	310,63	320,84			363,24	196,36		
9	7	354,19	350,05			380,5	77,96		
10	8	398,28	403,87			365,3	62,06		
11	9	222,28	206,8			270,65	125,3		
12	10	131,61	150,76			150,08	158,76		
13	11	237,31	240,65			260,19	101,4		
14	12	322,6	331,4			290,36	218,11		
15	13	266,11	268,09			249,2	201,5		
16	14	231,6	210,5			220,85	237,46		
17	15	175,74	178,24			185,8	177,65		
18	16	202,21	208,21			170,3	179,3		
19	17	167,43	177,43			143,61	156,3		
20	18	124,9	134,9			88,67	98		
21	19	69,9	79,9			44	53		
22	20								
23	21								
24	22								
25	23								
26	24								
27	25								
28	Kesit Kalınlığı	3	3			3	3		
29	Hacim	12424,71	12853,89			12435	12659,41		
30									
31									
32									
deney grubu mesafe kontrol grubu mesafe kontrol grubu deney grubu son hesaplamalar									
Hazır									

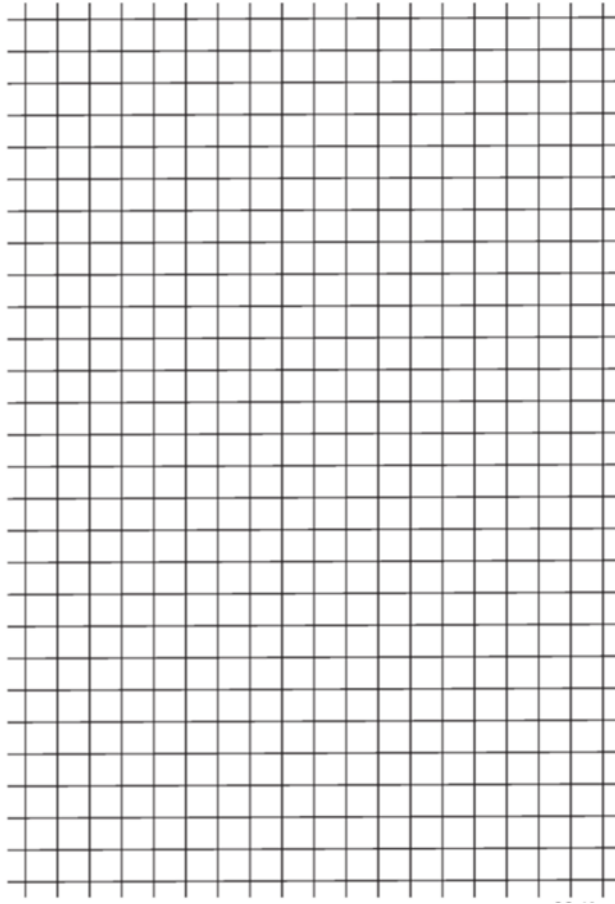
Şekil 3.3: Kıkırdak hacminin ‘excel dosyası’ üzerinde hesaplanması

3.1.2. Hacim hesaplaması için kareli alan cetvelinin kullanılması

Bu yöntem için aseteta basılmış olan kareli alan cetveli kullanıldı (Şekil 3.4). Bu cetvelde her bir karenin kenar uzunluğu 6 mm olarak ayarlandı. Literatürde hacim hesaplamasında noktalı alan cetveli kullanılmaktadır. Ancak kareli alan cetveli noktalı alan cetvelinin kareli şekli olduğundan ve kıkırdak yüzey alanı hesaplamasında da kullanacağımız için böyle bir yöntem seçildi. Her bir karenin köşeleri nokta olarak alındı ve hacim hesaplamasında bu noktalar sayıldı.

SECTRA IDS7 programı üzerinden açılan MR görüntüleri açıldı ve sagittal kesit görüntüleri üzerinden ölçümler yapıldı. Kareli alan cetveli her bir sagittal kesit görüntüsü üzerine rastgele atıldı (Şekil 3.5). Kıkırdak kesit görüntüsünün içinde olan

her bir çizginin kesişimi yani karenin köşeleri birer nokta olarak sayıldı (Şekil 3.6). Görüntü büyütmesini gösteren skalanın temsil ettiği uzunluk (SU) ile görüntüdeki skalanın uzunluğunun (SL) eşit olduğu ölçüldü. Böylece formülde SU/SL değeri 1 oldu.



Şekil 3.4: Kareli alan cetveli



Şekil 3.5: Bilgisayar ekranı üzerine asetata basılan kareli alan cetvelinin rastgele atılma görüntüsü



Şekil 3.6: Kıkırdak görüntüsü üzerine denk gelen noktaların sayılması (mavi noktalar kıkırdak yüzeyine denk gelen noktaları göstermektedir)

Sayılan her nokta Microsoft Office Excel Çalışma Sayfasına geçirildi (Şekil 3.7). Cavalieri Prensibine göre hesaplama yapıldı. Her kesit üzerine gelen nokta sayısı sayıldı. Her bir kesit için ayrı ayrı yazıldı. Her bir kesitin toplanarak toplam nokta sayısı bulundu. Toplam değer iki nokta arası uzunluğun karesiyle çarpıldı. Çıkan değer kesit kalınlığıyla çarpılarak femoral kondil kıkırdak hacminin toplam değeri bulundu.

Hacim alanı uzatma							
Dosya	Giriş	Ekde	Sayfa Düzeni	Formüller	Veri	Gözden Geçir	Görünüm
							
							
Pano	Yazı Tipi		Hızalama		Sayı		Koşullu Biçimlendirme
E29 =E3:E21							
A	B	C	D	E			
1							
2	Kesit Sayıları	Kesit Alanı 1	Kesit Alanı 2	Alan 1	hacim 2(nokta sayısı)		
3	1	45,54	68,52	15	3		
4	2	123,38	140,14	24	5		
5	3	198,07	209,58	34	8		
6	4	247,71	265,98	47	10		
7	5	312,08	338,77	49	10		
8	6	310,63	320,84	47	11		
9	7	354,19	350,05	26	8		
10	8	398,28	403,87	24	6		
11	9	222,28	206,8	14	5		
12	10	131,61	150,76	13	2		
13	11	237,31	240,65	16	2		
14	12	322,6	331,4	12	4		
15	13	266,11	268,09	43	10		
16	14	231,6	210,5	39	9		
17	15	175,74	178,24	35	11		
18	16	202,21	208,21	37	5		
19	17	167,43	177,43	30	6		
20	18	124,9	134,9	28	5		
21	19	69,9	79,9	27	8		
22	20						
23	21						
24	22						
25	23						
26	24						
27	25						
28	Kesit Kalınlığı	3	3	36	3		
29	Hacim	12424,71	12853,89	#DEĞER!	#DEĞER!		
30					135		

Şekil 3.7: Kesitlerdeki nokta sayımlarının Excel dosyasında gösterimi

3.2. YÜZEY ALANI HESAPLAMALARI

SECTRA IDS7 programı üzerinden açılan MR görüntüleri üzerine aseteta basılmış olan, kareli alan cetveli her bir kesitin üzerine rastgele atıldı (Şekil 3.5). Sagittal kesit görüntüleri kullanıldı. Kesitlerde görülen kıkırdak görüntüsünün çevresini kesen her bir çizgi tek tek sayıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8: Kıkırdak çevresini kesen çizgilerin noktasal sayımı

Sayılan değerler Microsoft Office Excel Çalışma Sayfasına geçirildi (Şekil 3.9). Her bir kesit için bulunan değerler toplandı. Toplam değer kesit kalınlığı ile çarpıldı. Çıkan sonuç da karenin bir kenarının uzunluğu ile çarpılarak femoral kondil kıkırdağının yüzey alanı bulunmuş oldu.

$$S = T \times d \times (I_1 + I_2 + I_3 + \dots + I_n) \quad (3.1)$$

hacim alan uzunluk hesa

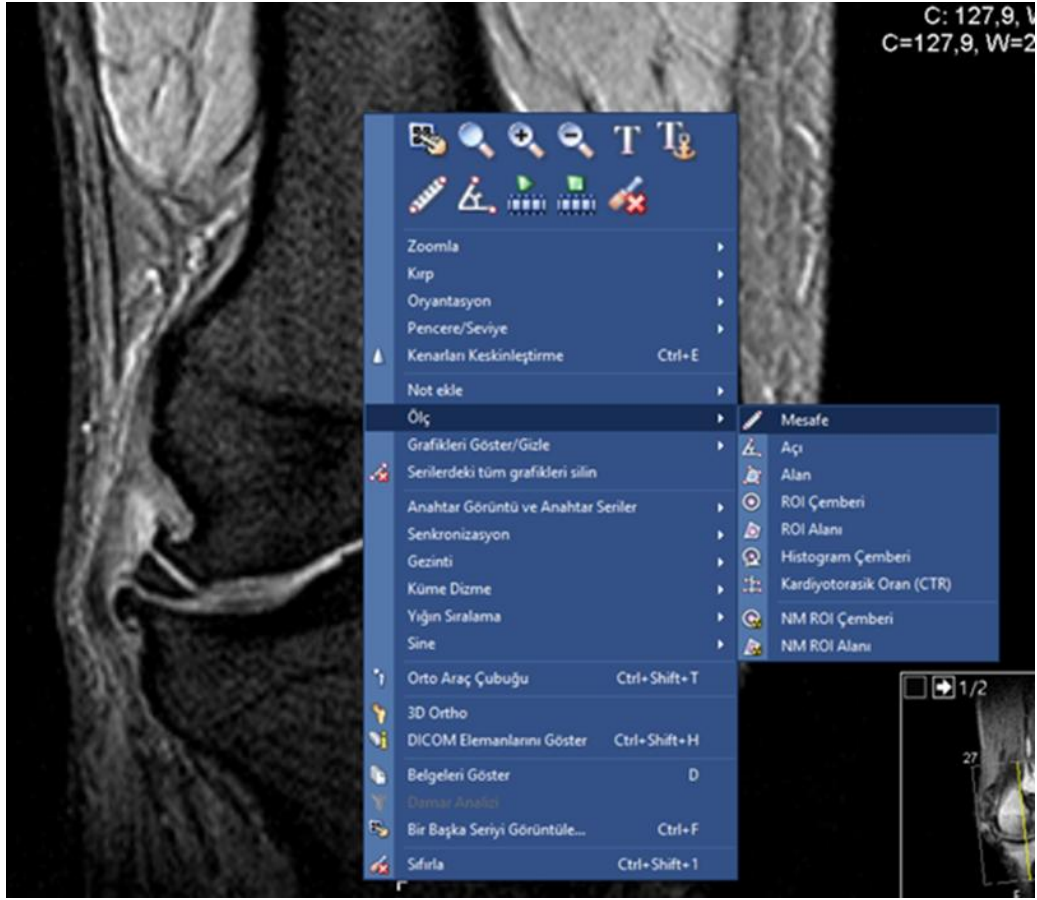
	A	B	C	D	E
1					
2	Kesit Sayıları	Kesit Alanı 1	Kesit Alanı 2	Alan 1	hacim 2(nokta sayısı)
3	1	45,54	68,52	15	
4	2	123,38	140,14	24	
5	3	198,07	209,58	34	
6	4	247,71	265,98	47	
7	5	312,08	338,77	49	
8	6	310,63	320,84	47	
9	7	354,19	350,05	26	
10	8	398,28	403,87	24	
11	9	222,28	206,8	14	
12	10	131,61	150,76	13	
13	11	237,31	240,65	16	16
14	12	322,6	331,4	12	
15	13	266,11	268,09	43	
16	14	231,6	210,5	39	
17	15	175,74	178,24	35	
18	16	202,21	208,21	37	
19	17	167,43	177,43	30	
20	18	124,9	134,9	28	
21	19	69,9	79,9	27	
22	20				
23	21				
24	22				
25	23				
26	24				
27	25				
28	Kesit Kalınlığı	3	3	3	
29	Hacim	12424,71	128,9	#DEĞER!	1
30					
31					
32					
33					
34					

deney grubu mesafe kontrol grubu mesafe kontrol grubu deney grubu son hesaplamalar kontrol grubu son h

Şekil 3.9: Kesitlerdeki kıkırdak çevresini kesen çizgilerin Excel dosyasında gösterimi

3.3. FEMURUN LATERAL VE MEDİAL KONDİLLERİ ARASI EN UZAK MESAFENİN ÖLÇÜLMESİ

SECTRA IDS7 programı üzerinde MR görüntüleri açıldı. Koranal kesit görüntüleri kullanıldı. Kesit görüntüsü üzerine sağ tıklayarak ölç seçeneğinden mesafe sekmesi tıklanarak ölçme başlatıldı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: SECTRA IDS7’de mesafe hesaplama

İki kondil arasındaki mesafe en uzak yatay ve paralel iki nokta arasına çizilen doğruyla ölçüm yapıldı. Birkaç deneme yaparak en uzun olan mesafe seçildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Femoral kondil arasındaki en uzak mesafenin ölçülmesi

Her bir kesit için işlem devam etti. Bulunan sonuçlar Microsoft Office Excel Çalışma Dosyasına geçirildi. Aritmetik ortalaması alındı. Böylece femur kondilinin büyüklüğü hakkında bilgi elde edildi (Şekil 3.12).

B18																		
=TOPLAM(B3:B16)/B17																		
	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R
1																		
2	Kesit Sayıları	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.
3	1	71,8	7,6	8,6	56,2	10,5	4,6	65,4	5	7,2	58,1	7,7	6,3	58,5	7,3	8,7	68,5	
4	2	75,1	4,7	6,1	65,4	7	3,5	69,1	4,1	3,5	61,5	7,5	5,9	61,2	5,3	7,7	75,2	
5	3	79,6	3,1	0,9	65,8	6,1	3,3	74,4	3,5	3,7	65,6	6,9	4,5	67,6	3,9	7,1	81,5	
6	4	81	3,7	4,1	71,7	5,5	3,1	79,1	3	4,8	69,6	5,3	3,9	72,1	4,7	6,1	80,9	
7	5	85,5	4,1	4,3	74,1	4,8	5,4	83,9	2,8	6,5	71,1	3,9	3,3	75,3	3,9	6,1	85,4	
8	6	86,5	3,7	3,7	76,3	4,3	3,7	85,7	2,8	5,2	72,7	4,4	3,3	75,3	3,9	5,3	85,3	
9	7	88,2	3,3	2,8	73	5,4	5,4	86,8	2,8	4,4	71,7	4,9	4,3	75,1	3,7	6,1	84,1	
10	8	90,2	5,1	2,8				88,5	2,4	3,5	67	5,5	5,1	72,8	4,3	6,7	81,1	
11	9	92	6,1	2,5				89	3	4,4	66,8	7,1	6,3	75,9	7,3	11,4	78,5	
12	10	87,1	6,9	4,1				88,5	4,8	7								
13	11	86,5	8,2	6,1				80,5	5,9	7,4								
14	12	86,9	10	7,8				77,4	8,1	9,2								
15	13																	
16	14																	
17	15	12	12	12	7	7	7	12	12	12	9	9	9	9	9	9	9	9
18	16	84,2	5,541667	4,483333	68,92857	6,228571	4,142857	80,69166667	4,016667	5,566667	67,12222222	5,911111	4,766667	70,42222222	4,922222	7,244444	80,05555556	
19	17																	

Şekil 3.12: Kesitlerdeki femoral kondil mesafesinin aritmetik ortalaması

3.4. FEMUR VE TİBİA ARASINDAKİ EN KISA MESAFENİN ÖLÇÜLMESİ

SECTRA IDS7 programı üzerinde MR görüntüleri açıldı. Koranal kesit görüntüleri kullanıldı. Kesit görüntüsü üzerine sağ tıklayarak ölç seçeneğinden mesafe sekmesi tıklanarak ölçme başlatıldı (Şekil 3.10).

Eklem arasındaki en yakın mesafeler gözlemlenerek birkaç denemeyle ölçüldü ve en kısa olan değer alındı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: SECTRA üzerinden mesafe ölçümü

Her bir kesit için medial ve lateral aralıklar ayrı ayrı değerlendirildi. Ve ayrı ayrı excel dosyasına geçirilerek aritmetik ortalaması hesaplandı (Şekil 3.14).

	P	Q	R	S	T	U	V	W
es. F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.	F-T arası en kısa mes.	2 kon. En uzun mes.					
7,7	6,3	58,5	7,3	8,7	68,5			
7,5	5,9	61,2	5,3	7,7	75,2			
6,9	4,5	67,6	3,9	7,1	81,5			
5,3	3,9	72,1	4,7	6,1	80,9			
3,9	3,3	75,3	3,9	6,1	85,4			
4,4	3,3	75,3	3,9	5,3	85,3			
4,9	4,3	75,1	3,7	6,1	84,1			
5,5	5,1	72,8	4,3	6,7	81,1			
7,1	6,3	75,9	7,3	11,4	78,5			
9	9	9	9	9	9			
5,911111	4,766667	70,42222222	4,922222	7,244444	80,05555556			

Şekil 3.14: Femur ve tibia arasındaki en kısa mesafelerin aritmetik ortalamasının excel dosyasında hesaplanması

3.5. HATA KATSAYISININ HESAPLANMASI

Hata katsayısı hesaplaması aşağıdaki şekilde üç adımda yapıldı. Her bir femoral kondil kırıkdağı hacmi için tek tek hesaplandı.

3.5.1. Karmaşıklık (Noise) Değerinin Bulunması

Karmaşıklık, kesitlere ya da dilimlere ayrılmış olan ya da görüntüleme yöntemleriyle elde edilen kesit görüntülerinin yüzey alanlarının karmaşıklık değerini yansıtır. Bu değer aşağıdaki formül ile bulundu.

$$Noise = 0,0724 \times (b/\sqrt{a}) \times \sqrt{n \times \sum P} \quad (3.2)$$

Formüldeki “0,0724” rakamı hata katsayısı hesaplamasının bu adımı için kullanılan bir istatistik sabitidir. “ $b/\sqrt{a}$ ” ise, dilimlere ayrılan örneğin kesit görüntülerinde ortaya çıkan izdüşüm şeklinin sınırlarının karmaşıklığını gösteren bir değerdir. Bu değer, incelenecek yapının kesit izdüşümlerinde ortaya çıkan kenar uzunluğunun yüzey alanının kareköküne bölünmesi ile elde edilir. “ $\sum P$ ”, tüm kesitlerde sayılan toplam nokta sayısını gösterirken, “ n ” ise kesit sayısını gösterir.

Buna göre;

$$Noise = 0,0724 \times 5 \times \sqrt{20 \times 126}$$

$$Noise = 18,17226$$

3.5.2. Toplam Alan Değişkenliği (Varyansı, VarSRÖ)

Çalışılan yapıdan, belli yönde kesitler alınması sonucu elde edilen kesit izdüşümleri arasındaki alan değişimini ifade eder. Kesit yüzey alanları arasındaki alan değişimi hesaplamasında kullanılan formül aşağıda belirtildiği gibidir.

$$Var_{SRÖ}(\sum_{i=1}^n a) = \frac{(3 \times (\sum P_i^2 - Noise) - 4 \times \sum (P_i \times P_{i+1}) + \sum (P_i \times P_{i+2}))}{12} \quad (3.3)$$

Formüldeki $Var_{SRÖ}(\Sigma)$ n adet kesitte ortaya çıkan toplam alan değişimini ifade eder. $\sum P_i^2$; i numaralı kesitte sayılan nokta sayılarının karelerinin toplamını ifade eder. $\sum (P_i \times P_{i+1})$; i numaralı kesitte sayılan nokta sayısının kendisinden sonraki kesitte sayılan nokta sayısı ile çarpımlarının toplamını ifade eder. $\sum (P_i \times P_{i+2})$ ise; i numaralı kesitte sayılan nokta sayılarının kendinden iki kesit sonra gelen kesitte sayılan nokta sayılarının çarpımlarının toplamını ifade eder.

Tüm bu hata katsayısı hesaplama basamakları aşağıdaki gibi Microsoft Excel Çalışma dosyası oluşturularak tablo haline getirilip denklemler oluşturuldu (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Hata katsayısı ve kıkırdak hacminin eksel üzerinde hesaplanması

Kesit no	Nokta	Pi.Pi (A)	Pi.Pi+1 (B)	Pi.Pi+2 (C)
1	3	9	9	27
2	3	9	27	30
3	9	81	90	126
4	10	100	140	100
5	14	196	140	126
6	10	100	90	60
7	9	81	54	36
8	6	36	24	12
9	4	16	8	4
10	2	4	2	6
11	1	1	3	11
12	3	9	33	18
13	11	121	66	77
14	6	36	42	66
15	7	49	77	35
16	11	121	55	55
17	5	25	25	30
18	5	25	30	5
19	6	36	6	0
20	1	1	0	0
Toplam	126	1056	921	824
Kesit Sayısı=	20	cm		
(t) Kesit Kalınlığı=	0,3	cm		
(SL) Bar uzunluğu (cetvelle ölçülen)=	1	cm		
(SU) Bar Birimi=	1	cm		
(d) Sonda aralığı	0,6	cm		
b/a	5			
	0.6			
A	0.36			
noise	18.17226			
Alan varyansı	21.1236			
Toplam Varyans	39.29586			
CE	4.975112			

Hacim	13.608	cm ³		
-------	--------	-----------------	--	--

Buna göre toplam alan varyansı denklemi aşağıdaki gibi sadeleştirilebilir. Buna göre toplam alan varyansı aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$Var_{SRÖ}(\sum_{i=1}^n a) = \frac{(3 \times (A-noise) - 4 \times B + C)}{12} \quad (3.4)$$

$$Var_{SRÖ}(\sum_{i=1}^n a) = (3 \times (1056 - 18.17226) - 4 \times 921 + 824)/12$$

$$Var_{SRÖ}\left(\sum_{i=1}^n a\right) = 21.1236$$

3.5.3. Toplam Nokta Sayısının (ΣP) Toplam Değişkenliği (Varyansı)

Hata katsayısı hesaplamasının son basamağı olan bu aşamada önce ilk iki hesaplamadan elde edilen iki varyans değeri toplanarak toplam varyans değeri elde edilir.

$$Toplam Varyans = Noise + VarSRÖ \quad (3.5)$$

$$Toplam Varyans = 18.17226 + 21,1236$$

$$Toplam Varyans = 39.29586$$

Toplam varyans elde edildikten sonra aşağıdaki formül ile hata katsayısı hesaplanır.

$$HK(\Sigma P) = \frac{\sqrt{Toplam Varyans}}{\Sigma P} \quad (3.6)$$

$$HK(\Sigma P) = \sqrt{39.29586} / 126$$

$$HK(\Sigma P) = 4.975112$$

Buna göre hata katsayısı yaklaşık 0,05 olarak hesaplanmıştır. Her bir birey için hata katsayıları bu şekilde hesaplanmıştır. Hata katsayısı değerinin genel olarak kabul edilen üst sınırı % 5 olarak çıkmıştır.

3.6. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Çalışmaya dâhil edilmiş tüm bireylerin femoral kondil kıkırdak hacmi ve yüzey alanı Cavalieri Prensibi ile ölçtüğümüz değerleri Statistical Packade for the Social Sciences (SPSS) 15.0 istatistik paket programına girilerek aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri elde edildi. Elde edilen MR görüntüleri üzerinde yapılan hacim ve alan hesaplamaları ortalama ve standart sapma değerleri elde edildi. Kontrol ve hasta grupları arasındaki anlamlı farklılık non parametrik test olan Mann-Whitney U testine göre yapıldı. Yöntem içi ve yöntemler arası korelasyon değerlendirmesi ise intraklas korelasyon analizi (ICC) ile yapıldı. Çalışmaya alınan bireylerin hacim ve yüzey alanları arasında korelasyon ise Pearson korelasyon analizi ile yapılmıştır.

4. BULGULAR

Bu çalışmaya 13 kontrol, 12 diz osteoartritli hastaların diz MR görüntüleri dâhil edilmiştir. Görüntüler SECTRA IDS7 programında açılmıştır. Program özellikleri kullanılarak femoral kondil kırıkta hacmi; Cavalieri prensiplerinden planimetrik yöntemle iki kere farklı zamanlarda hesaplanmıştır. Femoral kondildeki birbirine en uzak mesafe ve femur ile tibia arasındaki en kısa mesafeler (medial ve lateral), yine program özellikleri kullanılarak ölçülmüştür.

Kesit görüntüleri üzerine asetata basılmış kareli alan cetveli rastgele konularak hacim hesaplaması ve yüzey alanı hesaplaması yapılmıştır.

4.1. FEMORAL KONDİL KIKIRDAK HACİM SONUÇLARI

Çalışmaya alınan tüm bireylerin femoral kondil kırıkta hacmi planimetrik ve kareli alan cetveli yöntemine göre elde edilen hacim değerleri ile yüzey alanı ölçümü sonucu elde edilen değerler Tablo 4.1’ de verilmiştir. Bu durumda planimetrik yöntem ile iki defa hacim hesabı yapılmıştır ve ortalama değerlerinin birbirlerine yakın olduğu tespit edilmiştir (Grafik 4.1). Aynı zamanda kareli alan ölçümü yöntemine göre elde edilen hacim değerlerinin planimetrik olarak elde edilen hacim değerlerine göre yakın olduğu tespit edilmiştir.

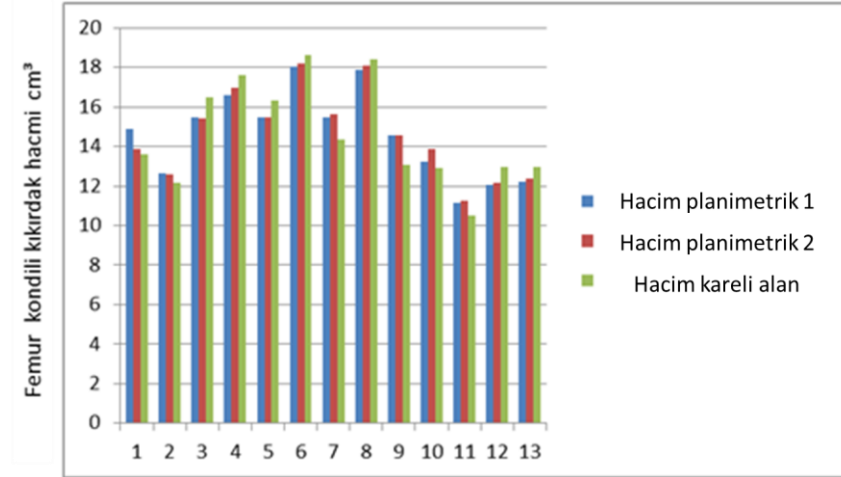
Tablo 4.1: Çalışmaya alınan tüm bireylerde kırıkta hacmi ve yüzey alanı ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (cm³).

Yöntemler	Minimum	Maksimum	Ortalama± Standart sapma	p
Planimetrik ölçüm (1) (cm ³)	5.1	18.6	10.9 ± 4.2	0.331*
Planimetrik ölçüm(2) (cm ³)	5.1	18.0	11.0 ± 4.2	0.485**
Kareli alan hacim ölçümü (cm ³)	4.8	18.1	11.1 ± 4.2	0.294***
Yüzey alanı ölçümü (cm ²)	5.0	11.4	8.3 ± 2.0	

*= kareli alan- planimetrik 1 **=kareli alan –planimetrik 2 ***=planimetrik1-planimetrik 2

Yöntemler arası femur distal ucu kırıkta hacmi eşleştirilmiş (paired) T testi ile karşılaştırıldığında yöntemler arası istatistiksel olarak farkın olmadığı tespit edilmiştir (Tablo 4.1).

Kontrol grubunda planimetrik yönteme göre yapılan iki ayrı hesaplamada ve kareli alan yöntemi ile femur distal ucu kırıkta hacmi hesaplandığında elde edilen değerler her bir vaka için karşılaştırılmalı olarak Grafik 4.1’ de gösterilmiştir. Grafik incelendiğinde her bir vakanın hacim sonuçlarının birbirlerine yakın olduğu görülmektedir (Grafik 4.1).

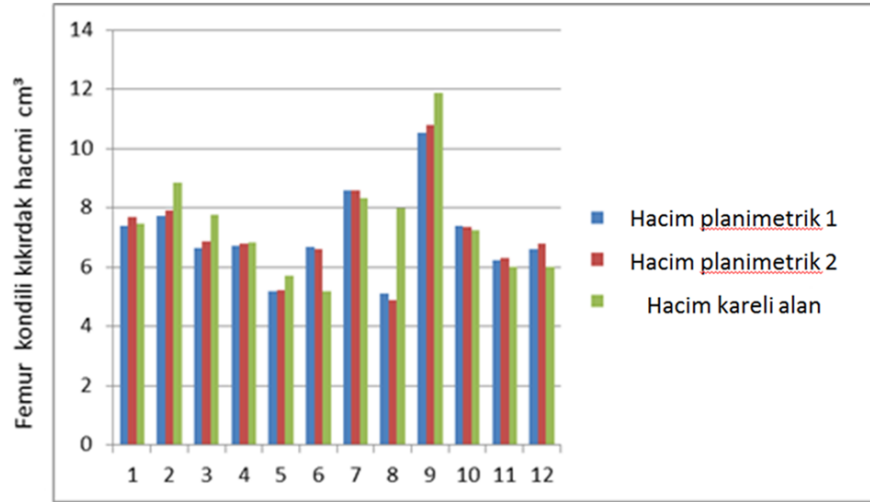
Grafik 4.1: Kontrol grubunda ölçülen hacim değerlerinin karşılaştırılması

Planimetrik olarak elde edilen iki hacim sonucu ile kareli alan tekniği ile elde edilen hacim sonuçları arasında yapılan intraklas korelasyon analizi sonucu ölçümler arasında kuvvetli korelasyon olduğu ve bulunan değerin 0.90 üstü bir değer aldığı tespit edilmiştir (Tablo 4.2).

Tablo 4.2: Kontrol grubu; yöntem içi ve yöntemler arası hacim değerleri arasındaki intraklas korelasyon değerleri (ICC)

Yöntemler	ICC	Alfa
Planimetrik Hacim 1 -Planimetrik Hacim 2	0.993(0.979-0.998)	0.993
Planimetrik Hacim 1-Kareli alan Hacim	0.960 (0.879-0.989)	0.960
Planimetrik Hacim 2-Kareli alan	0.966 (0.897-0.990)	0.966

Hasta grubunda planimetrik yönetime göre (farklı zamanlarda iki kere) ve kareli alan yöntemi ile femur distal ucu kıkırdak hacmi hesaplandığında elde edilen değerler her bir vaka için karşılaştırılmalı olarak Grafik 4.2’ de gösterilmiştir. Grafik incelendiğinde her bir vakanın hacim değerlendirmelerinin birbirlerine yakın olduğu görülmektedir (Grafik 4.2).

Grafik 4.2: Diz OA'lı hastalarda ölçülen hacim değerlerinin karşılaştırılması

Planimetrik olarak elde edilen iki hacim sonucu ile noktalı alan tekniği ile elde edilen hacim sonuçları yapılan ICC analizi sonucu ölçümler arasında kuvvetli korelasyon olduğu ve bulunan değerin 0.85 üstü bir değer aldığı tespit edilmiştir (Tablo 4.3).

Tablo 4.3: Hasta grubu; yöntem içi ve yöntemler arası hacim değerleri arasındaki intrakorelasyon değerleri (ICC)

Yöntemler	ICC	Alfa
Planimetrik Hacim 1 - Planimetrik Hacim 2	0.997(0.990-0.999)	0,997
Planimetrik Hacim 1-Kareli alan Hacim	0.867 (0.562-0.961)	0.873
Planimetrik Hacim 2-Kareli alan Hacim	0.874 (0.584-0.963)	0.875

Kontrol grubunda planimetrik yönetime göre iki kere, noktalı alan yöntemi ile femur distal ucu kırıldak hacmi ve yüzey alanı hesaplandığında elde edilen istatistiksel değerler Tablo 4.4' te verilmiştir.

Tablo 4.4: Kontrol grubu; kırıkda hacmi ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

Yöntemler	Minimum	Maksimum	Ortalama $\pm$ Standart sapma
Planimetrik ölçüm (1) (cm ³)	11.1	18.0	14.5 $\pm$ 2.2
Planimetrik ölçüm(2) (cm ³)	11.2	18.1	14.6 $\pm$ 2.2
Kareli alan hacim ölçümü (cm ³)	10.4	18.6	14.6 $\pm$ 2.5

Femoral kondil kırıkda hacmi hesaplamalarında, hasta ve kontrol grubu sonuçları karşılaştırıldığında, kontrol grubu hasta grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tablo 4.5: Her iki çalışma grubunda kırıkda hacim ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

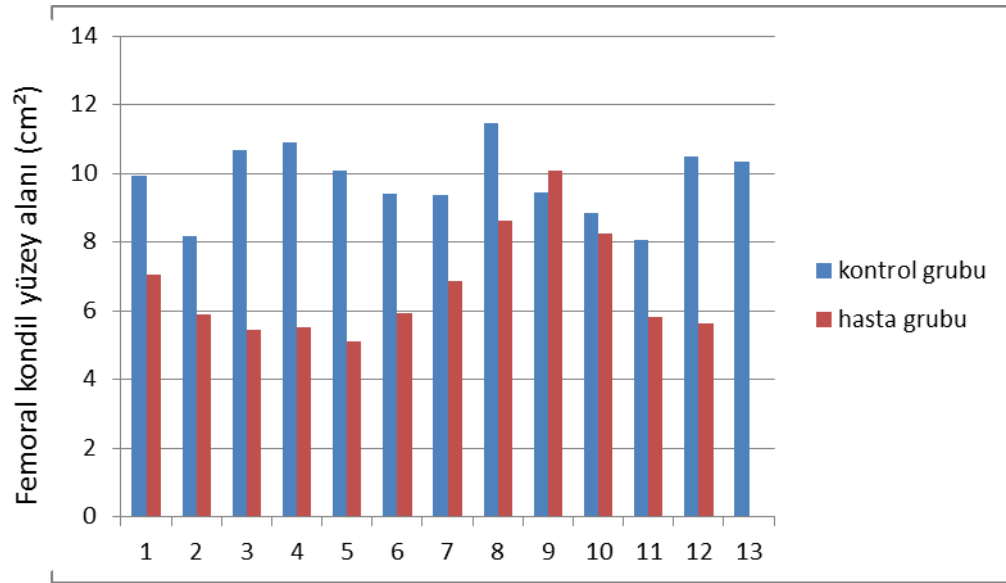
Yöntemler	Kontrol grubu	Hasta grubu	p
Planimetrik 1 (cm ³)	14.5 $\pm$ 2.2	7.0 $\pm$ 1.4	0.001*
Planimetrik 2 (cm ³)	14.6 $\pm$ 2.2	7.1 $\pm$ 1.5	0.001*
Kareli alan hacim (cm ³)	14.6 $\pm$ 2.5	7.4 $\pm$ 1.7	0.001*

*= Mann-Whitney U testine göre kontrol ve deney grubu arasındaki p değeri

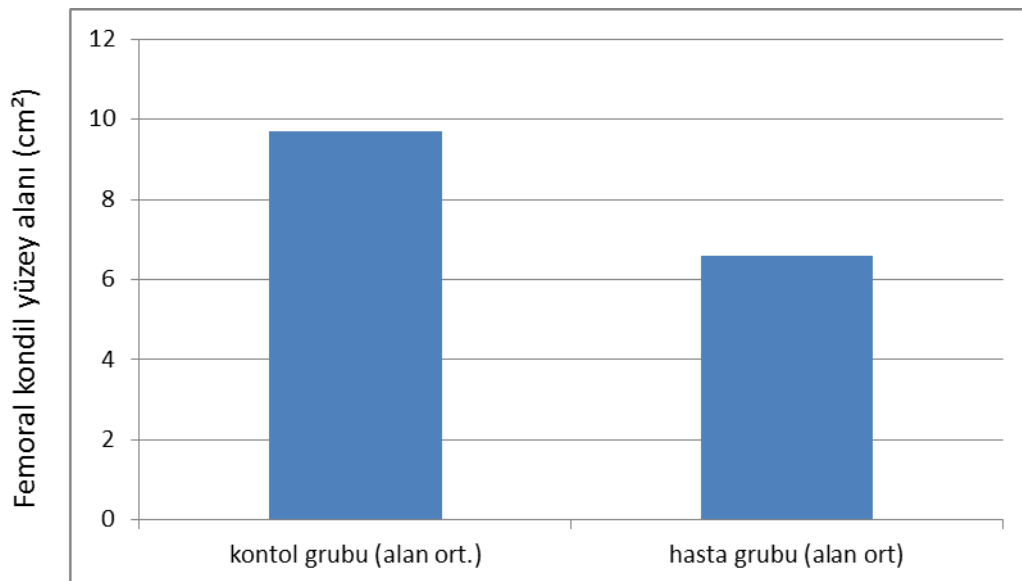
4.2. FEMORAL KONDİL KIKIRDAK YÜZEY ALANI YÜZEY ALANI SONUÇLARI

Femoral kondil yüzey alanları ölçümleri açısından değerlendirildiğinde OA'lı hastaların bulunduğu hasta grubu ile kontrol grubu arasında farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir (Grafik 4.3-4.4)

Grafik 4.3: Hasta grubu ve kontrol grubu arasındaki femoral kondil kıkırdak yüzey alanlarının grafiksel gösterimi



Grafik 4.4: Hasta ve kontrol grubunun femoral kondil kıkırdak yüzey alanı ölçümünün aritmetik ortalama değerleri



Metotta belirtildiği gibi yüzey alanı hesabı formülü kullanılmış ve femur kondil kırdağı yüzey alanı kontrol grubunda ortalama $9.7 \pm 1 \text{ cm}^2$, diz osteoartritli grupta ortalama $6.7 \pm 1.5 \text{ cm}^2$ olarak bulunmuştur. Femoral kondil kırdağ yüzey alanı hesaplamalarında, hasta ve kontrol grubu sonuçları karşılaştırıldığında, kontrol grubu hasta grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük bulunmuştur (Tablo 4.6).

Tablo 4.6: Her iki çalışma grubunda kırdağ yüzey alanı ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

	Kontrol grubu	Hasta grubu	p
Yüzey alanı ölçümü (cm^2)	9.7 ± 1.02	6.7 ± 1.5	0.001*

*= Mann-Whitney U testine göre kontrol ve deney grubu arasındaki p değeri

Yöntemler arası femoral kondil kırdağ hacim ve yüzey alanları arasında Pearson korelasyon analizi yapılmış olup Tablo 4.7’ de verilmiştir. Tablo sonucuna göre yöntemler arasında kuvvetli korelasyon olduğu tespit edilmiştir.

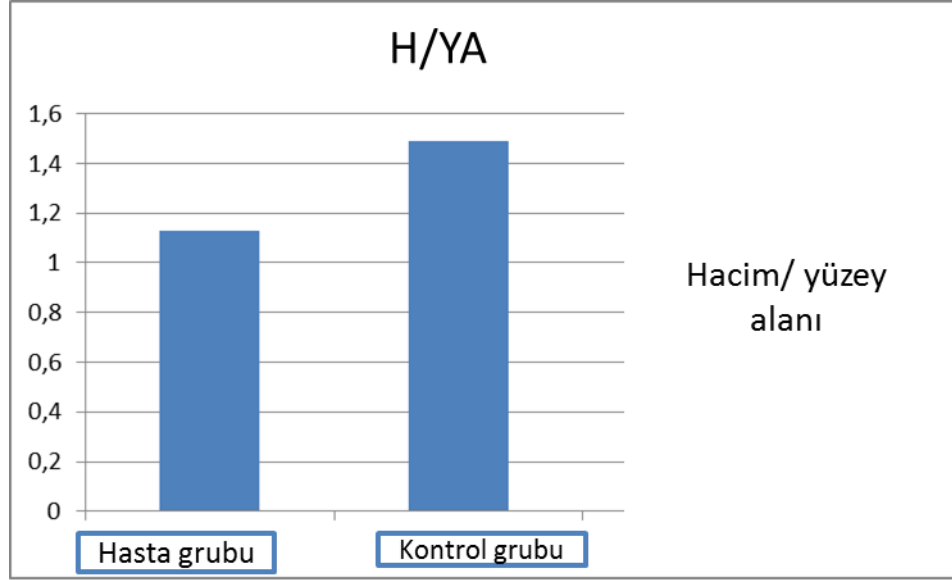
Tablo 4.7: Çalışmaya alınan bireylerin hacim ve yüzey alanları ölçümlerinin korelasyon değerleri

Yöntemler	Kareli alan hacim ölçümü		Planimetrik hacim ölçümü 1		Planimetrik hacim ölçümü 2		Yüzey alanı	
	r	p	r	p	r	p	r	p
Kareli alan hacim ölçümü	X	X	0.972(**)	0.01	0.973(**)	0.01	0.876(**)	0.01
Planimetrik hacim ölçümü 1	0.972(**)	0.01	X	X	0.998(**)	0.01	0.836(**)	0.01
Planimetrik hacim ölçümü 2	0.973(**)	0.01	0.998(**)	0.01	X	X	0.831(**)	0.01

** Korelasyon değeri $p = 0.01$ seviyesinde anlamlıdır.

Çalışmamızda kontrol grubu ve hasta grubu için hacimlerinin aritmetik ortalamasının, yüzey alanlarının aritmetik ortalamasına oranları hesaplanmıştır (Grafik 4.5).

Grafik 4.5: Grupların hacim alanlarının yüzey alanlarına oranının karşılaştırılması



Buna göre deney grubu için kıkırdak hacimlerinin yüzey alanına oranı yaklaşık 1.1 gibi bir değer iken kontrol grubu için bu değer yaklaşık 1.5 olduğu görülmüştür. Bu oran ise bize kıkırdak kalınlığının ortalama değerini vermiş olur. Hasta grubunun oranının daha az olması kıkırdak dokusunun incelendiği yorumunu verebilir.

4.3. FEMUR KONDİLLERİNİN MESAFE ÖLÇÜM SONUÇLARI

Kontrol grubunda femur kondillerinin en uzak mesafeleri femur ve tibia arası en kısa mesafeler hem medialden hem de lateralden ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları Tablo 4.8’ de gösterilmiştir.

Tablo 4.8: Kontrol grubu mesafe ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri

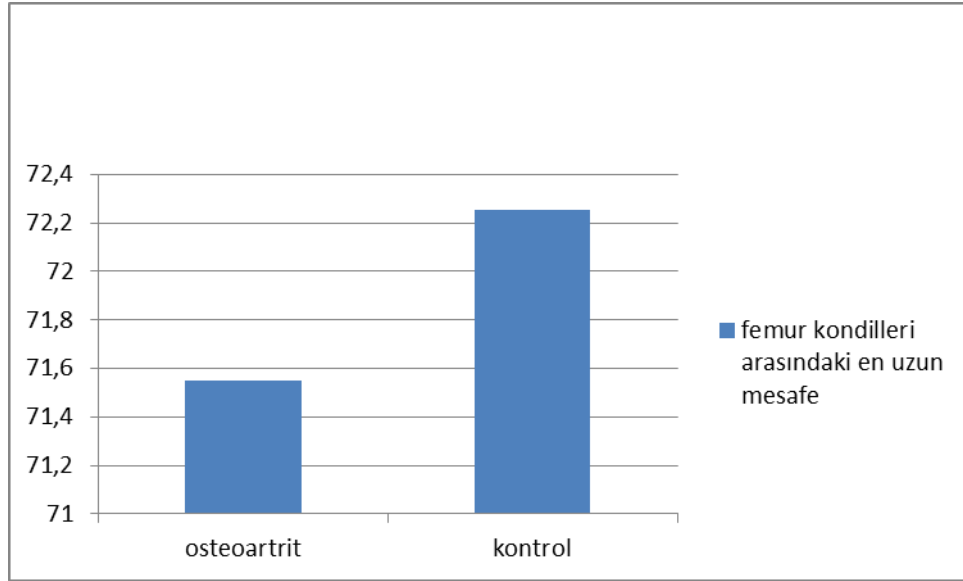
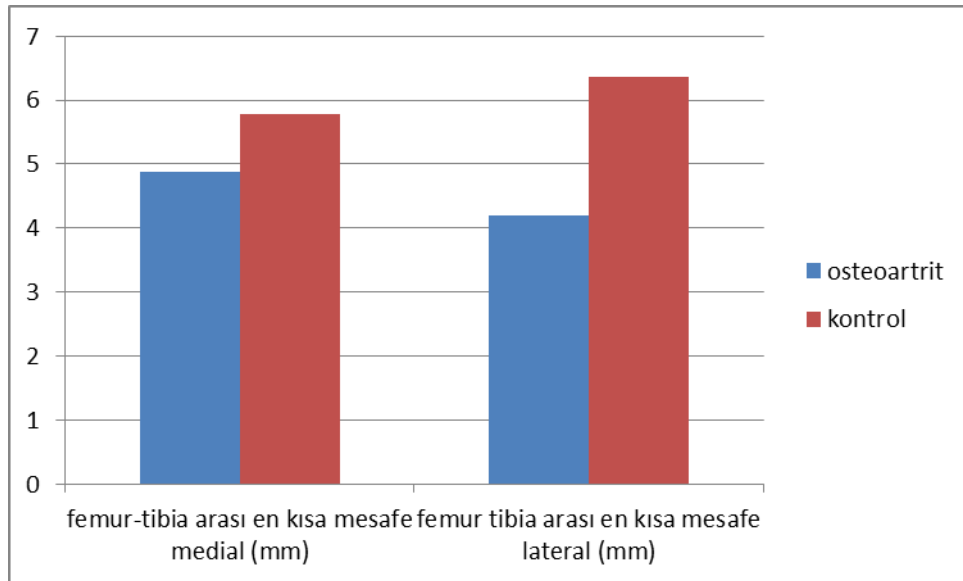
	Minimum	Maksimum	Aritmetik Ortalama	Standart sapma
Femurun iki kondili arasındaki yatay mesafe (mm)	65.25	80.98	72.2531	5.40171
Femur tibia arası mesafe (medial) (mm)	3.94	7.35	5.7863	1.02352
Femur tibia arası mesafe (lateral) (mm)	3.99	8.40	6.3672	1.26942

Hasta grubunda da femur kondillerinin birbirine en uzak yatay noktaları arasındaki mesafeler ile femur ve tibia arası en kısa mesafeler hem medialden hem lateralden ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları Tablo 4.9’ da gösterilmiştir.

Tablo 4.9: Hasta grubu mesafe ölçümlerinin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri (mm)

	Minimum	Maksimum	Aritmetik Ortalama	Standart sapma
Femurun iki kondili arasındaki yatay mesafe (mm)	66.06	84.20	71.5505	± 6.05987
Femur tibia arası mesafe (medial) (mm)	2.81	6.23	4.8696	± 1.04443
Femur tibia arası mesafe (lateral) (mm)	2.00	7.24	4.1896	± 1.48432

Kontrol ve diz OA’lı grupta femurun kondilleri arasındaki mesafe farkı 0.7 mm iken (Grafik 4.6) femur ve tibia arasındaki medialdeki en kısa mesafe arasındaki fark 0.9 mm., lateraldeki mesafe yaklaşık 2.2 mm olarak tespit edilmiştir (Grafik 4.7).

Grafik 4.6: Kontrol ve diz OA grubunda iki kondil arası en uzun mesafelerin karşılaştırılması**Grafik 4.7:** Femur ve tibia arasında medial ve lateral kondil arasındaki en kısa mesafelerin karşılaştırılması

4.4. CİNSİYETE GÖRE FEMORAL KONDİL KIKIRDAĞI HACMİ VE YÜZEY ALANIN DEĞİŞKENLİĞİ

Çalışmamızda kontrol grubunda cinsiyetlere göre değerlendirildiğinde 5 kadın, 8 erkek birey, hasta grubunda ise 9 kadın, 3 erkek birey bulunmaktadır. Femoral kondil kıkırdağı hacmi ve yüzey alanının cinsiyete göre değişip değişmediğinin istatistiksel olarak belirlemek için Mann Whitney-U Testi kullanılmıştır. Buna göre kontrol grubu

ve hasta grubu için cinsiyete göre hacim ve yüzey alanı değerlendirmeleri aşağıdaki tablolardaki gibidir (Tablo 4.10 ve Tablo 4.11).

Tablo 4.10: Kontrol ve hasta gruplarında kıkırdak hacminin cinsiyete göre aldığı değerler

HACİM (cm ³)	Kadın	Erkek	p değeri
Kontrol grubu	12.6±1.3	15.9±2.3	0.02
Hasta grubu	7±1.2	9±2.4	0.16

Tablo 4.11: Kontrol ve hasta gruplarında kıkırdak yüzey alanının cinsiyete göre aldığı değerler

YÜZEY ALANI (cm ²)	Kadın	Erkek	p değeri
Kontrol grubu	9.4±1	10±1	0.38
Hasta grubu	5.9±0.6	9±0.9	0.01

Kıkırdak hacmi için, istatistiksel analiz sonuçlarına göre kontrol grubunda p değerinin 0.05' ten küçük olması erkek bireylerde kadın bireylere istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük olduğunu göstermektedir. Hasta grubunda ise p değerinin 0.05'ten büyük olması ise diz osteoartriti bulunması durumunda cinsiyete göre değişmediğini göstermektedir.

Kontrol grubunda femoral kondil kıkırdak hacim değerleri cinsiyete göre değişkenlik gösterirken, yüzey alanı değerleri için cinsiyete göre anlamlı fark bulunmaması ve yüzey alanları ortalama değerlerinin kadın ve erkekte yakın olması, bize femoral kondil kıkırdak kalınlığı ile ilgili yorum yaptırabilir. Buna göre erkeklerde femoral kondil kıkırdağı daha kalındır gibi bir fikir verebilir.

Hasta grubunda femoral kıkırdak yüzey alanlarının cinsiyete göre değiştiği bilgisine ulaşılmıştır.

Tüm katılımcılar için kıkırdak hacim ve yüzey alanları cinsiyete göre aldığı ortalama değer ve değişkenler aşağıdaki tablodaki gibidir (Tablo 4.12).

Tablo 4.12: Çalışmaya katılan tüm bireylerde cinsiyete göre femoral kondil kırırdağı hacmi ve yüzey alanı değerleri

	Kadın	Erkek	p değeri
Hacim (cm³)	9±3	14±3.9	0.004
Yüzey alanı (cm²)	7.1±1.9	9.7±1	0.004

Mann Whitney-U testine göre femoral kondil kırırdağı hacmi ve yüzey alanının cinsiyete göre erkeklerde kadınlara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük olduğu ($p<0.05$) görülmüştür.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Yumuşak dokuları değerlendirmede MR görüntüleme yüksek çözünürlük özelliği ve farklı kesitlerden görüntü alma özelliği sayesinde çok boyutlu değerlendirme sağlar. İncelenecek doku en doğru sekansla bakıldığında eklem içi patolojik durumlar gözlemlenebilir. Böylece eklem yapılarında sebep olan durumlarda eklem kıkırdağı dejenerasyonu ile karakterize hastalıklarda eklem ağrısı, eklem sertliği, hareket kısıtlılığı ile ilgili bulgu gösteren klinik durumlarda MR en uygun görüntüleme yöntemidir (58-64).

OA özellikle yaşlanmayla beraber sık görülen bir genel sağlık problemi olduğu halde hâlâ sebep olan patolojik durum tam olarak açıklanabilmiş değildir. Bununla birlikte OA' ten korunmak ve ilerleyişini yavaşlatmak için bazı stratejiler belirlenmiş ama kesin bir tedavi yöntemi hala bulunamamıştır. Hastalığın son döneminde artık ağrı şiddeti iyice arttığında ve fonksiyon kaybı olduğunda sadece protez ameliyatı ile semptomlar giderilmektedir (59-64).

Kıkırdak dokudaki morfolojik değişiklikleri düzgün şekilde değerlendirmek ve tedavi sonuçlarını görebilmek için kıkırdak dokunun görüntülenmesi şarttır. Erken tanı OA yaygınlığını azaltmak, semptomları ortadan kaldırmak için ilaçlı veya ilaçsız tedavi yöntemlerine yeni olanaklar sağlamaktadır. Klinikte ve epidemiyolojik çalışmalarda kıkırdak dokuyu değerlendirmede radyografi altın standart olarak kullanılmaktadır. Bu durumu ortaya çıkarmak için sadece eklem aralığındaki daralma veya genişlemeye bakılarak yapılmaktadır. Hem ucuz hem erişilebilirliği kolay hem de eklemlle ilgili pratik bilgiler verdiği avantajlı olsa da hastalığın şiddetini ve ilerleyişini değerlendirmede sınırlı bir yöntemdir. Çünkü radyografi ile değerlendirme yapılırken iki boyutlu kemik doku görüntüsüne bakılarak üç boyutlu bir yapı hakkında yorum

yapılmaktadır. Radyografi ile doğrudan kıkırdak doku değerlendiremediğimiz için kıkırdak patolojilerinde erken tanı konulamamaktadır (61-64).

Radyografide birinci derece eklem aralığı daralması olduğu zaman kıkırdağın zaten %11-13'ü oranında kayıp vardır. Radyografi çekilirken yapılan pozisyon hataları ve eklem aralığını ölçümlemede yapılan hatalar sonuçların oldukça farklı yorumlanmasına yol açabilmektedir. MRG kullanmadan kıkırdak üzerinde fikir belirtmek OA üzerine çalışmalar yapmak yanlış yönelimlere sebep olabilmektedir (62, 65, 66).

Eklem kıkırdağını değerlendirmede MR görüntüleme kullanımı kıkırdak dokuda meydana gelen ilerleyici patolojiyi gözlemlemede bize sayısal veriler sağlamaktadır. Nicel veriler bize hastalığın seyrini ve patolojilerini görselleştirip fikir vermektedir. MR görüntüleme ile OA hakkında kıkırdakta meydana gelen morfolojik değişiklikleri göstermekte olduğuna dair bilgiler mevcuttur. Bu bilgiler ile kıkırdakta meydana gelen ilk değişiklikler OA'ın son evresinde olan değişiklikler ile proteze ihtiyaç olup olmadığı gibi tüm bu durumlara karar verilebilmektedir. MR görüntüleme eklem kıkırdağını değerlendirmede geçerli ve doğru bir yöntemdir (3-7,13-66).

Kıkırdak morfolojisindeki değişimleri belirlemede MRG kullanımı çalışmalarda katılımcı sayısını ve çalışmanın süresini azaltmakta kullanılan ilaçların etkinliğini belirlemede çalışmaların maliyetlerini azaltmakta ve önemli istatistiksel veri sağlamaktadır (67).

Çalışmamızda femoral kondil kıkırdağının hacmi planimetrik yöntem ile iki defa olmak üzere ve kareli alan ölçümüne göre bir kere olmak üzere ölçülmüştür. Ayrıca yüzey alanı da ölçülmüştür. Çalışmaya alınan bireylerin femoral kondil kıkırdağının hacim ve yüzey alanları arasında kuvvetli bir korelasyon olduğu görülmüştür ($p > 0.01$). Hasta ve kontrol grubu arasında elde edilen femoral kondil yüzey alanı ve hacim değerleri açısından kontrol grubu hasta grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde büyük bulunmuştur ($p = 0.001$).

Literatürde MRG ile kıkırdak hacim ölçümleri geçerli ve güvenilir bir şekilde yapıldığı belirtilmektedir. Kıkırdak hacmi, yüzey alanı ve kalınlığını değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır. Bu geçerlilik ve güvenilirlik aynı koşullar altında tekrar yapıldığı zaman oldukça yakın sonuçlar vermesi ile ispatlanmıştır. Bu testler arası

karşılaştırmayla da kanıtlanmıştır. Aynı kişinin tekrarlayan ölçümlerinde de yakın sonuçlar bulunmuştur. Ölçümler bir kişi tarafından farklı zamanlarda tekrarlandığında hata katsayısı %0.4 ile %7.8 arasında iken aynı görüntüyü farklı kişiler ölçerse hata katsayısı %1.1 ile %9.7 arasında tespit etmiştir (61, 62, 65, 68).

Çalışmalarda rapor edilen %5-10'luk hata katsayısının Cavalieri prensibine dayanan birçok organ ölçümünde yeterli olduğu desteklenmektedir. Mayhew ve Olsen'in yapmış olduğu çalışmada hata katsayısı %5'in altında bulunmuştur. Literatürde bir organla ilgili en az 6-7 kesit alınması ve tüm kesitlere denk gelen toplam nokta sayısının da 100-200'den az olmaması gerektiği bildirilmektedir. Bu uygulama sonucu hata katsayısının %5'in altına düşmesi beklenmektedir (34, 35).

Çalışmamızda Cavalieri prensibi ile femur kondilinin kıkırdak hacminin hata kat sayısı kontrol grubu için %3'le %5 arasında olup ortalama değer %4.3 hasta grubunda ise %5'le %8 arasında olup ortalama değer %5.4 olarak bulunmuştur.

Faber ve arkadaşları genç sağlıklı ve sedanter bireylerden oluşturduğu çalışma grubunda, cinsiyet farklılığına göre diz eklemi kıkırdağı kalınlık, hacim ve yüzey alanı farklılıklarını incelemişlerdir. Üç boyutlu MR protokolü kullanılmıştır. Kadınlarda femur kıkırdak hacmi ortalama 11.8 cm^3 iken erkeklerde ise 15.0 cm^3 olarak ortalama değer bulunmuştur. İstatiksel açıdan anlamlı olarak ($p=0.059$) olarak bulunmuştur. Yüzey alanı ise kadınlarda ortalama 5.4 cm^2 iken erkeklerde ortalama 6.5 mm^2 olarak bulunmuştur ve arada %21'lik bir fark olduğu gözlenmiştir (69). Çalışmamız sonucunda ise femur kondil kıkırdak hacmi kontrol grubunda kadınlarda 12.6 cm^3 , erkeklerde ise 15.9 cm^3 olarak bulunmuştur. Kıkırdak yüzey alanı ise kadınlarda 9.4 cm^2 , erkeklerde ise 10 cm^2 olarak bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları Faber ve arkadaşlarının sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Eckstein ve arkadaşları 2001 yılında yaptıkları bir araştırmada diz eklemi kıkırdağı hacim, yüzey alanı ve kalınlığını incelenip bireyler arası değişkenliği ve korelasyonu değerlendirmişlerdir. Yine üç boyutlu MR protokolü kullanılmıştır. Femur kıkırdağı hacim değeri ortalama 13.4 cm^3 iken yüzey alanı ortalama değeri 7.8 cm^2 olarak hesaplanmıştır. En fazla kıkırdak kalınlığı ise patellada olduğu görülmüştür. Kıkırdak kalınlığı ile hacim arasında ($r=0.80$) ve yüzey alanı ile hacim arasında ($r=0.56$) korelasyon görülmüştür (70). Çalışmamızda femoral kondil kıkırdağı yüzey alanı tek

yöntemle, kıkırdak hacmi ise iki ayrı yöntemle ölçülmüştür. Planimetrik yöntemle hacim ölçümü ve yüzey alanı arasında $r=0.83$ değeriyle kuvvetli korelasyon olduğu görülmüştür. Yüzey alanı ölçümü ile kareli alan ölçüm yöntemiyle hacim hesaplaması sonrası çıkan sonuçlarda korelasyon değeri $r=0.87$ 'dir.

Eckstein ve arkadaşlarının 2002'de yayınladıkları makalede diz eklemi kıkırdağının hacim yüzey alanı ve kalınlık değişimleri konu edilmiştir. Çalışmalarında yüksek çözünürlüklü yüksek kontrastlı üç boyutlu MR protokolleri ile sagittal kesitler hesaplamada kullanılmıştır. Çalışmaya 14 gönüllü kişi katılmıştır. Çalışmada uzun dönem ve kısa dönem MR çekim protokolleri karşılaştırılmış ve toplam diz eklemi kıkırdak hacminin $18-28 \text{ cm}^3$ arasında değiştiği tespit edilmiştir (3). Bizim çalışmamızda ise tüm katılımcıların sadece femoral kondil kıkırdak hacmi ortalama değeri 11.1 cm^3 'tür.

Eickstein ve arkadaşları alt ekstremitte dominant kullanım farklılıklarına göre diz eklemi kıkırdağı hacim, kalınlık ve yüzey alanı farklılıklarını araştırmışlardır. 15 sağlıklı birey araştırmaya katılmıştır. Araştırmaya göre sağ tarafını dominant olarak kullananlarda diz eklemi kıkırdak hacmi sağda en yüksek 29 cm^3 , en düşük 14 cm^3 civarında iken, sol dizde en yüksek 28 cm^3 , en düşük 13 cm^3 civarındadır. Sol tarafını dominant olarak kullananlarda ise, sol taraf hacim en yüksek 27 cm^3 , en düşük 12 cm^3 iken; sağ taraf en yüksek 26 cm^3 , en düşük 12 cm^3 olarak hesaplanmıştır. İstatiksel olarak ise anlamlı fark bulunmuştur (4).

Vanwanseele ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada ise spinal kord yaralanması geçiren bireylerin immobilizasyonlarına bağlı olarak diz eklem kıkırdağında herhangi bir incelme oluşup oluşmadığına bakmışlardır. Yaralanmadan 6, 12 ve 24 ay sonra değerlendirme yapılmıştır ve sağlıklı bireylerle karşılaştırılmıştır. Tibial ve patellar kıkırdak değerlendirilmiştir. Hasta ve kontrol grubu arasında Mann-Whitney U testine göre her değerlendirmede $p < 0.05$ ve $p < 0.01$ bulunmuştur (5). Çalışmamızda osteoartritli hasta grubu ve sağlıklı kontrol grubu arasında Mann-Whitney U testine göre femoral kondil kıkırdak yüzey alanı karşılaştırmasında $p=0.001$, kıkırdak hacmi karşılaştırmasında yine $p=0.001$ değerleri çıkmıştır. Çalışmamızın istatiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Woollard ve arkadaşları 2011 yılında diz osteoartritli hastalarda düzenli terapötik egzersizler sonrası kartilaj hacminde değişiklik olup olmadığını araştırmışlardır. 13 hastaya 6 ay süreyle egzersiz programı uygulanmıştır. Kartilaj volümünde ortalama % 3.8' lik bir değişim gözlenmiştir (6). Bizim çalışmamızda ise hasta grubu ve kontrol grubu arasında femoral kondil kıkırdak hacim farkı yaklaşık olarak 6 cm³ olarak bulunmuştur.

Cohen ve arkadaşları MR görüntüleri üzerinde manuel segmentasyon ve yarı otomatik segmentasyon metotları kullanarak diz eklemi kıkırdak kalınlığı topografik olarak hesaplamıştır (7). Bunun için femoral kıkırdak yüzey alanını topografik olarak haritalandırmış ve birim yüzey alanında kalınlığı ölçmüştür.

Eickstein ve arkadaşlarının yaptıkları bir diğer araştırmada diz eklemi ile ayak bileği eklemi kartilaj morfolojisinin korelasyonu ve cinsiyet farklılıkları değerlendirilmiştir. Sagittal MR görüntüleri kullanılmıştır. Eklem hasarı olmayan 29 birey araştırmaya katılmıştır. Diz ve ayak bileği arasındaki ilişki cinsiyet farklılığı açısından aynı bulunmuştur. Diz, ayak bileği ve subtalar eklem arasında kalınlık, yüzey alanı ve hacim hesaplamalarında yüksek korelasyon bulunmuştur (71).

Koo ve arkadaşlarının 2005'te yaptıkları araştırmada femoral kartilajda yürüyüş sırasında ağırlık taşıyan bölgeler her kondilde 3 olmak üzere toplam 6 bölge işaretlenmiştir. Bu bölgelerdeki kıkırdak kalınlığı değerlendirilmiştir (72). Araştırmada ağırlık taşımayan bölgelere göre ağırlık taşıyan bölgelerde kalınlık farkı gözlemlenmiştir.

Raynould ve arkadaşları sağlıklı ve OA'li bireylerde MR görüntüleri kullanarak kıkırdak kalınlığı ve hacim farklılıklarını araştırmışlardır. Bu çalışmada 48 MR görüntüsü kullanılmıştır. Sonuçların ICC değerleri tüm kartilaj için 0.95 ile 0.99 arasındadır. Pearson korelasyon analizine göre ise $p < 0.0001$ ' dir (73). Çalışmamızda hasta grubunda yöntemler içi ve yöntemler arası hacim değerleri arasındaki ICC değeri 0.86 ile 0.99 arasındadır. Kontrol grubunda ise 0.96 ile 0.99 arasındadır.

Gratzke ve arkadaşları profesyonel koşucu ve haltercilerde kas yoğunluğuna göre diz eklem kıkırdak morfolojik özelliklerinin değişkenlik gösterip göstermediğini incelemişlerdir. Sedanter bireylerle karşılaştırmışlardır. Patellar kartilajda $p < 0.01$

değerinde anlamlılık varken, diğer kırıkdağ yüzey alanlarında anlamlı bir farklılık yoktur (74). Bizim çalışmamızda femoral kondil kırıkdağı yüzey alanı, OA'li ve sağlıklı bireyler arasındaki karşılaştırmada anlamlı bulunmuştur ($p=0.001$).

Nishimura ve arkadaşları 2005 yılında yaptıkları araştırmada fiziksel karakteristik özelliklerin kişinin diz eklemi kartilaj hacminde değişiklik gösterip göstermediğini araştırmışlardır. Bu çalışmaya 68 birey katılmıştır. Üç boyutlu MR görüntülerinden faydalanmışlardır. Kartilaj hacmi erkeklerde ortalama 8.3 cm^3 iken kadınlarda ortalama 6.7 cm^3 olarak bulunmuştur. Çalışmamızda ise kontrol grubunda kırıkdağ hacmi kadınlarda 12.6 cm^3 , erkeklerde ise 15.9 cm^3 olarak ortalama 14 cm^3 bulunmuştur. Korelasyon değerleri kadında ve erkekte özellikle boy ve ayak numarası büyüklüğüyle anlamlı şekilde ilişkili olduğu görülmüştür ($p < 0.05$) (75).

Hudelmaier ve arkadaşları bireylerin antropometrik özellikleri ve kaslarının kesitsel bölgeleri ile diz eklemi kartilajının morfolojik özellikleri arasındaki korelasyonu araştırmışlardır. Yaşları 23 ila 75 arasında değişen 59 asemptomatik birey araştırmaya katılmıştır. Kartilaj değerlendirmesinde MR görüntüleri kullanılmıştır. Kadınlarda ortalama diz eklemi kırıkdağ hacmi 9.9 cm^3 iken, erkeklerde 13.9 cm^3 olarak bulunmuştur. Boy, tibia başı çapı ve kas yoğunluklarıyla anlamlı bir korelasyon olduğu gözlenmiştir ($p < 0.001$) (76). Bizim çalışmamızda ise araştırmaya katılan tüm bireyleri ortalama kırıkdağ hacmi 11 cm^3 iken, kontrol grubunun kırıkdağ hacmi ortalama 14 cm^3 civarı ölçülmüştür. Çalışmamıza katılan tüm kadınlarda kırıkdağ hacmi ortalama değeri 9 cm^3 iken, tüm erkeklerde ise 14 cm^3 tür.

Cicuttini ve arkadaşları sağlıklı yetişkinlerde diz kartilaj hacminde bölümsel farklılıkları incelemiştirler. MR görüntüleri kullanılmıştır. Kemik boyu ve vücut kitle indeksinden bağımsız olarak her örnekte tibianın lateral kondil kartilajın medial kondilden daha kalın olduğu görülmüştür. Kırıkdağ hacminin aynı şekilde daha fazla olduğu görülmüştür ($p < 0.001$) (77). Çalışmamızda femur kırıkdağ hacim değerleri lateral ve medial kondil şeklinde hesaplanmamış olup toplam değer tespit edilmiştir.

Ding ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ise diz kartilaj hacmiyle fiziksel aktivite, yaş ve kemik boyutu arasındaki ilişkiyle ilgilidir. MR görüntüleri kullanılmıştır. 372 birey araştırmaya dâhil edilmiştir. Erkekler ve kadınlar arasında kırıkdağ hacmi %33-42

arasında değişkenlik gösterip, bu oran erkeklerde daha fazla çıkmıştır ($p < 0.001$). Boy, ağırlık ve kemik ölçümü ile ilgisi $p < 0.05$ ’ tir. Fiziksel aktivite açısından ise anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (78). Çalışmamıza katılan tüm bireylerde hacim ve yüzey alanı ölçümlerinin, erkeklerde kadınlara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde büyük olduğu görülmüştür ($p < 0.05$).

Cicuttini ve arkadaşları OA’i olmayan yaşlı bireylerde kemik mineral yoğunluğu ile diz eklem kıkırdığı hacim ilişkisini araştırmışlardır. Kartilaj değerlendirmede MR görüntüleri kullanılmıştır. Sonuç olarak toplam mineral yoğunluğuyla tibial kartilaj hacminde pozitif ilişki görülmüştür. Femur proksimalindeki kemik mineral yoğunluğuyla ilişkili iken, lumbal kemik mineral yoğunluğu arasında ilişki görülmemiştir. Patellar kartilaj için ise herhangi bir ilişki yoktur (79).

Morgan ve arkadaşları üç farklı MR cihazı kullanarak farklı şehirlerde diz eklemi kıkırdığı hacmini değerlendirmişlerdir. Cihazlar arasında toplam diz kıkırdak hacminde % 9’luk bir fark olduğu gözlemlenmiştir (80).

Lanyon ve arkadaşlarının yaptıkları bir araştırmada normal diz eklem boşluğu ile OA’i olan diz eklemine eklem boşluğunu değerlendirmişlerdir. Eklem arası mesafenin normal diz eklemine göre aradaki farkı lateralde 0.4 mm, medialde 0.44 mm olarak hesaplamışlardır. OA bulunmayan diz eklemi eklem mesafesi ortalama olarak lateralde 8 mm, medialde 5 mm olarak hesaplamışlardır (81). Bizim çalışmamızda kontrol grubunda lateraldeki ortalama mesafe 6 mm, medialde ise 5 mm olarak hesaplanmıştır.

Muraki ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada ise vücut kitle indeksi, diz ağrısı ve diz eklem mesafesi aralığının birbirleriyle ilişkisi değerlendirilmiştir. 2733 birey çalışmaya katılmıştır. Sadece sağ diz değerlendirilmiştir. Radyografik görüntülerden yararlanmışlardır. Vücut kitle indeksi arttıkça ağrının da arttığı görülmüştür. Diz eklemi mesafesi kadınlarda medial tarafta ortalama 2 mm, erkeklerde 3 mm olarak bulmuşlardır (82). Bizim çalışmamızda ise hasta grubunda ortalama 4.8 mm olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda femoral kondil kıkırdak hacmi ve yüzey alanı MR görüntüleri üzerinden stereolojik yöntemler kullanılarak hesaplanmıştır. Kıkırdak hacmi iki ayrı yöntemle hesaplanmıştır. Kıkırdak yüzey alanı hesaplamada ise bir yöntem kullanılmıştır. Hesaplamalar sonucunda femoral kondil kıkırdak hacmi değeri tüm bireylerde ortalama

$11 \pm 4 \text{ cm}^3$ 'tür. Yüzey alanı ise $8.3 \pm 2 \text{ cm}^2$ 'dir. Yapılan araştırmalarla karşılaştırdığımızda sonuçlarımızın yakın ve ortalama değerde olması yöntemimizin doğruluğunu göstermektedir.

Çalışmamızda kontrol grubu femoral kondil kıkırdak hacmi ortalama değeri yaklaşık olarak 14 cm^3 'tür. Kıkırdak yüzey alanı ise ortalama 9.7 cm^2 'dir. Hasta grubunda ise kıkırdak hacmi ortalama 7.2 cm^3 iken, kıkırdak yüzey alanı 6.7 cm^2 'dir. Hasta ve kontrol grupları arasındaki hacim ve yüzey alanları arasında farkların bulunması ve bu farklılıkların da anlamlı bulunması diz OA'nin eklem kıkırdağı üzerindeki etkisini açıkça göstermektedir. Ayrıca kıkırdak hacmi hesaplamalarında yöntemler arası farkın istatistiksel olarak anlamlı bulunmaması, kullandığımız yöntemlerin kıkırdak hacmi hesaplamalarında kullanılabileceğini göstermektedir.

Çalışmamıza katılan tüm erkek bireylerde, kontrol ve hasta grubu olarak ayırmaksızın, femoral kondil kıkırdağı hacmi ortalama değeri 14 cm^3 , kadınlarda ise 9 cm^3 'tür. Femoral kondil kıkırdağı yüzey alanı ise kadınlarda 7.1 cm^2 , erkeklerde ise 9.7 cm^2 dir.

Diz eklem aralığı mesafesi ise kontrol grubunda medial kondiller arası ortalama 5 mm, lateral kondiller arası 6 mm iken, hasta grubunda medial kondiller arası 4.8 mm, lateral kondiller arası ise 4.1 mm olarak hesaplanmıştır.

Çalışmamız, femoral kondil kıkırdağının yüzey alanı ve hacminin, diz osteoartriti hastalığı bulunması durumunda önemli bir şekilde azaldığını göstermektedir. Ayrıca femoral kondil kıkırdağı yüzey alanı ve hacminin cinsiyete göre değişkenlik gösterip, erkeklerde kadınlara göre yüzey alanın daha geniş, hacmininse daha büyük olduğu sonucunu vermiştir. Kullandığımız yöntemlerin istatistiksel olarak birbirine yakın son vermesi ve literatürde bulunan sonuçlarla benzerlik göstermesi ise yöntemir doğruluğunu ve güvenirliliğini göstermektedir.

Çalışmamızı özgün kılan yönü ise yüzey alanı hesaplamasında kullandığımız kareli grid dizaynını, karelerin köşelerini nokta sayarak, hacim hesaplamalarında kullanılan noktalı alan cetveline uyarlamamızdır. Hacim hesaplaması için görüntü üzerine düşen köşeleri nokta olarak sayarken; aynı görüntü üzerinde, görüntü çevresini kesen her bir çizgiyi de sayabilmemiz yüzey alanı hesaplaması yapmamıza olanak vererek, zamandan tasarruf etmemizi sağlayıp, hız kazandırmıştır.

6. KAYNAKLAR

1. Doral MD, Dönmez G, Atay AÖ, ve ark. Dejeneratif eklem hastalıkları. TOTBİD Dergisi 2007; 6: 56-65.
2. Tuncer T, Çay HF, Kaçar C, ve ark. Diz osteoartrit tedavisinde kanıta dayalı öneriler: Türkiye Romatizma Araştırma ve Savaş Derneği uzlaşısı raporu. Turk J Rheumatol 2012; 27(1): 1-17.
3. Eckstein F, Heudorfer L, Faber SC, et al. Long-term and resegmentation precision of quantitative cartilage MR imaging (qMRI). Osteoarthritis Cartilage 2002; 10(12): 922-928.
4. Eckstein F, Müller S, Faber SC, et al. Side differences of knee joint cartilage volume, thickness, and surface area, and correlation with lower limb dominance-an MRI-based study. Osteoarthritis Cartilage 2002; 10(12): 914-921.
5. Vanwanseele B, Eckstein F, Knecht H, et al. Knee cartilage of spinal cord-injured patients displays progressive thinning in the absence of normal joint loading and movement. Arthritis Rheum 2002; 46(8): 2073-2078.
6. Woollard JD, Gil AB, Sparto P, et al. Change in knee cartilage volume in individuals completing a therapeutic exercise program for knee osteoarthritis. J Orthop Sports Phys Ther 2011; 41(10): 708-722.
7. Cohen ZA, McCarthy DM, Kwak SD, et al. Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements. Osteoarthritis Cartilage 1999; 7(1): 95-109.
8. Arıncı K, Elhan A. Anatomi (4), 1, Güneş Kitabevi, Ankara, 2006: 22-25.
9. Anne M. Gilroy (Author), Anatomi Atlası (2th edition)- 2014: 365.
10. Snell RS, Alt Ekstremiteler, In: Tıp Fakültesi Öğrencileri için Klinik Anatomi (1), Yıldırım M. (Edt.), Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 1988: 507-583.

11. Sarsılmaz M. İnsan Anatomisi. Akademi Basın ve Yayıncılık, İstanbul, 2014: 99-100
12. Drake RL, Vogl W, Mitchell AWM. Tıp Fakültesi Öğrencileri için Gray's Anatomi (1), Yıldırım M. (Edt), Güneş Kitabevi, Ankara, 2007: 537-540.
13. Uluçay Ç, Diz Osteoartritinde Artroskopik Debridman ve Viskosüplemantasyonun Yeri, Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bakanlığı Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul 2015: 55.
14. Tekdöş D, Semptomatik Diz Osteoartriti Olan Hastalarda Kemik Yapım Hızının Belirlenmesi ve Kemik Yapım Hızı ile Hastalık Şiddeti Arasındaki İlişkinin Araştırılması, Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bakanlığı İstanbul Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul 2009: 53
15. Desticioğlu K, Articulatio genu'nun morfolojik özellikleri. SDÜ Tıp Fak Derg 2008; 15(1): 45-52.
16. Bircan Ç, Fidan M. Diz ekleminin fonksiyonel anatomisi ve biyomekaniği. DEÜ Tıp Fakültesi Dergisi 2000; 14(2): 195-210.
17. Öztop P, Diz Osteoartritli Hastalarda Ağrı, Özürlülük ve Depresyon Arasındaki İlişki, Uzmanlık Tezi, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Ankara 2015: 67.
18. Kuru İ, Haberal B, Avcı Ç. Patellofemoral biyomekanik. TOTBİD Dergisi 2012; 11(4): 274-280.
19. Yıldız Z, Diz Osteoartritinde İdrar CTX- II Düzeyi ile Klinik ve Radyolojik Bulguların Korelasyonu, Uzmanlık Tezi, Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Ankara 2009: 57.
20. Başar B, Diz Osteoartritli Hastalarda Fizik Tedavi Modalitelerinin (TENS, Ultrason, Kısa Dalga Diatermi) Fiziksel Fonksiyon Üzerine Etkisi, Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bakanlığı İstanbul Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul 2009: 71.
21. Soran N, Altındağ Ö, Demirkol A, Tabur H. Diz osteoartritinde radyolojik bulgular ve klinik parametrelerle ilişkisi. Türk Fiz Tıp Rehab Derg 2008; 54: 59-62.
22. Güler F, Başaran S, Diz osteoartriti. Türk Fiz Tıp Rehab Derg 2009; 55: 1-7.
23. Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of osteoarthritis. Clin Geriatr Med 2010; 26(3): 355-369.

24. Sağlam H, Nontravmatik Diz Ağrılarında, Diz Patolojilerinin Tanısında MRG Tetkisinin Önemi, Uzmanlık Tezi, T.C. Sağlık Bakanlığı Göztepe Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul 2009: 64
25. Rhyu IJ, Cho TH, Lee NJ, et al. Magnetic resonance image-based cerebellar volumetry in healthy Korean adults. *Neurosci Lett* 1999; 270(3): 149–152.
26. Roberts N, Puddephat MJ, McNulty. The benefit of stereology for quantitative radiology. *Br J Radiol* 2000; 73: 679–697.
27. Mazonakis M, Karampekios S, Damilakis J, Voloudaki A, Gourtsoyiannis N. Stereological estimation of total intracranial volume on CT images. *Eur Radiol* 2004; 14: 1285–1290.
28. Mayhew TM, Gundersen HJ. If you assume, you can make an ass out of u and me: A decade of the disector for stereological counting of particles in 3D space. *J Anat* 1996; 188: 1–15.
29. Mayhew TM, Olsen DR. Magnetic resonance imaging (MRI) and model-free estimates of brain volume determined using the Cavalieri principle. *J Anat* 1991; 178: 133–144.
30. Gundersen HJG. Stereology of arbitrary particles. A review of unbiased number and size estimators and the presentation of some new ones in memory of William R Thomson. *J Microsc* 1986; 143: 3-45.
31. Gundersen, HJG, Bendtsen, TF, Korbo L, et al. Some new, simple, and efficient stereological methods and their use in pathological research and diagnosis. *APMIS* 1988; 96: 379-394.
32. Gundersen, HJG, Bagger P, Bendtsen TF, et al. The new stereological tools: Disector, fractionator, nucleator, and point sampled intercepts and their use in pathological research and diagnosis. *APMIS* 1988; 96: 857-881.
33. Acer N, Sahin B, Usanmaz M, Tatolu H, Irmak Z. Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: A stereological study. *Surg Radiol Anat* 2008; 30: 335–339.
34. Acer N, Sahin B, Ucar T, Usanmaz M. Unbiased estimation of the eyeball volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *J Craniofac Surg* 2009; 20(1): 233-237.

35. Acer N, Uğurlu N, Uysal DD, et al. Comparison of two volumetric techniques for estimating volume of intracerebral ventricles using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Anat Sci Int* 2010; 85(3): 131-139.
36. Gundersen, H.J.G, Jensen, E.B. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *J. Microscopy* 1987; 147: 229-263.
37. Howard CV, Reed MG. *Unbiased Stereology: Three-dimensional measurement in microscopy*, Oxford, Bios Scientific Publishers, (2 nd ed) 2005
38. Mackay CE, Pakkenberg B, Roberts N. Comparison of compartment volumes estimated from MR images and physical sections of formalin fixed cerebral hemispheres. *Acta Stereol* 1999; 18: 149-159.
39. Canan S, Şahin B, Odacı E, ve ark. Toplam hacim, Hacim Yoğunluğu ve Hacim Oranlarının Hesaplanmasında Kullanılan Bir Stereolojik Yöntem: Cavalieri prensibi. *T Klin Tıp Bilimleri* 2002; 22: 7–14.
40. Gundersen HJG, Boysen M, Reith A. Comparison of semiautomatic digitizer-tablet and simple point counting performance in morphometry. *Virchows Arch B Cell Pathol Incl Mol Pathol* 1981; 37: 317-332.
41. Mathieu O, Cruz-Orive LM, Hoppeler H, Weibel ER. Measuring error and sampling variation in stereology: comparison of the efficiency of various methods of planar image analysis. *J Microsc* 1981; 121: 75-88.
42. Sahin B, Aslan H, Unal B, et al. Brain volumes of the lamb, rat and bird do not show hemispheric asymmetry: A stereological study. *Image Anal Stereol* 2001; 20: 9-13.
43. Clatterbuck RE, Sipos EP. The efficient calculation of neurosurgically relevant volumes from computed tomographic scans using Cavalieri's direct estimator. *Neurosurgery* 1997; 40: 339-342.
44. Roberts N, Garden AS, Cruz-Orive LM. Whitehouse GH. Edwards RH. Estimation of fetal volume by magnetic resonance imaging and stereology. *Br J Radiol* 1994; 67: 1067-1077.
45. Howard CV, Reed MG *Unbiased Stereology: Three-dimensional measurement in microscopy*, Oxford, Bios Scientific Publishers, (2 nd ed) 2005.
46. Weibel ER Stereological principles for morphometry in electron microscopic cytology. *Int Rev Cytol* 1969; 26: 235-302.

47. Acer N, Şahin B, Baş O, Ertekin T, Sarsılmaz M. Comparison of Three Methods for the Estimation of Total Intracranial Volume: Stereologic, Planimetric, and Anthropometric Approaches. *Ann Plast Surg* 2007; 58(1): 48-53.
48. Sahin B, Acer N, Sonmez O F, Emirzeoglu M, Basaloglu H, Uzun A, Bilgic S. Comparison of the four methods for the estimation of intracranial volume: a gold standard study. *Clin Anat* 2007; 20: 766–773.
49. Odacı E, Bahadır A, Yıldırım S, ve ark. Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplaması ve Klinik Kullanımı. *Türkiye Klinikleri J Med Sci* 2005; 25: 421–428.
50. Klinik ve Deneysel Çalışmalarda Stereolojik Yöntemler Kursu, 27-29 Haziran 2006, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi Veteriner Fakültesi ve Stereoloji Derneği.
51. Baddeley AJ, Gundersen HJ, Cruz-Orive LM. Estimation of surface area from vertical sections. *J Microsc* 1986; 142: 259–276.
52. Mayhew TM, Mwamengele GL, Dantzer V. Comparative morphometry of the mammalian brain: estimates of cerebral volumes and cortical surface areas obtained from macroscopic slices. *J Anat* 1990; 172: 191–200.
53. Cruz-Orive LM, Ramos-Herrera ML, Artacho-Pérula E. Stereology of isolated objects with the invariator. *J Microsc* 2010; 240(2): 94-110.
54. Ertekin T, Acer N, Icer S, Yıldırım A. Estimation of the total brain volume using semi-automatic segmentation and stereology of the newborns' brain MRI. *NeuroQuantology* 2013; 11(2): 181-188.
55. Özçelik Ö, Yenidoğanlarda Beyin Hacmi ve Yüzey Alanın Stereolojik Yöntemlerle Hesaplanması, Yüksek lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri 2011: 61
56. Cruz-Orive LM. A general variance predictor for Cavalieri slices. *J Microsc* 2006; 222: 158–165.
57. García-Fiñana M, Cruz-Orive LM, Mackay CE, Pakkenberg B, Roberts N. Comparison of MR imaging against physical sectioning to estimate the volume of human cerebral compartments. *Neuroimage* 2003; 18(2): 505–516.
58. Herek D, Nevzat K. Manyetik Rezonans Görüntüleme. *TTD Toraks Cerrahisi Bülteni* 2010; 1(3): 214-222.

59. Oyar O. Magnetik rezonans görüntüleme (MRG)'nin klinik uygulamaları ve endikasyonları. Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi 2008; 5(2): 31-40.
60. Ünal D, Tıpta Kullanılan Görüntüleme Teknikleri, Yüksek lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Eğitim Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2008: 33
61. Jones G, Ding C, Scott F, Glisson M, Cicuttini F. Early radiographic osteoarthritis is associated with substantial changes in cartilage volume and tibial bone surface area in both males and females. Osteoarthritis Cartilage 2004; 12: 169–174.
62. Altman R, Brandt K, Hochberg M, et al. Design and conduct of clinical trials in patients with osteoarthritis: recommendations from a task force of the Osteoarthritis Research Society. Results from a workshop. Osteoarthritis Cartilage 1996; 4: 217–243.
63. Wang Y, Wluka AE, Jones G, Ding C, Cicuttini FM. Use magnetic resonance imaging to assess articular cartilage. Ther Adv Musculoskelet Dis 2012; 4(2): 77-97.
64. Edelman RR, Wielopolski PA. Fast MRI. In: Clinical Magnetic Resonance Imaging. Edelman RR, Hesselink JR. (Edt) Second ed. W.B Saunders Company, Philadelphia 1996: 302.
65. Buckland-Wright JC, Macfarlane DG, Williams SA, Ward RJ. Accuracy and precision of joint space width measurements in standard and macroradiographs of osteoarthritic knees. Ann Rheum Dis 1995; 54: 872–880.
66. Ravaud, P, Auleley GR, Chastang C, et al. Knee joint space width measurement: an experimental study of the influence of radiographic procedure and joint positioning. Br J Rheumatol 1996; 35: 761–766.
67. Yuanyuan W, Wluka AE, Jones G, et al. Use magnetic resonance imaging to assess articular cartilage. Ther Adv Musculoskel Dis 2012; 4(2): 77–97.
68. Cicuttini, F, Forbes A, Morris K, Darling S, Bailey M and Stuckey S, (1999) Gender differences in knee cartilage volume as measured by magnetic resonance imaging. Osteoarthritis Cartilage 1999; 7(3): 265–271.
69. Faber SC, Eckstein F, Lukasz S, et al. Gender differences in knee joint cartilage thickness, volume and articular surface areas: assessment with quantitative three-dimensional MR imaging. Skeletal Radiol 2001; 30(3): 144-150.

70. Eckstein F, Winzheimer M, Hohe J, Englmeier KH, Reiser M. Interindividual variability and correlation among morphological parameters of knee joint cartilage plates: analysis with three-dimensional MR imaging. *Osteoarthritis Cartilage* 2001; 9(2): 101-111.
71. Eckstein F, Siedek V, Glaser C, et al. Correlation and sex differences between ankle and knee cartilage morphology determined by quantitative magnetic resonance imaging. *Ann Rheum Dis* 2004; 63(11): 1490-1495.
72. Koo S, Gold GE, Andriacchi TP. Considerations in measuring cartilage thickness using MRI: factors influencing reproducibility and accuracy. *Osteoarthritis Cartilage* 2005; 13(9): 782-789.
73. Raynauld JP, Kauffmann C, Beaudoin G, et al. Reliability of a quantification imaging system using magnetic resonance images to measure cartilage thickness and volume in human normal and osteoarthritic knees. *OsteoArthritis and Cartilage* 2003; 11(5): 351–360.
74. Gratzke C, Hudelmaier M, Hitzl W, Glaser C, Eckstein F. Knee cartilage morphologic characteristics and muscle status of professional weight lifters and sprinters: a magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med* 2007; 35(8): 1346-1353.
75. Nishimura K, Tanabe T, Kimura M, et al. Measurement of articular cartilage volumes in the normal knee by magnetic resonance imaging: can cartilage volumes be estimated from physical characteristics?. *J Orthop Sci* 2005; 10(3): 246-252.
76. Hudelmaier M, Glaser C, Englmeier KH, et al. Correlation of knee-joint cartilage morphology with muscle cross-sectional areas vs. anthropometric variables. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003; 270(2): 175-184.
77. Cicuttini FM, Wluka AE, Wang Y, et al. Compartment differences in knee cartilage volume in healthy adults. *J Rheumatol* 2002; 29(3): 554-556.
78. Ding C, Cicuttini F, Scott F, Glisson M, Jones G. Sex differences in knee cartilage volume in adults: role of body and bone size, age and physical activity. *Rheumatology* 2003; 42(11): 1317-1323.
79. Cicuttini F1, Wluka A, Davis S, et al. Association between knee cartilage volume and bone mineral density in older adults without osteoarthritis. *Rheumatology* 2004; 43(6): 765-769.

80. Morgan SR, Waterton JC, Maciewicz RA, et al. Magnetic resonance imaging measurement of knee cartilage volume in a multicentre study. *Rheumatology* 2004; 43(1): 19-21.
81. Lanyon P1, O'Reilly S, Jones A, Doherty M. Radiographic assessment of symptomatic knee osteoarthritis in the community: definitions and normal joint space. *Ann Rheum Dis* 1998; 57(10): 595-601.
82. Muraki S, Akune T, En-Yo Y, et al. Joint space narrowing, body mass index, and knee pain: the ROAD study (OAC1839R1). *Osteoarthritis Cartilage* 2015; 23(6): 874-881.



T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Tıp Fakültesi Dekanlığı

Anatomi

Sayı : 96681246/ 97
Konu :

27.03.2014

Sayın *Doc Dr. N. Jazı Acer*

Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 21.03.2014 tarihinde yapılan toplantıda çalışmanız ile ilgili alınan Etik Kurul Kararı ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi saygılarımla rica ederim.


Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL
Etik Kurul Başkanı

Eki: adet

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	GÜVENLİK BİLDİRİMLERİ		
	DİĞER		

Bahri YANCAR
Fakülte Sekr.

KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2014/183	Karar Tarihi : 21.03.2014
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemler dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	

ERCİYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI	Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İyi Klinik Uygulamalar Kılavuzu
---------------	--

ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI : Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL

ETİK KURUL ÜYELERİ						
Unvanı / Adı Soyadı Ek Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☐ K ☒ X	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Prof. Dr. Sami AYDOĞAN	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Prof. Dr. Karamehmet YILDIZ	Anest. ve Rean.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Prof. Dr. Salih KUK	Tıbbi Parazitoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Prof. Dr. Kemal DENİZ	Patoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Doç. Dr. Musa KARAKÜKÇÜ	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Doç. Dr. Hüseyin ARINÇ	Kardiyoloji	Kayseri Eğitim Hastanesi	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Doç. Dr. Erdem KILIÇ	Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi	E.Ü. Diş Hek. Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Doç. Dr. Aydın ÜNAL	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Yard. Doç. Dr. Afra YILDIRIM	Radyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☐ K ☒ X	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Yard. Doç. Dr. Zafer SEZER	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Yard. Doç. Dr. Ferhan ELMALİ	Biyostatistik	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Av. Zafer Tuğrul SARIASLAN	Avukat	Hukuk Müşaviri	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Ecz. Şükran TERZİ	Eczacı	Serbest Eczacı	E ☐ K ☒ X	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	
Serkan KARACA	Sivil Üye	Öğretmen	E ☒ X ☐ K ☐	E ☐ H ☒ X	E ☒ X ☐ H ☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL
İmza:

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURULUN ADI	: ERCİYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	: Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Melikgazi/KAYSERİ
TELEFON	: 0 352 437 49 10 - 11
FAKS	: 0 352 437 52 85
E-POSTA	: byancar@erciyes.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Osteoartritli hastalarda femoral kondil kırıkdağının yüzey alanı ve hacminin ölçülmesi			
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜNÜN KODU				
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr. Niyazi Acer			
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Anatomi			
	KOORDİNATÖRÜN ÜNVANI/ADI/SOYADI	Doç.Dr. Niyazi Acer			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı/Kayseri			
	DESTEKLEYİCİ				
	DESTEKLEYİCİNİN YAŞAL TEMCİLCİSİ				
	ARAŞTIRMA FAZİ	FAZ 1	☐		
		FAZ 2	☐		
FAZ 3		☐			
FAZ 4		☐			
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon	☐			
	Yüksek Doz Araştırması	☐			
	Diğer İse Belirtiniz	☒	Yüksek Lisans Tezi	☐	
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEKMERKEZ ☒	ÇOKMERKEZ ☐	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐	

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	BELGE ADI	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐	İngilizce ☐	Diğer ☐

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	BELGE ADI	Açıklama
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	☐
	SIGORTA	☐
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐
	BIYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐
	İLAN	☐
	YILLIK BİLDİRİM	☐
SONUÇ RAPORU	☐	

Etik Kurul Başkanının
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSE

Uğur YANCAR
Fakülte Şefi

ÖZ GEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Demet ÜNALMIŞ

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 23 Eylül 1988, Gemerek/SİVAS

Medeni Durumu: Bekar

Tel: +90 554 8187487

email: demetunalmis@gmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı -

KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	EÜ Tıp Fakültesi Anatomi AD	2016
Lisans	K.D. Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu	2011
Lise	Şarkışla Anadolu Lisesi	2006

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2012- Halen	Özel Erciyes Hastanesi	Fizyoterapist
2011-2012	Empati Özel Eğitim ve Rehabilitasyon Merkezi	Fizyoterapist

YABANCI DİL

İngilizce

KATILDIĞI EĞİTİMLER

11.04.2010-24.04.2010 Non-pharmacological Management on Obesity in Children and Adolescent in Interdisciplinary Content, Prague, Czech Republic

24.12.2011-25.12.2011 Pinotape Physiotaping, Adana

6.12.2012-9.12.2012 Module-A of the Mastery Certification in Manual Therapy, Adana

16.03.2012-18.03.2012 Introduction to NDT/Bobath and Normal Development, Ankara

18.01.2013-20.01.2013 Erciyes Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı ile Türk Anatomi ve Klinik Anatomi Derneği tarafından düzenlenen ‘Anatomi Günleri 2013’, Kayseri

BİLDİRİ VE YAYINLAR

Poster Bildirisi: A. Sağıroğlu, M. Meker, İ. Karaca, D. Ünalmış, K. Aycan. ‘ERÜ Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalında Lisanüstü Eğitim Gören Öğrencilere Genel Bakış’ Anatomi Günleri 2013 Konulu Kış Toplantısı, Kayseri Ocak 2013, sayfa 7, p-7.

Yayın: A. Sağıroğlu, M. Meker, İ. Karaca, D. Ünalmış, K. Aycan, E. Onur. ‘ERÜ Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalında Lisanüstü Eğitim Gören Öğrencilere Genel Bakış’, Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Dergisi, 23(3), 210-215, (2013).