

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ



**DİSEKE EDİLEN FEMUR BAŞLARINDAKİ KIKIRDAK
HACİM ve KALINLIĞININ TAHMİN EDİLMESİ**

TYL-2014-5031

Yüksek Lisans Tezi

SONUÇ RAPORU

Doç. Dr. Niyazi ACER
Tıp Fakültesi/Anatomi Anabilim Dalı

İbrahim KARACA
Anatomi Anabilim Dalı/Yüksek Lisans Öğrencisi

Mart 2016
KAYSERİ

TEŞEKKÜR

Anatomi yüksek lisans eğitimim boyunca yetişmemde ve tez çalışmamda büyük katkıları olan, benden yardım ve desteklerini esirgemeyen, gerek akademik gerek kişisel her konuda bilgi ve tecrübelerini aktaran destek ve katkılarını gördüğüm başta sayın hocam ve tez danışmanım Doç. Dr. Niyazi Acer'e teşekkürü borç bilirim.

Tez dönemim boyunca bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım sayın hocalarım; Yrd. Doç. Dr. Ayşe SAĞIROĞLU, Doç. Dr. Tolga ERTEKİN hocalarıma içtenlikle teşekkür ederim. Diseke edilen femur başlarının temininde yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. İbrahim Halil Kafadar, Fzt Ahmet Payas, Aneztesi Teknikeri Sadık Güdek'e ve manyetik rezonans görüntülerinin temininde bize yardımcı olan Tıbbi Görüntüleme Teknikeri İrfan Kızılöz'e teşekkür ederim.

Yüksek lisans tezimi TYL-2014-5031 nolu proje ile destekleyen Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım.

Bugünlere gelmem için fedakârlıklarını hiçbir zaman esirgemeyen ve üzerimde büyük emekleri olan sevgili annem, babam ve kardeşlerime şükranlarımı sunarım. Tez çalışmam boyunca anlayış ve desteğini esirgemeyen, her türlü sıkıntıda yanımda olan nişanlım Fzt. Merve Yıldırım' a sonsuz sevgi ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
1. GİRİŞ/AMAÇ ve KAPSAM.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. OS FEMORİS'in ANATOMİSİ.....	4
2.1.1. Epiphysis Proximalis.....	5
2.1.2. Caput Femoris'in Beslenmesi.....	8
2.1.3. Caput Femoris'in Bağlantılı Olduğu Kaslar ve İnervasyonları...	9
2.2. KALÇA EKLEMİ.....	12
2.2.1. Kalça Eklemi Anatomisi.....	12
2.2.2. Kalça Eklemi Kinetiği.....	17
2.3. CARTILAGO ARTICULARIS.....	19
2.4. TOTAL KALÇA PROTEZİ AMELİYATI.....	20
2.5. STEREOLOJİ.....	24
2.5.1. Hacim Hesaplamalarında Stereolojik Metotlar.....	24
2.5.2. Hacim Hesaplamak İçin Kesit Yüzey Alanının Hesaplanması....	27
2.5.3. Toplam Hacmin Hesaplanması.....	29
2.6. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME.....	30

3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	34
3.1. FEMUR BAŞI ÇAP HESAPLAMALARI.....	34
3.2. HACİM HESAPLAMALARI.....	36
3.2.1. Arşimet Prensibi İle Femur Başı Hacminin Hesaplanması.....	36
3.2.2. MR Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplamaları.....	36
3.2.3. Fiziksel Parçalama Yöntemi İle Hacim Hesaplamaları.....	43
3.3. KIKIRDAK KALINLIK HESAPLAMALARI.....	47
3.3.1. MR Görüntüleri Üzerinden Kıkırdak Kalınlığının Hesaplanması.....	47
3.3.2. Anatomik Ölçüm ile Kıkırdak Kalınlığının Hesaplanması....	49
3.4. HATA KATSAYISI HESAPLAMALARI.....	50
3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	52
4. BULGULAR.....	53
4.1. Femur Başı Çap Ölçüm Verileri.....	54
4.2. Hacim Verileri.....	55
4.3. Kalınlık verileri.....	62
4.4. Hata Katsayısı Verileri.....	67
5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....	69
6. KAYNAKLAR.....	76
EK1.....	84

DİSEKTE EDİLEN FEMUR BAŞLARINDAKİ KIKIRDAK HACİM ve KALINLIĞININ TAHMİN EDİLMESİ

İbrahim KARACA

Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Anatomi Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi, Mart 2016

Danışman: Doç. Dr. Niyazi ACER

ÖZET

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), kas iskelet sisteminin görüntülenmesinde kullanılan direk, üç boyutlu ve non-invaziv bir değerlendirme yöntemidir. Stereolojik yöntemlerle MRG'den türetilmiş kıkırdak hacim ölçüm yöntemleri, eklem kıkırdağını koruma stratejilerinin belirlenmesinde, dejeneratif kıkırdak sorunlarının doğal sürecinin izlenmesinde, tedavide kullanılan ilaçların etkinliğini değerlendirmede ve yapılan ameliyatların sonuçlarının gözlemlenmesinde hekime önemli bilgiler sağlamaktadır.

Bu çalışmanın amacı MRG ile yapılan kıkırdak hacim ve kalınlık ölçümlerini, literatürde altın standart olarak belirlenmiş anatomik ölçümlerle karşılaştırmak; kontrol grubu ve hasta grupları arasındaki hacim ve kalınlık farkını bu yöntemle belirlemektir. Bu bağlamda, Total Kalça Protezi (TKP) ameliyatı olan hastaların MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle, femur başı kıkırdak hacim ve kalınlığı hesaplanmış ve kontrol grubuyla karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda TKP ameliyatı olan 20 hastanın (14 Kadın, 6 Erkek) MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle yapılan hesaplamalarında kıkırdak hacmi 4.07 ± 1.33 ml, kıkırdak kalınlıkları ise 1.62 ± 0.57 mm olarak bulunmuştur. Diseke edilen dokulardan Cavalieri prensibi ile yapılan ölçümlerde kıkırdak hacmi 4.27 ± 1.32 ml, yine diseke edilen dokulardan yapılan anatomik ölçümlerde ise kıkırdak kalınlığı ise 1.70 ± 0.54 mm olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel sonuçlarımıza göre MRG üzerinden yapılan hacim ve kalınlık hesaplamaları ile gerçek dokular üzerinden yapılan hesaplamalar arasında anlamlı bir fark olmadığı ($p=0.070$) ve sonuçlar arasında yüksek korelasyon ($r=0.957$) olduğu tespit edilmiştir.

TKP ameliyatı olan 20 hasta iki grup halinde çalışmaya alınmıştır. Femur baş-boyun kırığı tanısıyla TKP ameliyatı olan 10 hastanın (6 Kadın, 4 Erkek) kıkırdak hacmi 5.07 ± 0.75 ml, kıkırdak kalınlıkları ise 2.05 ± 0.31 mm olarak bulunmuştur. Koksartroz tanısıyla TKP ameliyatı olan 10 hastanın (8 Kadın, 2 Erkek) ise kıkırdak hacmi 3.07 ± 0.96 ml, kıkırdak kalınlıkları ise ortalama 1.20 ± 0.44 mm olarak bulunmuştur. MRG üzerinden yapılan hesaplamalar sonucunda son 5 yılda kalça eklemine herhangi bir şikâyeti olmamış 10 kişilik

kontrol grubunun (6 Kadın, 4 Erkek) femur başlarının kıkırdak hacmi 6.46 ± 1.49 ml, kıkırdak kalınlığı ise 2.31 ± 0.51 mm olarak bulunmuştur. Analizler sonucunda koksartroz tanısıyla ameliyat olan olgularda kıkırdak hacim ve kalınlığı; travma sonucu femur baş-boyun kırığı olan olgulara ve sağlıklı kişilere göre daha düşük olarak bulunmuştur. Koksartroz hastalığında femur başı kıkırdak bütünlüğü bozulduğu için çalışmanın sonuçları literatür bulgularıyla uyumluluk göstermektedir.

Kullandığımız yöntemin kıkırdak hasarı ile karakterize kas iskelet sistemi problemlerinde tanı koyma ve tedavileri değerlendirmede geçerli ve güvenilir bir yöntem olarak kliniğe katkıda bulunacağını düşünmekteyiz.

Anahtar kelimeler: Femur başı, kıkırdak hacmi, kıkırdak kalınlığı, stereoloji

ESTIMATION of THE CARTILAGE VOLUME and THICKNESS OF THE DISSECTED FEMORAL HEAD

İbrahim KARACA

Erciyes University, Graduate School of Health Science

Department of Anatomy

Master's Thesis, March 2016

Supervisor: Assort Prof. Niyazi ACER

ABSTRACT

Magnetic Resonance Imaging (MRI), is a three-dimensional and non-invasive measurement method, used for direct imaging of the musculoskeletal system. Cartilage volume measurement methods that are derived from MRI with stereological methods, provide important information to physicians in determining the protection strategy for joint cartilage, in monitoring natural processes of degenerative cartilage problems, as well as in evaluation of the effectiveness of medications used in the treatment and in monitoring the results of the surgery.

The aim of this study is to compare MRI-mediated cartilage volume and thickness measurements to the anatomical measurements that are taken as a gold standard in the literature; and to determine volume- and thickness- differences of cartilage tissue between the control and the patient groups. In this context, femoral head cartilage volume and thickness of patients undergoing Total Hip Arthroplasty (THA) were calculated with MRI followed by stereological methods and compared with the control group.

In our study, using MRI followed by stereological methods in 20 patients (14 Female, 6 Male) who undergone THA surgery, we calculated the cartilage volume as 4.07 ± 1.33 ml, and the cartilage thickness as 1.62 ± 0.57 mm. Measurements that are done using dissected femoral head, we determined the cartilage volume as 4.27 ± 1.32 ml, and the cartilage thickness as 1.70 ± 0.54 mm. Our statistical results revealed no significant difference between MRI-based volume and thickness calculations and measurements made with dissected tissues ($p = 0.070$). Furthermore, high correlation was found between these results ($r = 0.957$).

20 patients undergoing THA were studied in two groups. In 10 patients (6 Female, 4 Male) who undergone THA surgery with the diagnosis of femoral head-neck fracture, cartilage volume was found to be 5.07 ± 0.75 ml and the cartilage thickness was determined as 2.05 ± 0.31 mm. On the other hand, 10 patients (8 Female, 2 Male) who undergone THA surgery with the diagnosis of Coxarthrosis; cartilage volume was found to be 3.07 ± 0.96 ml and the cartilage thickness was determined as 1.20 ± 0.44 mm. According to calculations using

MRI followed by stereological methods, the cartilage volume and thickness of femoral head of 10 controls (6 Female, 4 Male) who did not report any complaints of hip joints in past 5 years has been determined. The cartilage volume was found to be 6.46 ± 1.49 ml and the cartilage thickness was determined as 2.31 ± 0.51 mm. Analysis showed that in patients who undergone THA surgery with the diagnosis of coxarthrosis, cartilage volume and thickness were lower than in patients who undergone THA surgery with the diagnosis of femoral head-neck fracture as well as when compared to healthy control group. Considering the natural process of coxarthrosis, the results of this study are consistent with the reported literature.

We conclude that the method used in this study is a valid and reliable method for the evaluation and treatment of musculoskeletal system problems that are characterized by cartilage damage hence can contribute to clinics.

Key words: Femoral head, cartilage volume, cartilage thickness, stereology

1. GİRİŞ/AMAÇ VE KAPSAM

Kalça eklemi gövde ile bacaklar arasında bağlantı sağlayan oturma, emekleme, ayakta durma, çömelme, yürüme, koşma, merdiven inip çıkma gibi günlük yaşam aktivitelerinde hareketlere katılan eklemdir. Art. spheroidea tipi eklem olmasından dolayı geniş hareket açıklığına sahiptir. Doğumsal kalça çıkığı, serebral palsi, poliomiyelit, Perthes hastalığı, osteoartrit, romatoid artrit, gelişimsel kalça displazisi, avasküler nekroz, ankilozan spondilit, femur proksimal uç kırıkları kalça ekleminde görülen hastalıklardır.

Artroplasti, eklem ağrısız hareket sağlamak ve eklemi kontrol eden kas, bağ ve diğer yumuşak dokulara fonksiyon kazandırmak için yapılan bir ameliyattır. Kalça artroplastisi kalça patolojilerine bağlı ortaya çıkan ağrı durumunda yapılan ve sonuçları çok iyi olan bir cerrahi yöntemdir. Total kalça protezi (TKP), kalçanın medikal tedavilerle çözümlenemeyen sorunlarının giderilmesinde tüm dünyada ve ülkemizde giderek artan ve sonuçları başarılı olan bir cerrahi tedavi yöntemidir (1). Ameliyat esnasında uyluk kemiğinin içerisine metal yapıda olan femoral uyluk komponenti yerleştirilmekte, dissekte edilen femur başı yerine de femoral topuz takılmaktadır.

Sağlıklı kişilerde kalça eklemi bacağın üst dış kısmında bulunurken femur başı kasığın 1/3 alt ve iç kısmına konumlanmıştır. Normal bir femur başı bir kürenin 2/3 ü kadar bir eklem yüzeyine sahiptir. Femur başı merkezinin hemen arkasında konumlanmış çukurluğa fovea capitis femoris denir. Femur başında fovea capitis femoris hariç tüm yüzeyi eklem kıkırdağı ile kaplanmıştır (2).

Klinik ve epidemiyolojik çalışmalarda eklem kıkırdığı muayenesinde direkt radyografi altın standart olarak kullanılmaktadır. Direkt radyografide de değerlendirme yapılırken eklem aralığı ölçümlenerek yapılmaktadır. Her ne kadar bu yöntemin önemli avantajları olsa da hastalığın şiddetini ve ilerleyişini değerlendirmede sınırlı bir yöntemdir. Radyografik görüntülemeye üç boyutlu bir yapının iki boyutlu görüntülerine bakılarak değerlendirme yapılmaktadır. Sonuçta direkt radyografi ile doğrudan eklem kıkırdığı değerlendiremediğimiz için kıkırdak patolojilerinde erken tanı koyulamamaktadır (3).

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) klinikte ve araştırmalarda kas iskelet sisteminin görüntülenmesinde kullanılan direk, üç boyutlu ve non invazif bir değerlendirme yöntemidir. MRG'den türetilmiş kıkırdak hacim ölçüm yöntemleri kıkırdığın iyileştirilmesi ve korunması stratejilerinin belirlenmesinde kullanılabilir. MRG dejeneratif kıkırdak sorunlarının doğal sürecini izlemeye ve tedavi yöntemlerinin etkinliğini değerlendirmede kullanışlıdır. Eklem kıkırdığının MRG ile değerlendirilmesi ilaçların etkinliğini değerlendirmede ve klinik uygulamalarda önemli bilgiler sağlamaktadır (4).

Çalışmalarda femur başı kıkırdak hacmi ve kalınlığı direkt radyografi ve MRG ile ölçülmüştür. Ölçümlerde farklı teknikler kullanılmıştır (5, 6). Çalışmalara genel olarak baktığımızda mühendislik bilimleri tarafından üretilen karmaşık yazılımların da kullanıldığı segmentasyon yöntemleri görülmektedir (7). Bunun dışında klinik çalışmalarda ise manyetik rezonans (MR) üzerinde direk ölçümler yapıldığı görülmüştür. Stereolojik olarak femur başı kıkırdak kalınlığının ve hacminin ölçüldüğü çalışma sayısı azdır (7).

Stereoloji, yapıların iki boyutlu kesit görüntülerinden, onların üç boyutlu özelliklerinin anlaşılması ile ilgilenen bir bilim dalıdır. Non-invaziv yani görüntüleme yöntemleri kullanılarak da ilgilenilen nesne ya da organı baştan sona kadar kapsayacak biçimde kesit görüntüleri alınarak bu görüntüler üzerinden hacim hesaplamaları yapılabilir (8). Bu yöntem kullanılarak hem kadavra üzerinde hem de MR, bilgisayarlı tomografi (BT) gibi görüntüleme teknikleri ile elde edilen görüntüler üzerinde hacim ve kalınlık ölçümleri yapılabilir.

Çalışmalar incelendiğinde belirlediğimiz yöntemle hem diseke edilen femur üzerinden kıkırdak kalınlığı ve hacminin ölçüldüğü hem de MR üzerinde stereolojik olarak tahminlemelerin yapıldığı araştırma bulunmamaktadır.

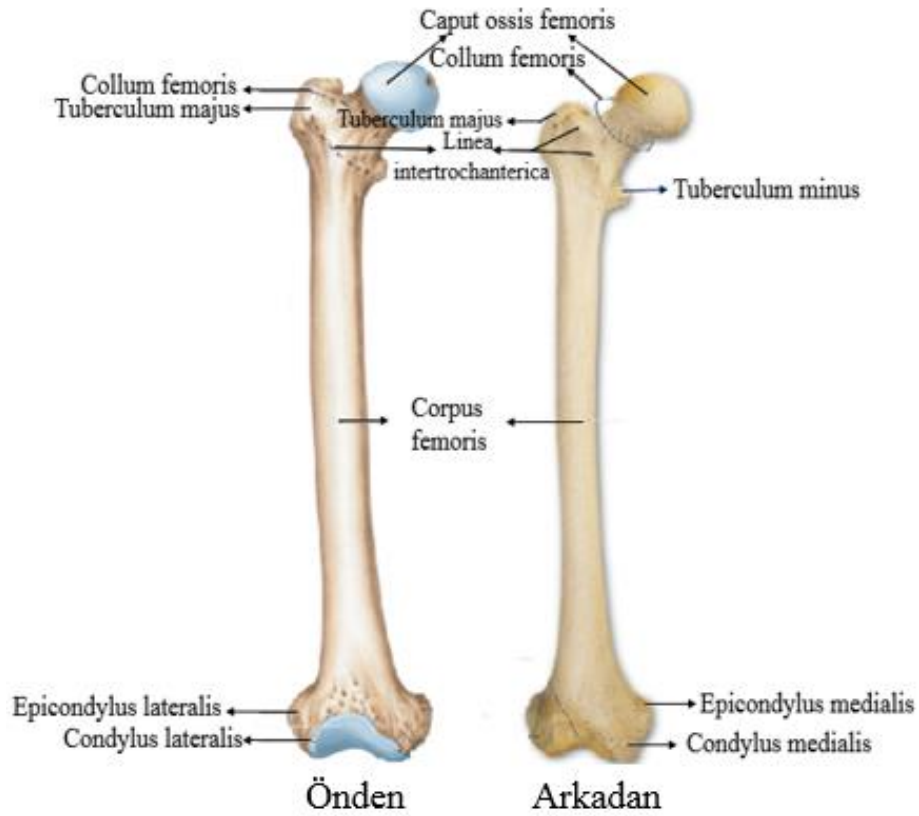
Bu bilgiler ışığında bizim amacımız;

1. MRG ile ölçümlenen hacim ölçümlerini altın standart olan anatomik ölçümlerle karşılaştırmak,
2. TKP ameliyatı olanların normal kişilere göre femur başlarındaki kırıldak hacmi kaybını belirlemek,
3. MRG üzerinden yapılan kalınlık ölçümünü fiziksel parçalama ile yapılan kalınlık ölçümleri ile karşılaştırmak,
4. Sağlıklı ve hasta grupları arasındaki hacim ve kalınlık farkını araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. OS FEMORIS'İN ANATOMİSİ

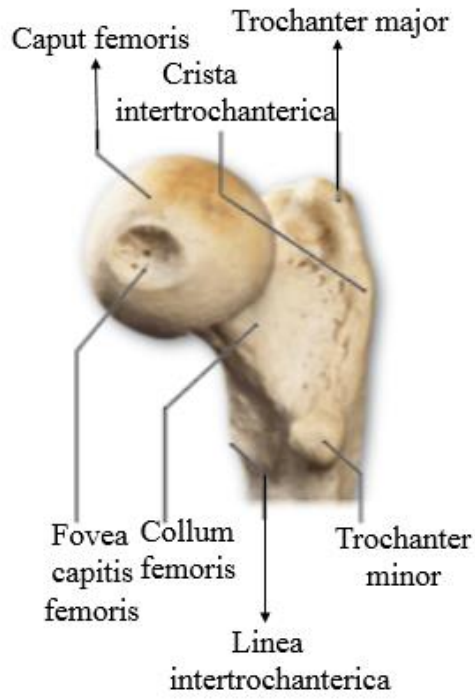
Femur uyluk iskeletini yapan, vücudumuzun en uzun, en kalın ve en sağlam kemiğidir. Uzun tubüler bir kemik yapısında olup vücut uzunluğunun $\frac{1}{4}$ ü kadardır (9). Gövdesinin büyük kısmı silindiriktir (10). Femur'un kalça eklemine katılan üst ucuna epiphysis proksimalis denir (Şekil 2.1).



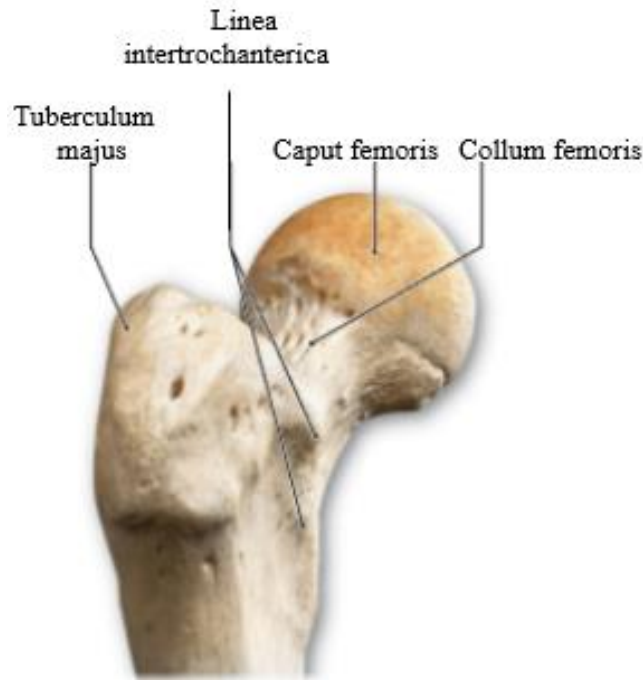
Şekil 2.1: Femur'un önden ve arkadan görünümü (11)

2.1.1. Epiphysis Proximalis

Bu kısımda caput femoris, collum femoris, trochanter major, trochanter minör bulunur (Şekil 2.2).

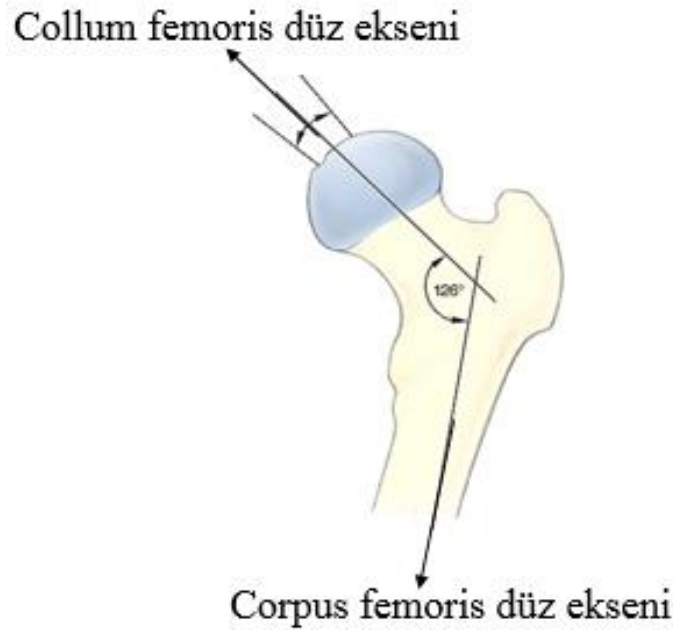


Şekil 2.2: Femur, epiphysis proksimalis'in medialden görünüş (11)



Şekil 2.3: Femur, epiphysis proksimalis'in lateralinden görünüş (11)

Caput femoris canlıda büyük kısmı eklem kıkırdağı ile örtülü bir küre şeklindedir. Caput femoris'in merkezinin biraz alt tarafında lig. capitis femoris'in yapıştığı çukurlukta fovea capitis femoris bulunur. Başı gövdeye bağlayan bölüme collum femoris denir (Şekil 2.3). Piramite benzer boyun ile gövde arasında, kişiler arasında biraz değişmekle beraber, ortalama $120-130^{\circ}$ lik bir açı bulunur. Bu açıya kollodiazifer açı denir. Çocukluk döneminde daha büyük olan bu açı, yaş ilerledikçe vücut ağırlığının artmasıyla, boyun biraz daha horizontale yaklaşır, yani açı daralarak erişkinlerdeki şeklini ($120-130^{\circ}$) alır (Şekil 2.4). Bu açı, kişinin pelvis genişliği ve boyu ile orantılı olarak değişir, dolayısı ile kadınlarda bu açı daha dardır. Normal pozisyonda collum femoris yukarı, içe ve birazda ön tarafa yönelmiştir. Ön tarafa doğru yönelimi, yani transvers planda yaptığı açı, $12-14^{\circ}$ arasındadır, buna anteversiyon açısı denir (10).



Şekil 2.4: Kollodiafizer açı (12)

Üst ucun, lateralinde bulunan büyük çıkıntıya trochanter major, bunun postero-inferior'unda bulunan küçük çıkıntıya ise trochanter minor denilir. Trochanter major'un dış yüzü geniş olup, kas tendonlarının tutunması nedeni ile de pürüklüdür. Daha küçük olan iç yüzünde ise fossa trochanterica denilen bir çukur bulunur. Arka yüzünde tuberculum quadratum denilen yayvan bir kabartı bulunur. Buraya m. quadratus femoris tutunur. Trochanter major'un üst ucu caput femoris'in merkezi hizasındadır. Bundan faydalanarak canlılarda elle deri altında palpe edilebilen trochanter major, kalça eklemine pozisyonu hakkında bize fikir vermektedir. Trochanter minor küçük koni şeklinde bir çıkıntı olup, boynun gövde ile birleştiği yerde ve arka tarafta bulunur. Büyüklüğü şahıslar arasında farklı olabilir. Trochanter major ve minor'ü arka tarafta birleştiren kalın kenara crista intertrochanterica, ön tarafta birleştiren ve arkadakine oranla daha az belirgin olan çizgiye ise linea intertrochanterica denir. Her ikisine de kas tendonları tutunur (10) (Şekil 2.2, 2.3).

Femur, üzerine gelen kuvvetin fazla olması nedeniyle bu kuvveti en uygun şekilde gövdeye aktarabilecek trajektör yapıya sahiptir. Burada trajektörler farklı iki yöne seyrederler. Birinci grup trajektör iç taraftan başlayıp yukarı ve dış tarafa doğru kavis yaparak uzanır. Diğer grup trajektörler ise kemiğin dış tarafından başlayıp yukarı ve iç tarafa doğru kavisli bir şekilde seyreder ve trochanter major' un üst yüzü, boyun ve baş kısmında sonlanır. Değişik yönlerde seyreden bu trajektörler birbirini dik açı ile çaprazlar. Her iki trajektör frontal kesitlerde en iyi şekilde görülebilir. Bunlar kuvvetleri en iyi aktaracak şekilde yerleşmişlerdir (Şekil 2.5) (10).

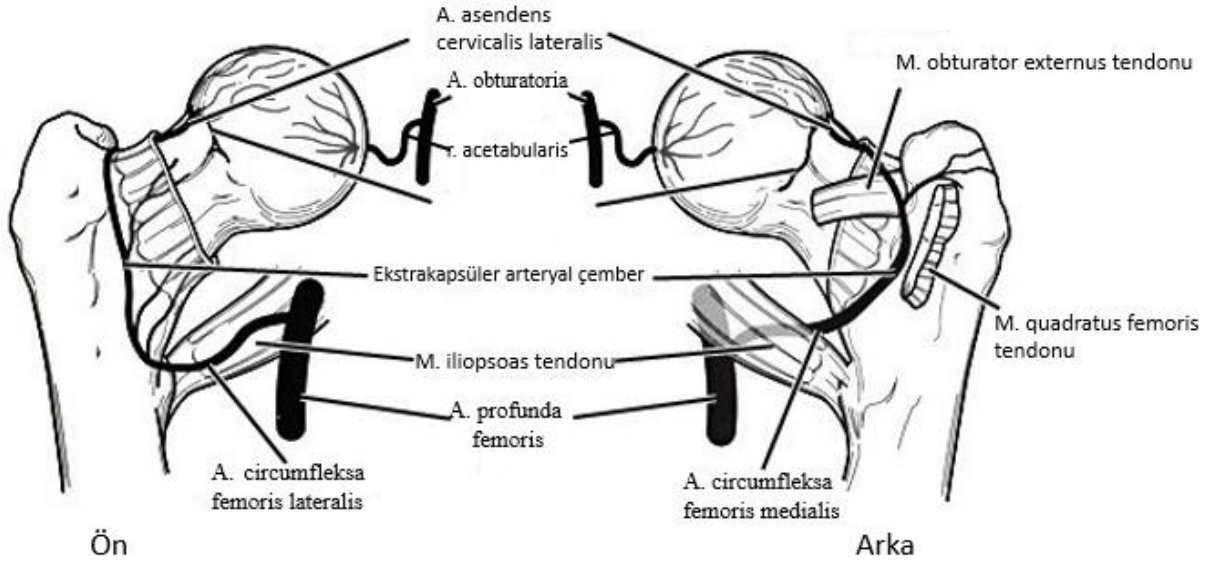


Şekil 2.5: Femur proksimalinin iç yapısı (12)

2.1.2. Caput Femoris'in Beslenmesi

Pars abdominalis aorta 4. lumbal vertebra hizasında bifurcatio aortae'da, a. iliaca communis dextra ve sinistra dallarına ayrılır. Bunlar da a. iliaca interna ve a. iliaca externa olmak üzere iki dala ayrılır. Alt ekstremitenin ana arteri olan a. iliaca externa lig. inguinale' nin altından geçerek uyluk bölgesine gelir; a.femoralis olarak devam eder. A. femoralis trigonum femorale'ye girdikten sonra a. profunda femoris dalını verir. A. profunda femoris uyluğun ön iç kısmını kanlandırır ve aynı zamanda aa. perforantes dallarını verir. Daha sonra A. circumflexa medialis ve lateralis olmak üzere 2'ye ayrılır. A. circumflexa lateralis trochanter major ve çevresini besler. A. circumflexa medialis ise caput femoris ve collum femoris kanlanmasını büyük oranda sağlayan damardır. Epifiz plaklarının neredeyse tamamen kapanmasına kadar a. circumflexa medialis ve lateralis'in dallarından beslenen caput femoris, epifiz plaklarının kapanmasından sonra intrameduller dolaşımdan da kanlanmaya başlar (13) (Şekil 2.6).

A. iliaca interna' nın ön parietal dallarından olan a. obturatoria' nın r. acetabularis' i lig. capitis femoris içerisinde gelerek caput femoris' in kanlanmasını sağlar (10).

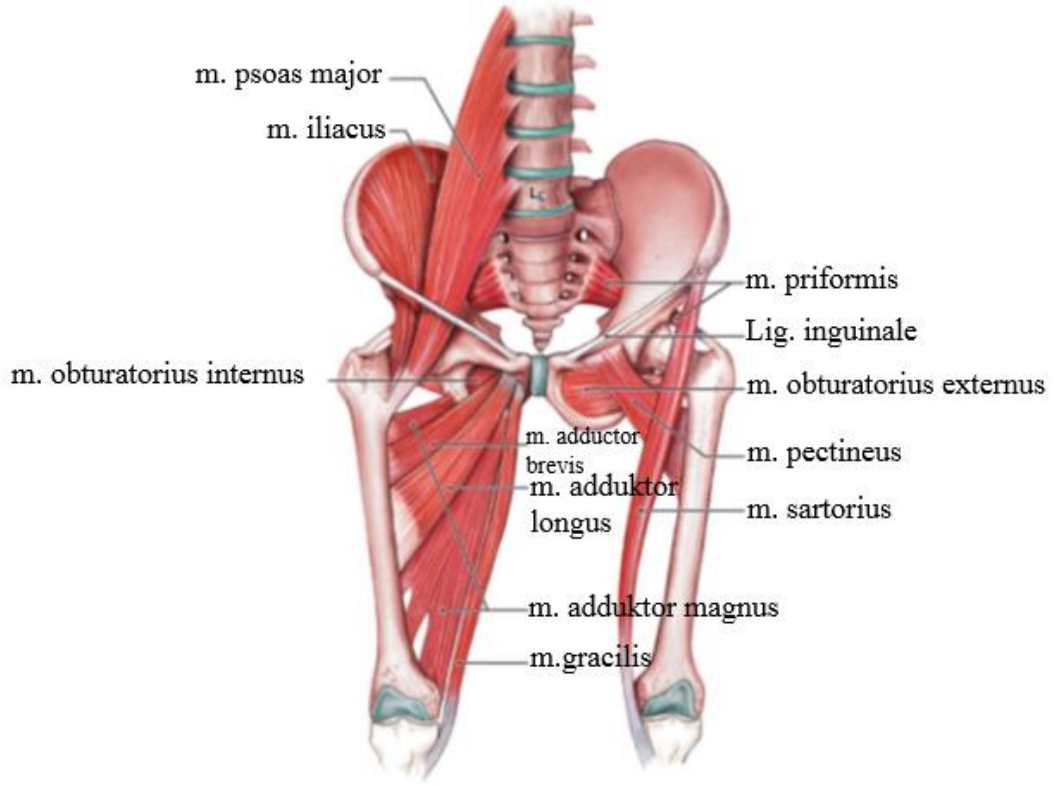


Şekil 2.6: Caput femoris'i besleyen arterlerin görünümü (14)

2.1.3. Caput Femoris'in Bağlantılı Olduğu Kaslar ve İnervasyonları

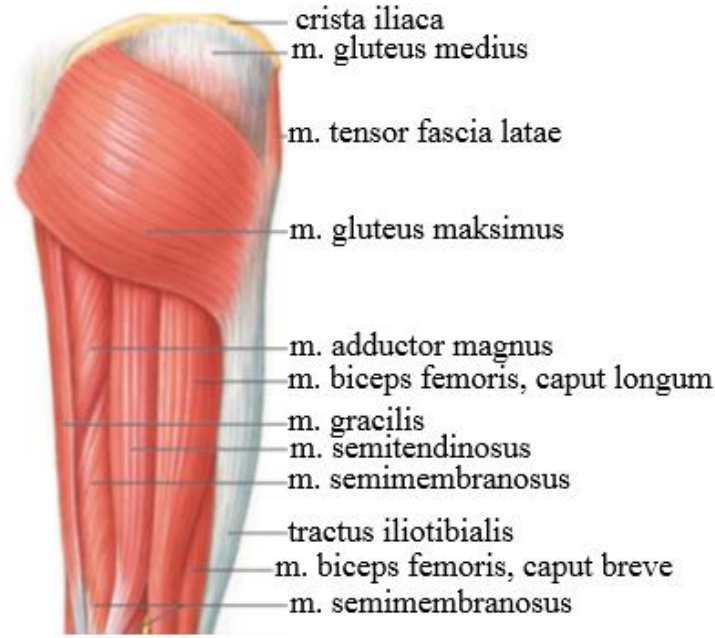
Kalça eklemi ile 22 tane kas yakından ilişkilidir. Bu kaslar, fonksiyonel hareket açıklığı, denge ve yürümek için motor güç sağlarlar. Bu kasları fonksiyonlarına göre fleksörler, ekstansörler, abduktörler, adduktörler, dış rotatorlar ve iç rotatorlar olarak sınıflandırılmaktadır (13).

Kalçanın temel fleksör kasları m. iliopsoas, m. rectus femoris ve m. sartorius' tur. Bunların dışında m. tensor fascia lata, m. pectineus, m. adductor longus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. gracilis, m. gluteus medius ve m. gluteus minimus kaslarının ön kısımları da fleksiyona katkısı olan kaslardır (13) (Şekil 2.7).



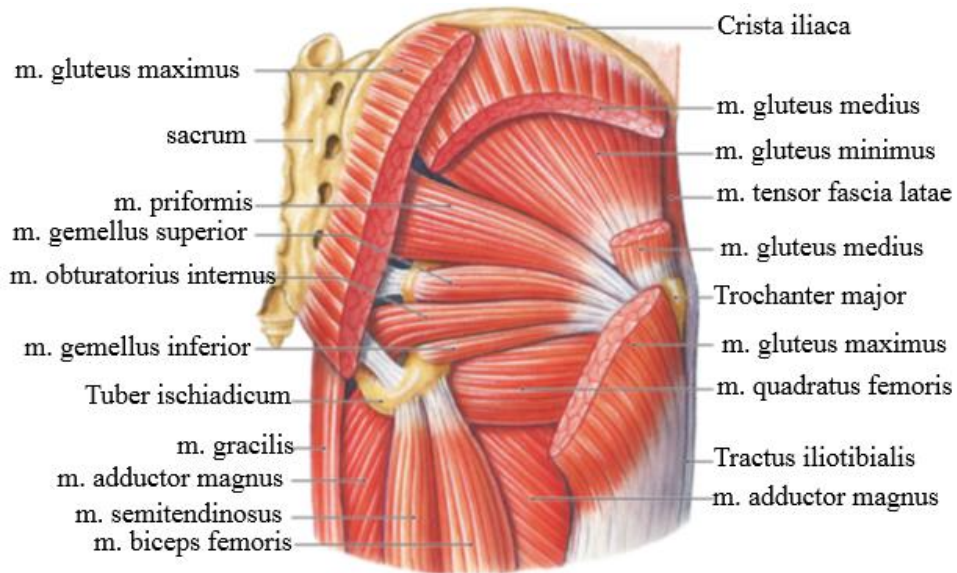
Şekil 2.7: Kalça ekleminin fleksor ve adduktor kasları (11)

Kalçanın temel ekstansörleri; M. gluteus maximus, m. semimembranosus, m. semitendinosus ve m. biceps femoris dir. M. adductor magnus' un arka grup lifleri de kalça ekstansiyonuna yardımcı olur (13) (Şekil 2.8).



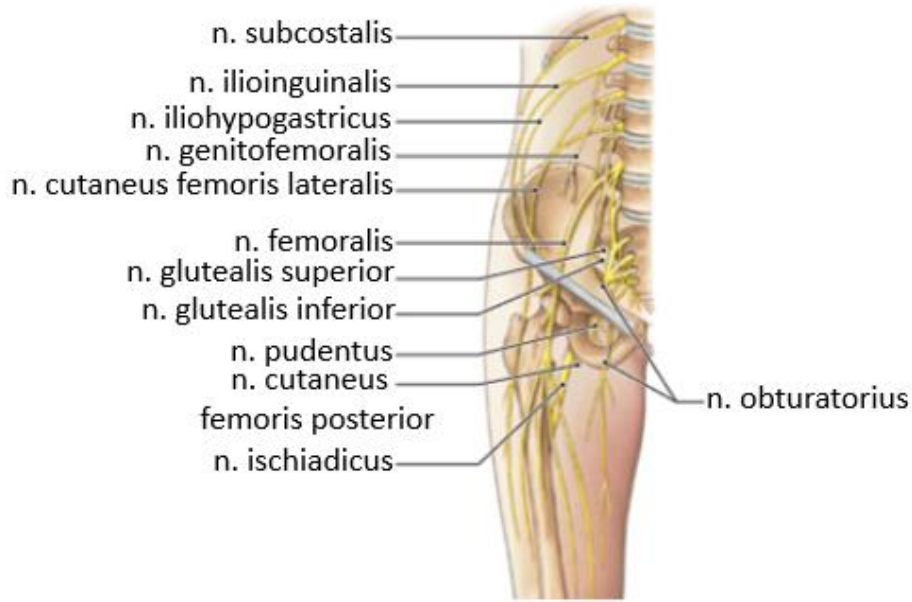
Şekil 2.8: Kalça eklemine arka bölgesindeki kaslar (11)

Temel abductor kaslar m. gluteus medius ve m. gluteus minimus' tur. M. tensor fascia latae, m. sartorius ve m. piriformis kaslarının da abduksiyona katkıları vardır. Kalçanın adductor kasları, m. adductor brevis, m. adductor longus, m. adductor magnus, m. pectineus ve m. gracilis kaslarıdır. Kalçanın dış rotator kasları, m. piriformis, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. obturator internus, m. obturator externus ve m. quadratus femoris kaslarıdır. Kalçanın iç rotator kasları, m. gluteus medius' un ön lifleri, m. gluteus minimus ve m. tensor fascia latae' dir (13) (Şekil 2.9).



Şekil 2.9: Kalça eklemi ve uyluk bölgesi derin kasları (11)

Kalça eklemi bölgesi 9 motor sinir ve 6 duyu siniri tarafından kontrol edilir. M. iliacus, m. rectus femoris, m. sartorius, m. tensor fascia latae ve m. pectineus n. femoralis tarafından innerve edilir. M. adductor longus, m. adductor brevis, m. gracilis ve m. adductor magnus' un ön kısmı n. obturatorius tarafından innerve edilir, m. obturatorius externus ise n. obturatorius' un arka dalı tarafından innerve edilir. M. gluteus medius ve m. gluteus minimus n. gluteus superior tarafından innerve edilirken m. gluteus maximus n. gluteus inferior tarafından innerve edilir. M. semitendinosus, m. semimembranosus ve m. biceps femoris' in caput longum' u n. tibialis tarafından innerve edilir. M. biceps femoris'in caput breve' si ise n. peroneus communis tarafından innerve edilir. M. priformis, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. obturator internus plexus sacralis' in dalları tarafından innerve edilir. M. quadratus femoris n. musculus quadratus femoris tarafından innerve edilir, m. psoas major ise L2-4 lumbal spinal sinirlerin ön dalları tarafından innerve edilir (13) (Şekil 2.10).



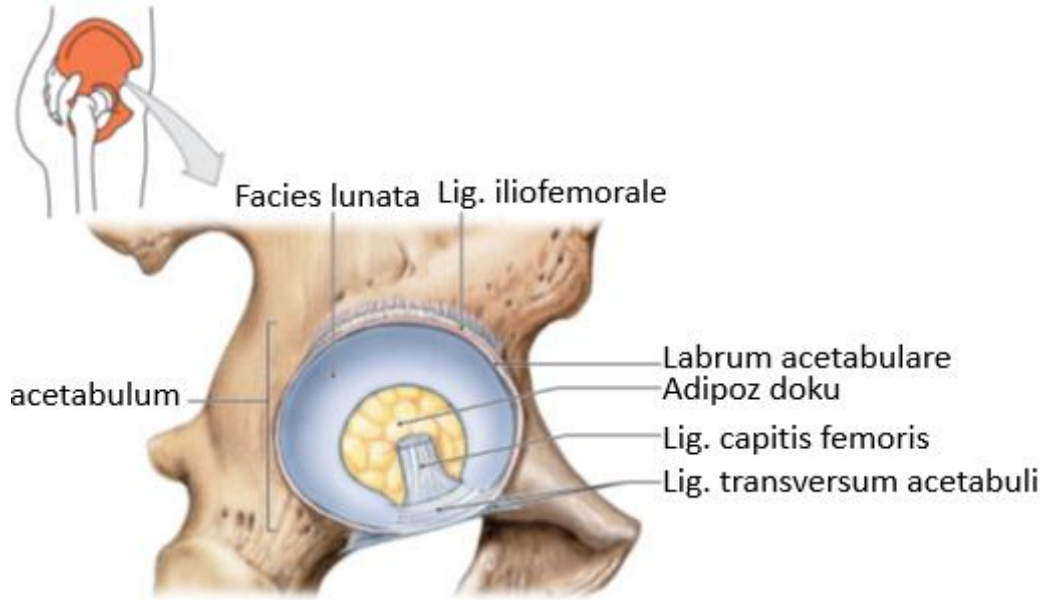
Şekil 2.10: Kalça eklemi bölgesini kontrol eden sinirler (11)

2.2. KALÇA EKLEMİ

2.2.1. Kalça Eklemi Anatomisi

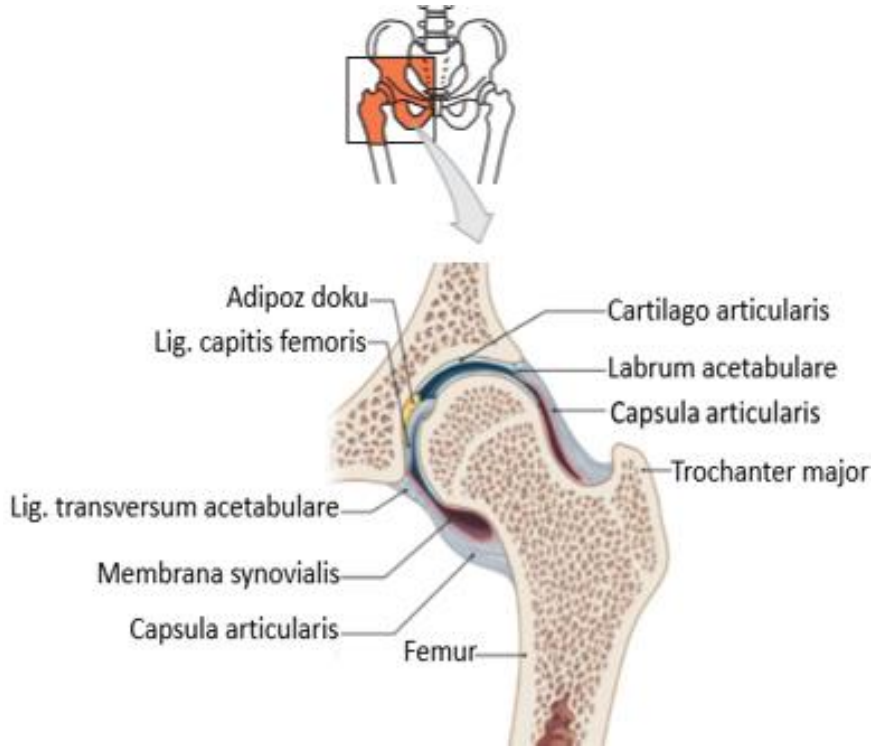
Caput ossis femoris ile acetabulum arasında oluşan tam oynar, sinovial tipte, art. spherioidea grubu bir eklemdir. Dışbükey eklem yüzünü caput ossis femoris bir küre şeklindedir. İçbükey eklem yüzünü oluşturan acetabulum'un tümü eklem katılmaz. Sadece eklem kıkırdağının

bulunduğu facies lunata ekleme katılır. Ekleme katılmayan fossa acetabuli ise, yağ dokusundan zengin sinovial zar yapıyla doludur. Yine içbükey eklem yüzünü artırmak için acetabulum' un kenarında fibrokartilaginöz yapıda, labrum acetabulare denilen bir halka vardır. Facies lunata, 2 cm genişliğinde olup burası bir hiyalin kıkırdak ile kaplıdır. Kuvvet aktarımının yapıldığı yukarı kısmı, diğer kısımlarından daha geniştir. Bu geniş kısma uyan kemik bölümü de acetabulum' un diğer kısımlarına oranla daha kalındır (10) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Acetabulum ve ilgili yapılar (11)

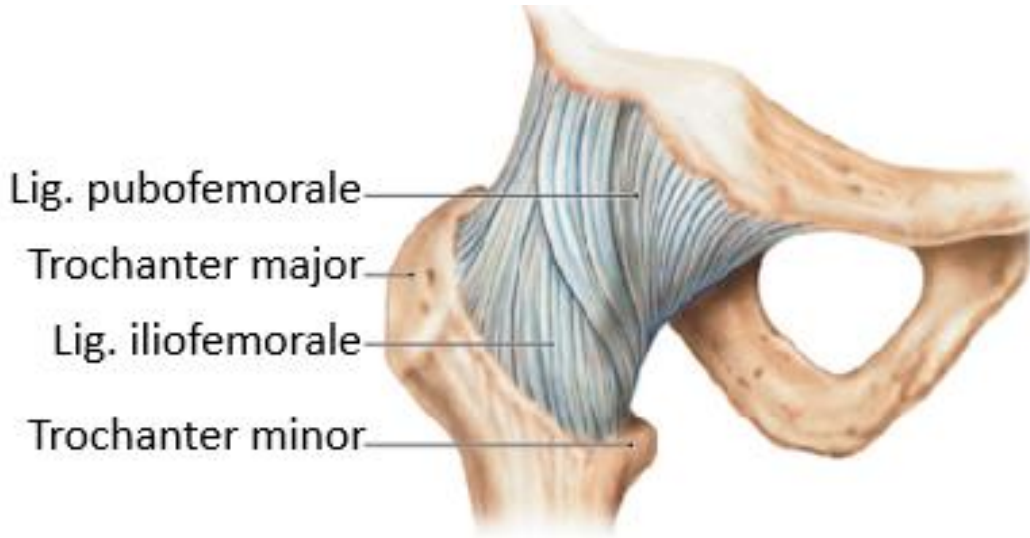
Capsula articularis eklemi sıkıca saran bir bağ şeklindedir. Yukarda acetabulum'un kenarına tutunur. Fakat ön tarafta labrum acetabulare'nin tam dış kenarına, arka tarafta ise 5-6 mm uzağına tutunur. Inc. acetabuli'ye denk gelen yerde kemik olmadığı için de burada lig. transversum acetabuli'ye tutunur (10) (Şekil 2.12).



Şekil 2.12: Kalça eklemi (11)

Lig. iliofemorale 300 kg'a kadar dayanabilen kuvvetli bir bağıdır. Üçgen şeklinde olan bu bağın tepesi üstte spina iliaca anterior inferior' un alt kısmına, tabanı ise aşağıda linea intertrochanterica'ya tutunur. Vertikal seyreden iç bant uyluğun veya gövdenin arkaya gitmesini sınırlar. Transverse yakın olan dış bant ise uyluğun gövdeye yaklaşmasını veya tek ayak üzerine durduğumuzda desteksiz kalan tarafa doğru eğilmesini sınırlar (10) (Şekil 2.13).

Lig. pubofemorale üçgen şeklindedir. Yukarıda ramus superior ossis pubis'de bulunan eminentia iliopubica ve crista obturatoria'ya, aşağıda ise lig. iliofemorale'nin kalın medial kısmına kaynaşarak linea intertrochanterica'nın alt-iç ucuna tutunur. Eklemde bulunması nedeni ile diğerleri gibi ekstansiyonu sınırlar ve caput femoris' i önden destekleyerek uyluğun aşırı abduksiyonunu önler (10) (Şekil 2.13).



Şekil 2.13: Kalça eklemi bağlarının önden görünümü (11)

Lig. ischiofemorale kısmen spiral şeklindedir. Bu bağ kuvvetli liflerden oluşur. Acetabulum'un arka ve alt bölümünde tutunan bu bağ, boynu saracak şekilde, dışa ve yukarı doğru seyreder. Liflerinin bir kısmı zona orbicularis'e katılır, diğer lifler lig. iliofemorale ile kaynaşarak trochanter major'a tutunur. Liflerin yönü itibariyle bu bağ da femur' un veya gövdenin arkaya gitmesine engel olur. Aynı zamanda uyluğun iç rotasyonunu sınırlar (7) (Şekil 2.14).

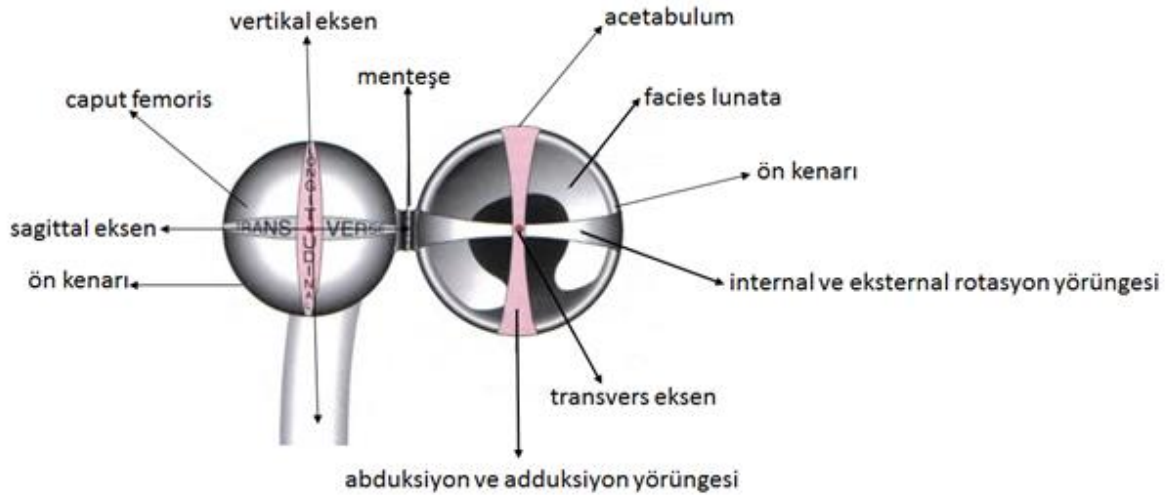


Şekil 2.14: Kalça eklemi bağlarının arkadan görünümü (11)

Lig. capitis femoris üçgen şeklinde ve biraz da yassıdır. Tepesi fovea capitis femoris'e tabanı ise iki bant şeklinde inc. acetabuli'nin uçlarına tutunur. Burada lig. transversum acetabuli ile kaynaşmıştır. Lig. transversum acetabuli inc. acetabuli'nin uçlarına tutunarak burayı kapatan yassı lif demetlerinden oluşmuş kuvvetli bir bağdır. Labrum acetabulare'nin bir devamıdır ama lifleri arasında kıkırdak hücreleri bulunmaz. Inc. acetabuli'yi bir geçit haline dönüştürür ve buradan eklem damar ve sinirleri geçer (10) (Şekil 2.11).

Labrum acetabulare acetabulum'un kenarına tutunan, eklem yüzeyini genişleten fibrokartilaginöz yapı bir oluşumdur. Bir halka şeklinde acetabulum'un kenarına oturan bu yapı, lig. transversum acetabuli ile kaynaşmış durumdadır. Bu şekilde acetabulum'u çukurlaştırarak caput femoris'i daha iyi kavramasını sağlar (10) (Şekil 2.11).

Kalça eklemine art. spherioidea grubu bir eklem olması nedeni ile transvers, sagittal ve vertikal olmak üzere 3 ana eksen ve birçok da tali ekseni vardır. Bu ana eksenlerden transvers eksen etrafında fleksiyon-ekstansiyon, sagittal eksen etrafında abduksiyon-adduksiyon, vertikal eksen etrafında iç-dış rotasyon ve tüm eksenleri kullanarak da sirkumdüksiyon hareketleri yapılır (10) (Şekil 2.15).



Şekil 2.15: Kalça eklemi düzlemleri ve eksenleri (2)

2.2.2.Kalça Eklemi Kinetiği

Kalça eklemi ile ilgili ilk biyomekanik hesaplamalar Pauwels tarafından yapılmış olup geçerliliğini günümüzde de korumaktadır. Pauwels'e göre statik konumda, ayakta dururken her iki kalçaya etki eden yükler eşittir. Her bir kalçaya gelen yük, gövdenin bütün ağırlığının yarısı kadar ya da üçte birinden daha azdır (15).

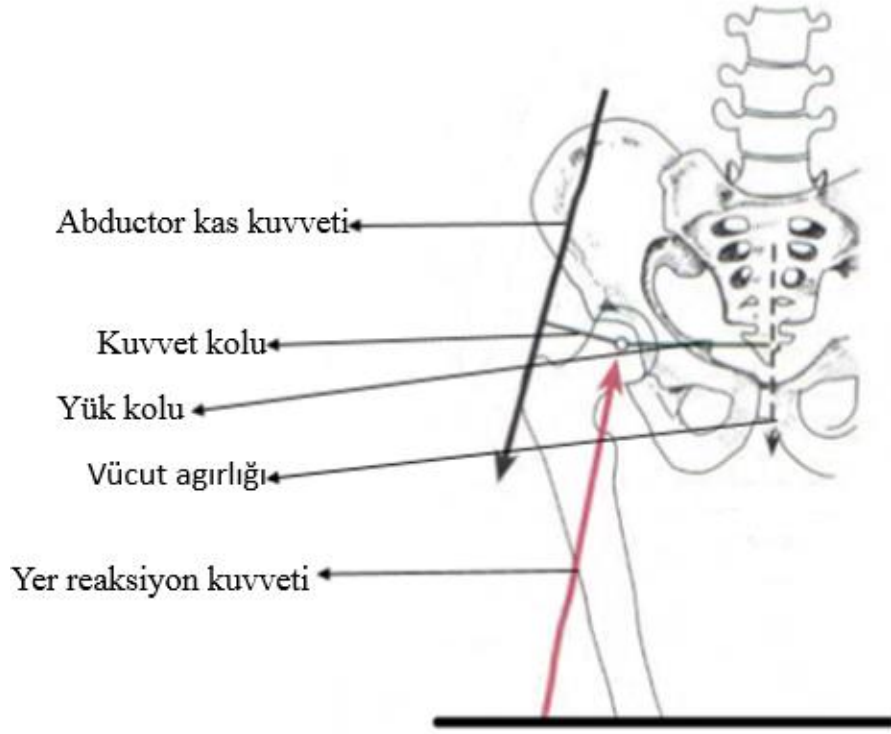
Yürümenin salınım fazında bir tarafın ekstremitesi yerden kaldırıldığında o tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenecek ve ağırlık merkezi gövdenin ortasından geçmeyip karşı tarafa kayacaktır. Burada dengeyi abduktör kas kuvveti sağlayacaktır. Karşı taraf femur başı rotasyon merkezi olacağı için, femur başı merkezini etkileyen bileşke kuvvet'in büyüklüğü, abduktör kas kuvvet ve vücut ağırlığı kuvvetlerinin vektörel toplamına eşit olacaktır. Vücut ağırlık çizgisinin femur başı rotasyon merkezine olan uzaklığının abduktör kasların femur başı merkezine olan dikey uzaklığının üç katı olduğu bulunmuştur. Buradan yük kolunun uzunluğunun kuvvet kolundan çok daha fazla olduğu anlaşılmaktadır. Bu durumda dengeyi sağlamak için m. gluteus medius tarafından oluşturulacak kuvvetinde vücut ağırlığından çok daha fazla olması gerekir. Kaldırıcın adeta destek noktasını oluşturan kalça ekleminde oluşan kuvvet ise bu momentlerin toplamına eşittir (16).

Bu kuvvetlere karşı oluşan yer reaksiyon kuvveti vücut ağırlığı ve abduktör kas kuvvetinin toplamına eşittir (16) (Şekil 2.16).

Pelvis'in dengede kalabilmesi için kaldırıcı kanunu prensiplerine göre;

$$\text{Abduktör Kas Kuvveti} \times \text{Kuvvet Kolu} = \text{Vücut Ağırlığı} \times \text{Yük Kolu}$$

$$\text{Yer Reaksiyon Kuvveti} = \text{Abduktör Kas Kuvveti} + \text{Vücut Ağırlığı}$$



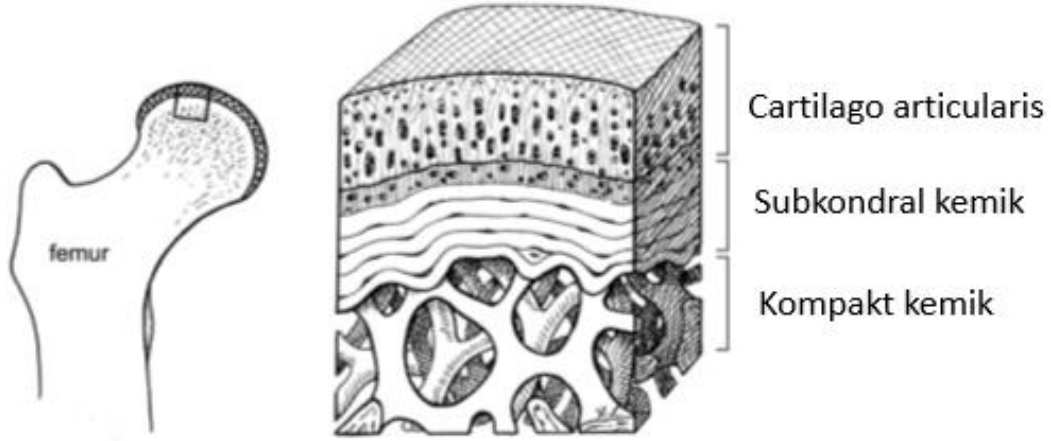
Şekil 2.16: Kalça ekleminde etken kuvvetler (2)

Yük taşıyan bir kalçada pelvisin dengede olabilmesi için abduktör kas kuvvetinin vücut ağırlığı momentinin üç katı kadar kuvvete sahip olması gerekmektedir. Eklem anatomisinde değişikliklere yol açan cerrahi girişim ya da hastalık varlığında, kalça eklemi üzerindeki kuvvetler de etkilenecektir. Bu durumda eklem yüzeyinde stres oluşacaktır. Kalça eklemi biyomekaniğini iyi anlamak birçok patolojik durumlarda tanı ve tedaviyi sağlayabilmek için son derece önemlidir. Kalça ekleminin biyomekaniği, eklem kinematiği ya da kinetiği göz önünde tutularak tanımlanabilir (15).

Eklem kinematiği, eklem uygulanan kuvvete yanıt olarak eklem yaptığı açılı ya da kayma hareketlerini tanımlar. Eklem kinetiği ise hareket sırasında eklem üzerinde etkili güç ve momentleri gösterir (2).

2.3. CARTILAGO ARTICULARIS

Cartilago articularis (eklem kıkırdağı) kemiğe sıkıca yapışıktır. Genel olarak kalınlığı eklemin yerine göre 1-6 mm arasında değişir. Makroskopik olarak parlak mavi olan kıkırdak yaş ilerledikçe sarı ve mat bir görünüm alır (17) (Şekil 2.17).



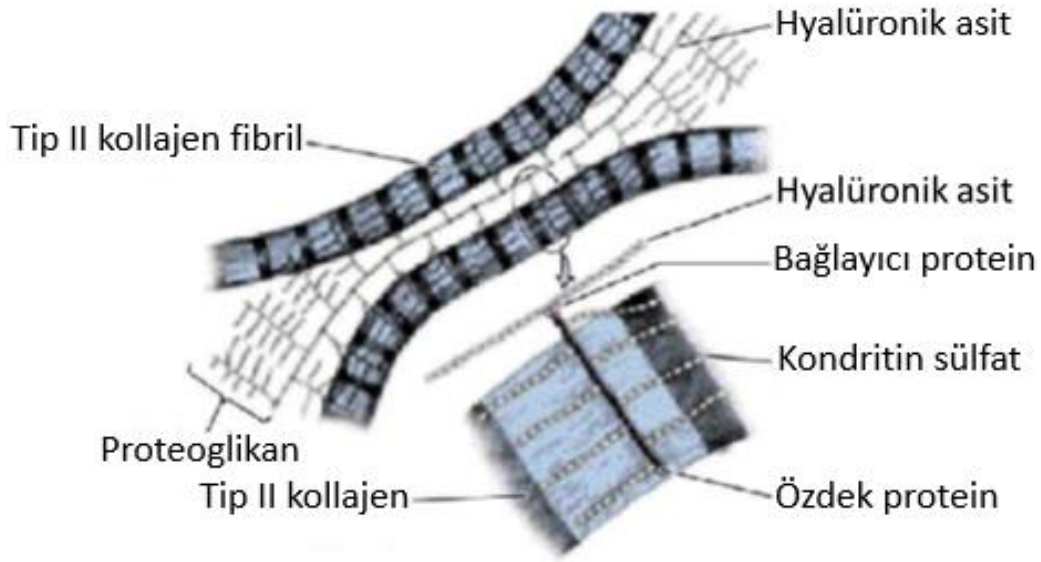
Şekil 2.17: Caput femoris ve cartilago articularis (18)

Eklem kıkırdağı sinir, damar ve lenfatik doku içermez. Erişkinlerde çift difüzyon sistemi ile beslenir. Sinoviyal dokunun dış kısmı daha kanlı olduğundan, önce sinoviyal dokudan sinoviyal sıvıya doğru difüzyon olur. Oradan da kıkırdaktaki membrandan 6-8 nm'lik porlardan geçerek kondrositlere ulaşılacak şekilde ikinci bir difüzyon olur. Ayrıca aktif transport ve aralıklı yüklemenin yaptığı pompalama da beslenmede önemli yer tutar (19).

Kıkırdak; çok miktarda kondrosit ve çok miktarda lif ve temel madde içeren ekstrasellüler matriks'den oluşur. Kondrositler, matriksin sentezini yapar, salgılar ve oluşturdukları matriks içinde laküna adı verilen boşluklara yerleşirler. Kollajen, hyalünorik asit, proteoglikanlar ve az miktarda değişik glikoproteinler kıkırdak matriksin bütün tiplerinde bulunan esas makromoleküllerdir. Karakteristik özelliği eğilip bükülme olan elastik kıkırdağın matriksinde çok miktarda elastin vardır (19).

Kollajen ve elastin esnek olduğundan, kıkırdağın jel kıvamlı yapısı kollajen lifler ile proteoglikan matriksin glikozaminoglikan (GAG) yan zincirleri arasındaki elektrostatik bağlara dayanır. Bunun diğer bir nedeni de proteoglikan çekirdek proteinlerinden uzanan, negatif yüklü GAG zincirlerinin su (eriyik suyu) bağlama özelliğidir (19) (Şekil 2.18).

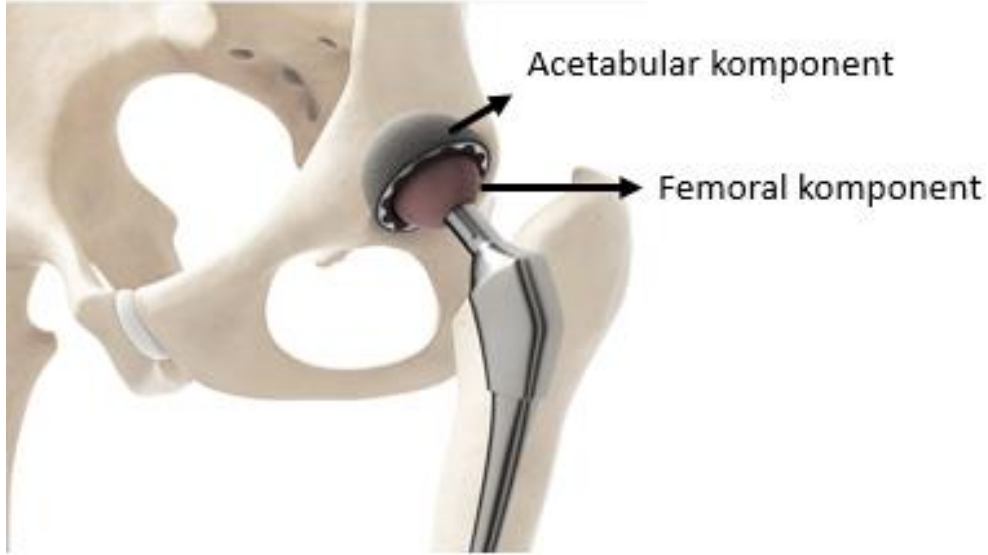
Kıkırdak dokusu GAG ve proteoglikanlarla zenginleştirilmiş hücre dışı matriksi ile özellik kazanmıştır. Bu makromoleküller ile kollajen ve elastik lifler arasında iletişim vardır. Kıkırdak bağ dokusunun özelleşmiş bir şeklidir. Burada hücre dışı matriks oldukça sıkı bir kıvam gösterir. Bu matriks kıkırdak dokusunun mekanik zorlanmasına karşı koymasına olanak sağlar. Kıkırdağın bir başka görevi yumuşak dokuyu desteklemektir. Kıkırdağın düzgün yüzeyli ve esnek olmasını, eklem yüzeylerinin darbe emiciliği ve kayganlığını sağlayarak, kemik hareketlerini kolaylaştırır (20).



Şekil 2.18: Kıkırdak matriksinin moleküler organizasyonu (19)

2.4. TOTAL KALÇA PROTEZİ AMELİYATI

Total kalça protezi (TKP) ameliyatı, femur medullasına yerleştirilen bir femoral komponent ile acetabulumu yerleştirilen acetabular komponentten oluşur. Femoral komponentin fonksiyonu, disekte edilen caput femoris ve collum femoris'in yerini almaktadır. Acetabular komponentin fonksiyonu ise femoral komponent için yapay eklem yüzeyini oluşturmaktır (21) (Şekil 2.19).

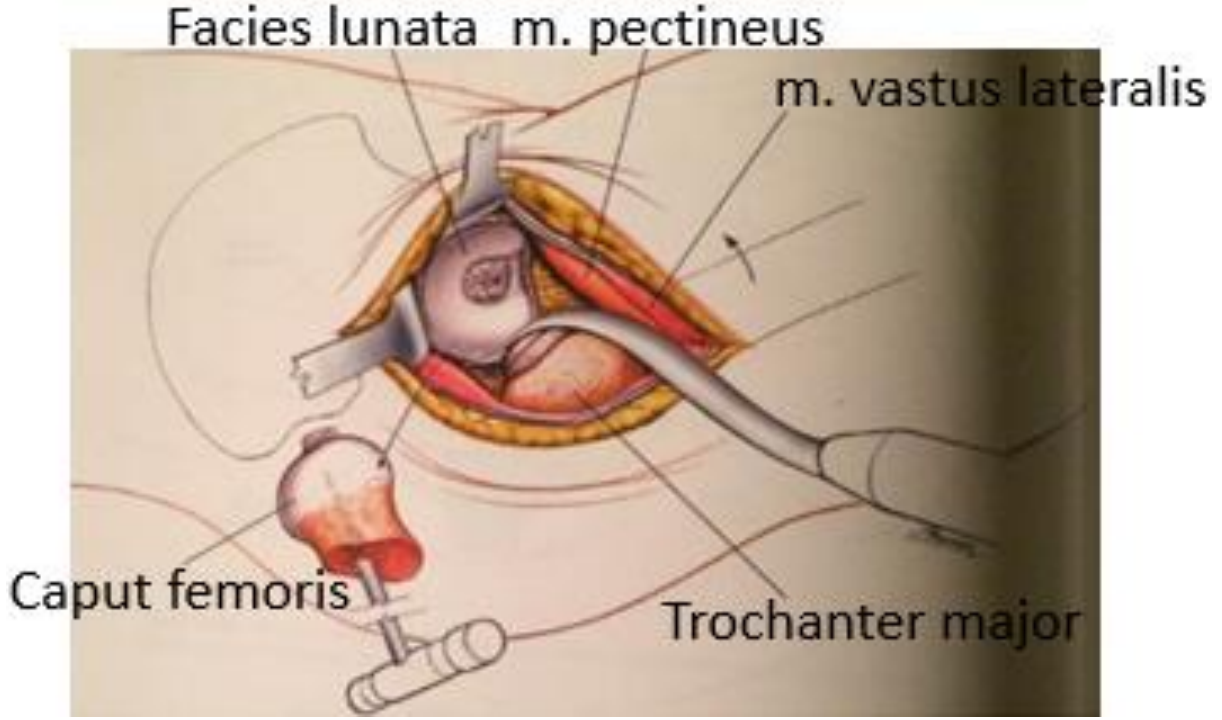


Şekil 2.19: Kalça protezi bileşenleri (22)

Yağ dokusu ve derin fasya cilt kesisi doğrultusunda kesilir. Fasyanın kesilen kenarı m. tensor fascia latayı öne ve m. gluteus maximus'u arkaya çekmek için açılır. Bu fasyanın derin yüzeyine yapışan m. gluteus medius lifleri keskin disseksiyon ile kesilir. M. vastus lateralis ve m. gluteus medius ortaya konur (23).

M. gluteus medius kası lifleri doğrultusunda trochanter major'un ortasından başlanarak ayrılır. Trochanter major'un üst sınırının 3 cm'den fazla üzerine çıkılmamalıdır çünkü n. glutealis superior zarar görebilir. Trochanter major'un lateral yüzeyinin üzerinde yer alan m. vastus lateralis'in lifleri ayrılır. Takiben m. gluteus medius kasının ön kısmı ve altında kalan m. gluteus minimus ve m. vastus lateralis'in önünü içeren bir anterior flep oluşturulur. Kaslar trochanter major'den keskin disseksiyon ya da küçük bir kemik parça kaldırılarak ayrılabilir. Anterior flep, kalça eklem kapsülünün önü tamamen görülene kadar femur boynu takip edilerek oluşturulur. M. gluteus minimus tendonunu, trochanter major'un ön kısmından ayırmak gerekebilir. Bir tampon künt disseksiyon aleti kullanılarak kalça eklem kapsülü ve üzerindeki kaslar arasındaki potansiyel boşluğa itilerek cerrahi plan oluşturulur. Uzunlamasına "T" şeklinde kesi kullanılarak eklem kapsülüne girilir. Collum femoris osteotomize edilir ve caput femoris tirbuşon yardımı ile çıkarılır (23) (Şekil 2.20).

Hastaya uygun boyutlardaki femoral veya hem femoral hem acetabular komponentler yerleştirilerek ameliyat tamamlanır.



Şekil 2.20: Kalça protezi ameliyatı sırasında caput femoris diseksiyonu (23)

Kalçayı ilgilendiren hastalıklarda, total veya kısmi kalça artroplastisi, son ve radikal bir karar olması nedeniyle oldukça iyi değerlendirilmelidir. Karar verilirken hastalığın teşhisi, doğal seyri, mevcut durumu, hastanın psikolojik durumu, muhtemel yaşam süresi, yaşı, ekonomik durumu bir bütün olarak ele alınmalıdır. Hastaya uygulanacak işlemler ayrıntılı olarak anlatılmalı, yapması ve yapmaması gerekenler anlatıldıktan ve hastanın bunları uygulayıp uygulamayacağı değerlendirildikten sonra karar verilmelidir. Hastanın yaşı TKP ameliyatına kararı vermek için etkili oluyorsa da bazı patolojilerde göz ardı edilerek genç hastalarda dahi TKP ameliyatı uygulanabilmektedir. Ankilozan spondilit (AS) ve romatoid artrit (RA) gibi hastalıklarda her yaşta uygulanabilmektedir. AS ve RA' li hastalarda diz ve ayak bileklerinde hareket kısıtlılığı gelişmeden hastaların TKP ile hareketlendirilmesi daha fazla önem taşır. 30 yaşın altında genç hastalarda, özellikle kısa yaşam süresinin beklendiği, sistemik hastalıklarla birlikte kalça tutulumu mevcut ise herhangi bir yaşta uygulanabilir. TKP ameliyatı uygulamasında cerrahiye karar verdiren en önemli bulgu ağrıdır. Ağrı, hareketle ve istirahatle geçmemeli, hastanın normal yaşamını sınırlamalı ve giderek artan dozda ağrı kesici kullanmayı gerektirmelidir. Bunun yanında kalça eklemi hareket kısıtlılığı, stabilite kaybı ve deformite endikasyon koydurucu diğer kriterler olarak sayılabilir (21). TKP ameliyatı uygulanan hastalıklar Tablo 2.1 de özetlenmiştir.

Tablo 2.1: TKP ameliyatı gerektirebilecek bozukluklar

1. Primer osteoartrit	
2. RA	
3. Sekonder osteoartrit	• Gelişimsel kalça displazisi • Femur başı epifiz kayması • Perthes hastalığı • Paget hastalığı • Travmatik kalça çıkığı • Acetabulum kırığı
4. Ankilozan spondilit	
5. Femur başı avasküler nekrozu	• Kırık ve dislokasyon sonrası • Hemoglobinopatiler (Orak hücreli anemi, vb.) • Böbrek hastalıkları • Kortizon kullanımı • Caisson hastalığı • Lepra • Gaucher hastalığı • Femur boyun ve intertrokanterik kırığı
6. Daha önce uygulanmış ve başarısız olmuş kalça ameliyatları	• Kap artroplastisi • Artrodez ameliyatları • Femur proksimal osteotomileri • Femur başı endoprotezleri • Girdlestone ameliyatı • Total protez revizyonları
7. Proksimal femur'u ve acetabulumu ilgilendiren kemik tümörleri	
8. Herediter hastalıklar (Akondroplazi vb.)	

2.5. STEREOLOJİ

Stereoloji, üç boyutlu cisimlerin iki boyutlu kesitlerinden yararlanılarak, onların gerçekteki üç boyutlu özellikleri ile ilgili tahminlemeler yapılmasını sağlayan bilim dalıdır (24).

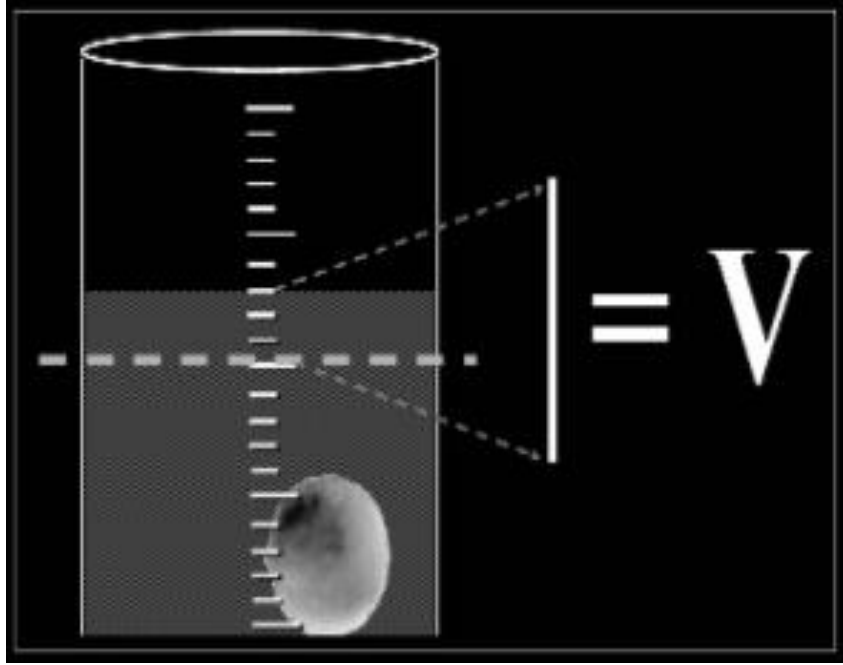
Stereoloji, etkili (daha kısa zamanda daha az hatalı iş yapmayı sağlayan) ve yansız (gerçek değerden sistematik bir sapmaya sebep olmayan) metotları ile problemleri ortadan kaldırmak üzere geliştirilmiş kurallar bütünüdür (25, 26).

Stereolojik metotlar tarafsız metotlardır. Bunun anlamı; stereolojik metotlar kurallarına uyularak uygulandığında, sistematik hatadan bağımsız sonuçlar elde edilmesini sağlar ve örneklemeler çoğaldıkça gerçek değere daha fazla ihtimalle yaklaşmak mümkün olur (27, 28).

2.5.1. Hacim Hesaplamalarında Stereolojik Metotlar

Morfometrik çalışmalarda, bir organın veya organ bileşeninin hacmi, bir yapıdaki değişik bileşenlerin hacimleri ve bu bileşenlerin birbirlerine veya yapının tamamına göre hacim oranları sıklıkla kullanılan önemli parametreler olarak karşımıza çıkmaktadır. Belli bir bileşenin birim hacmindeki sayısından (sayısal yoğunluk) o bileşenin toplam sayısına ulaşmak istenen çalışmalarda da toplam hacmin bilinmesi gerekmektedir. Organ veya yapıların toplam hacimlerinin hesaplanmasında kullanılan farklı yöntemler mevcuttur (27, 29-31).

Hacim tahminlemesinde bulunacağımız organ dalak, karaciğer, akciğer gibi çevresindeki diğer organ veya yapılardan ayrıştırılabilecek makroskobik bir yapılanmaya sahipse, bunun hacmi hesaplanmak yerine doğrudan ölçülebilir. Bu gibi durumlarda sık kullanılan bir yöntem, yapıyı içi su ile dolu dereceli silindir içine atarak, artan su miktarını ölçmektir (25, 30-34). Bu yöntem Arşimet prensibi olarak bilinmektedir (Şekil 2.21).



Şekil 2.21: Arşimet prensibi ile hacim ölçümü (35)

Bu yöntem ile akciğer gibi içinde boşluk bulunan organların hacimlerini ölçmeden önce organın boşluklarının girişleri su geçirmeyecek bir biçimde tıkandıktan sonra hacim ölçümü yapılmalıdır. Böylece organın boşluklarına su dolması engellenmiş olup, hacim gerçek hacim değerinden daha az ölçülmemiş olacaktır. Fakat çoğu kez ilgilendiğimiz yapılar, çevresindeki bileşenlerden ayrıştırılamaz. Örneğin, dalaktaki beyaz pulpa, kemik iliği, akciğer kesecikleri gibi yapılar çevresindeki diğer yapılarla iç içe bir ilişki içerisindeyler ve böyle yapıları izole ederek doğrudan bir hacim ölçümü yapılması çoğu kez olanaksızdır. Bu durumda, Cavalieri prensibi olarak bilinen ve ilk kez İtalyan Matematikçi Boneventura Cavalieri tarafından XVII. yüzyılda ortaya konmuş olan prensip uygulanabilir. Cavalieri prensibi, stereolojik yöntemlerden en sık kullanılan hacim hesaplama yoludur (33,36-39).

Cavalieri prensibinin esas fikir babası, devrimsel çalışmalarıyla tanınan ünlü astronom Johannes Kepler'dir. Kepler, "Şarap Fıçılarına Dair Yeni Ölçümler" adlı teorik çalışmasında, şarap fıçılarının hacmini hesaplamak için basit bir yol denemiştir. Buna göre, fıçıları belli sayıda dilime ayırıp, bu dilimlerin her birinin hacimlerinin ayrı ayrı hesaplanmasından sonra bu dilim hacimlerinin toplamalarının alınması, fıçının toplam hacmini verecektir. Daha sonra, İtalyan matematikçi Cavalieri, bu prensibi genelleştirerek, bugün bildiğimiz matematiksel prensibi ortaya koymuştur (27, 33, 39).

Cavalieri yöntemi ile yapılan hacimsel hesaplamalarda ilgilenilen yapıdan bir dizi birbirine paralel kesitler veya kesit görüntüleri alınır. Yöntemin uygulanmasında tarafsız olmak için ilk kesit veya kesit görüntüsü rastgele ve sabit bir kalınlık aralığında (t) alınmalıdır. Örneğin, objenin sağ ucunun 1 cm iç kısmından itibaren kesit veya kesit görüntüsü alınmaya başlanmasına önceden karar verilmesi durumunda genellikle çalışmanın sonucunu nasıl etkileyeceği bilinmeyen bir taraflılığa neden olur. Bu şekilde bir yaklaşımla elde edilen sonuçlar çalışmanın başlangıcında yapılan ön kabulden dolayı gerçek değerden sistematik olarak sapma gösterecektir. Bu nedenden dolayı her bir örnek için belirlenen kesit aralığında rastgele bir başlangıç yapılmalıdır. Rastgele başlangıç yapılarak alınmaya başlanan kesitler yapının tümünü kapsayacak şekilde baştan sona kadar belli bir mesafe aralığında (t) alınmalıdır. Bu yaklaşım ilgilenilen yapının her tarafına eşit olasılıkla örneklenme alınmasını sağlar. Kesit alma yönü ise tarafsızlığı etkilememekle birlikte gerçek değeri bulmada önemli bir faktördür (40). Bu sebepten dolayı 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.

$$V = t(a_1 + a_2 + a_3 \dots a_n)$$

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 santimetre (cm) olarak göstermektedir (40).

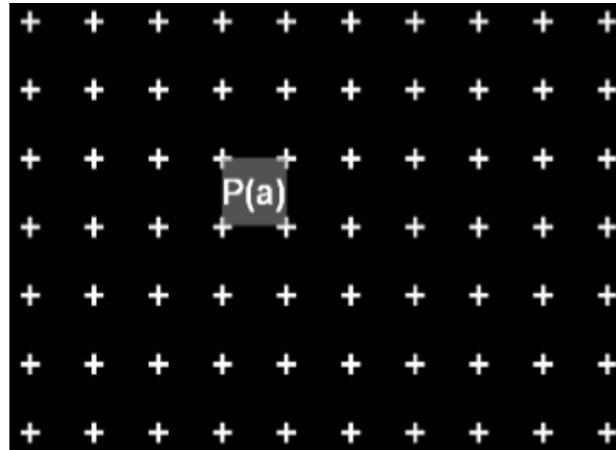
Cavalieri Prensibi'ni, birbirine paralel ardışık kesitleri alınabilen her nesnenin hacminin hesaplanmasında kullanılabileceği gibi aralarında bilinen bir mesafe bulunan, birbirine paralel görüntüleri alınabilen radyolojik tetkikler için de uygulamak mümkündür. MRG ve BT görüntüleri üzerinde sınırları yeterli kesinlikte ayırt edilebilen sert, yumuşak doku ve yapıların sınırladığı boşlukların tamamı içinde rahatlıkla uygulanabilmektedir (40).

Son yıllarda yaygın hale gelen bu yöntem kullanılarak, görüntü analiz sistemleriyle birbirine paralel görüntüleri alınabilen, gerçekte 3 boyutlu olan her yapının tarafsız ve etkin bir biçimde hacminin hesaplanabileceği ve 2 boyutlu görüntülerden kaynaklanabilecek hatalardan uzak bir değerlendirmenin yapılabileceği gösterilmiştir (25, 41-46).

2.5.2. Hacim Hesaplaması İçin Kesit Yüzey Alanlarının Hesaplanması

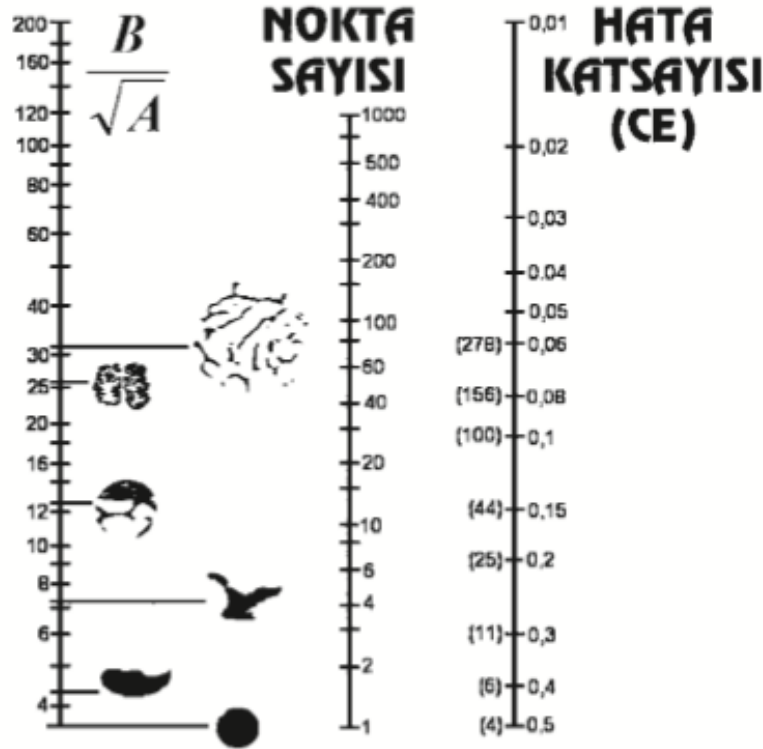
Mikroskobik kesitler veya makroskobik dilimler üzerinde uygulayabileceğimiz Cavalieri hacim hesaplama yöntemi için ilk aşama, ilgilendiğimiz bölgenin izdüşümlerinin (kesitlerdeki görüntülerinin) alanlarını hesaplamaktır. Bunun için ilk akla gelen bilgisayar destekli görüntü analiz cihazları aracılığıyla, planimetrik olarak izdüşümü alanlarını doğrudan ölçmektir. Bilgisayar yazılımı ile sınırlandırılan herhangi bir bölgenin yüzey alanı ölçülebilir. Yöntem oldukça hızlı ve güvenilir olmasına rağmen, çoğu durumda, özellikle bu cihazların yüksek maliyetlerinden dolayı hazır olarak bulunmayabilir (35). Ayrıca birçok çalışma, nokta sayım tekniğinin, planimetrik tekniklere göre daha kısa sürede ve daha güvenilir sonuçlar verdiğini göstermiştir (47, 48). Kesitlerin yüzey alanını hesaplamak için noktalı alan ölçüm cetvelleri kullanılmaktadır (40, 49-51). Noktalı alan ölçüm cetvelleri birbirinden eşit aralıklarla ayrılmış noktalardan oluşan sistematik nokta dizgeleridir. Böyle bir dizgede, her bir artı işaretinin orta noktası, cetveldeki bir noktayı temsil eder (Şekil 2.22). Bu noktalardan her biri ise, dört adet noktanın arasında kalan bir birim cetvel alanını temsil etmektedir. Aralarındaki sabit mesafesi bilinen böyle bir noktalı alan ölçüm cetveli, alanı hesaplanmak istenen herhangi bir kesit görüntüsü üzerine rastgele biçimde atılırsa, yapının kesitteki izdüşümü üzerine isabet edecek noktaların sayısı, bu izdüşümün kesitte temsil ettiği alan miktarıyla doğru orantılı olacaktır. Yani, izdüşümü ne kadar büyükse, içine o kadar fazla sayıda nokta denk gelecektir. 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 (27, 29-33, 39, 52-53).

$$A_i = \sum P_a \times P_i$$



Şekil 2.22: Noktalı alan ölçüm cetveli (37)

Bu şekilde yapılan bir alan ölçümü hem basit bir uygulama ile gerçekleştirilen, hem de güvenilir istatistiksel sonuçlar veren bir çözümdür. Noktalı alan ölçüm cetvelleri ile yapılan alan hesaplamalarının, uygun sıklıkta noktalar içeren cetveller kullanıldığında, görüntü analiz sistemleriyle yapılan hesaplamalar kadar güvenilir ve doğru sonuçlar verdiği ortaya konmuştur. Genellikle sınırları karmaşık bir yapılanma gösteren iç içe izdüşümleri için daha sık yerleşimli noktalar kullanmak gerekirken, düzgün sınırlara sahip yumuşak hatlı yapılar için daha seyrek noktalar yeterli olmaktadır. Nokta sıklığını artırmak, hesaplamaların daha doğru olmasını sağlasa da, belli bir hata payı dâhilinde, mümkün olan seyrek nokta dizgesini kullanarak bu ölçümleri gerçekleştirmek daha etkili bir yaklaşım olacaktır. Çalışacağımız yapıya uygun bir noktalı alan ölçüm cetveli seçimi için Gundersen ve Jensen tarafından önerilen bir nomogram yardımcı olmaktadır (Şekil 2.23) (28, 33, 48-51).



Şekil 2.23: Nokta sayımı ile hacim ölçümü yönteminin uygulanması sırasında kullanılabilecek bir nomogram örneği (39)

Bu nomogramda, sol taraftaki ölçüt çizgisi, ilgilendiğimiz yapının $b\sqrt{A}$ ile ifade edilen ve izdüşümlerin sınır düzgünlüğünün bir ölçüsü olan değerlerden oluşmaktadır. Bu değer dilimlere ayrılan örneğin kesit görüntülerinde ortaya çıkan ortalama izdüşüm şeklinin sınır

karmaşıklığını göstermektedir. Bu değer incelenecek yapının kesitlerde ortaya çıkan kenar uzunluğunun yüzey alanının kareköküne bölünmesiyle elde edilir. İlgilendiğimiz yapı, eğer yuvarlak kenar hatlarına sahipse, eksen üzerinde seçeceğimiz nokta daha aşağılarda yer almalıdır. Fakat karmaşık bir yapının kesitleri üzerinde çalışırken, nomogramın sol taraftaki ekseninde belirleyeceğimiz değer daha yüksekte olmalıdır. Bu değeri belirlerken, doğrudan $b\sqrt{A}$ ifadesi ile bir hesaplama yapabileceğimiz gibi, zor olan bu yolun yerine çoğu zaman göz kararıyla bir belirleme yapılması bizim için yeterli olacaktır. Nomogramın en sağındaki eksen ise, çalışmamız için istediğimiz hata katsayısını göstermektedir. Genellikle, kabul edilebilir düzeydeki istatistiksel hata katsayısı 0.05 veya bundan daha düşük değerlerdir. Daha kesin bir alan ölçümü için, daha düşük hata katsayısı değerleri bu eksenden seçilmelidir. Bu iki değer belirlendikten sonra ise, bu değerlerin ilgili eksendeki noktalar düz bir çizgi ile birleştirilir. Bu çizginin ortadaki eksenini kestiği noktaya karşılık gelen değer, alan hesaplaması amacıyla örneklediğimiz tüm kesitlerde saymamız gereken toplam nokta sayısını bize vermektedir. Böylece, yapacağımız bir ön çalışmada, noktalı alan cetvelinin nokta sıklığını, tüm kesitlerde, bu nomogramda bulduğumuz kadar toplam nokta sayacak şekilde ayarladıktan sonra, belirlediğimiz hata oranlarına uygun alan ölçüm sonuçları elde edebiliriz (27, 39).

2.5.3. Toplam Hacmin Hesaplanması

Kesitlerde ilgilendiğimiz bölgenin izdüşümlerinin toplam alanını hesapladıktan sonra, toplam hacim elde edilir (35). 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.

$$V = t \times \frac{a}{p} \times (P_1 + P_2 + P_3 \dots P_n)$$

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 (41, 54). 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 bildirilmiştir. İlgilenilen yapının hacim hesaplamasında büyültme ve küçültme oranların da göz önüne alındığı formül aşağıda belirtilmiştir (54).

$$V = t \times [[(SU) \times d] / SL] \times 2 \times \sum P$$

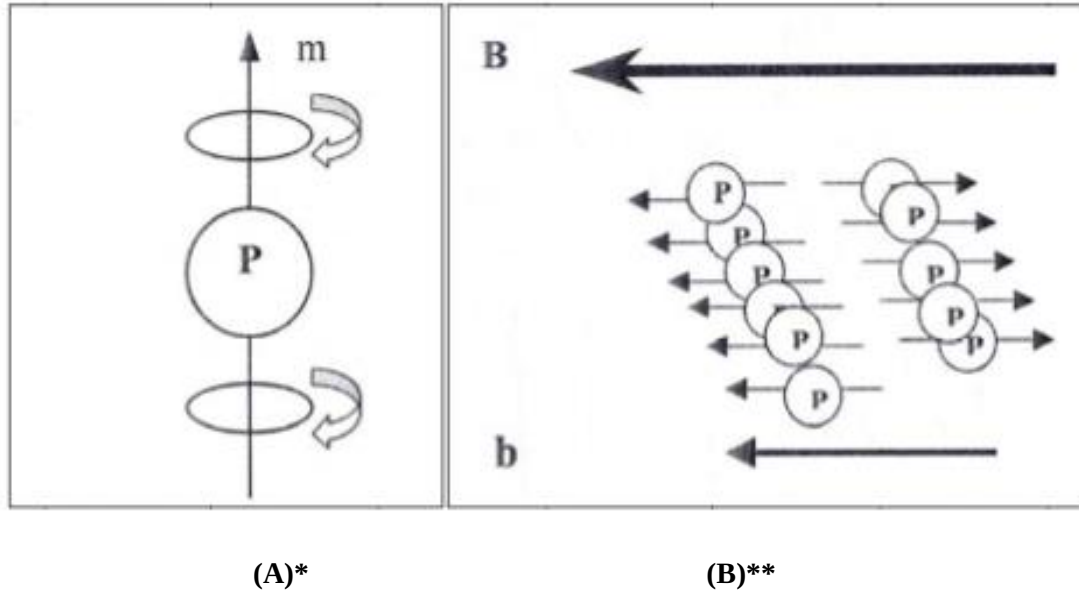
Formüldeki (t) ortalama kesit kalınlığını, (SU) görüntü büyütmesini gösteren skalanın temsil ettiği uzunluğu, (d) noktalı alan ölçüm cetvelindeki iki nokta arasındaki mesafeyi, (SL)

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 (54). 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 (35).

2.6. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

MR manyetik bir alanda, elektromanyetik radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Yumuşak doku çözümüleme gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir. Dokulara zararlı iyonize radyasyon içermeyen yöntem, ilk kez 1946 yılında birbirinden bağımsız olarak aynı anda Bloch ve Purcell tarafından tanımlanmıştır. İlk kez 1973 yılında, Lauterbur tarafından kullanılmıştır. 1980 yılında, Hawkens MR'ın çok kesitli görüntüleme metodunu çıkarmış ve bu yöntemle ilk kez lezyon saptamıştır (55,56).

Hidrojen atomu çekirdeğinin tek protondan ibaret olması nedeniyle, en güçlü manyetik dipol hareketine sahip elementtir. Bu nedenle, MR görüntülemesinde sinyal kaynağı olarak hidrojen çekirdeği kullanılır. Güçlü manyetik alan içerisine konan vücuttaki protonlar, manyetik alan vektörü çevresinde topaç gibi bir şekilde hareket ederler (presesyon) (Şekil 2.24). Protonların presesyonlarının frekansı manyetik alan gücü ile belirlenir ve bu güçle doğru orantılıdır. Presesyon manyetik rezonans olayının temelidir. Protonla enerji aktarımı, ancak presesyonun frekansı ile gönderilen radyo dalgası frekansı eşit olduğunda mümkündür (57).



Şekil 2.24: Protonların dönme hareketi ve manyetik alan yönü*(57).

***A.** Kendi etrafında spin hareketi yapan proton (**P**) belirli bir yönde manyetik alan oluşturur (**m**) ve bu yapıya dipol adı verilir.

****B.** Güçlü manyetik alan (**B**) içersine sokulan protonlar dış manyetik alana paralel ve antiparalel dizilir. Paralel dizilmiş protonların sayısı, antiparalel dizilmiş protonların sayısından daha fazladır. Sonuçta dokuda net manyetik alan (**b**) oluşur.

MR' da ölçülen hidrojen çekirdeği manyetizasyonudur. MR görüntüsü, hidrojen çekirdeğinin manyetizmasının karşılığı olan alternatif akım şeklindeki sinyallerden oluşur. Bir voksel içersinde ne kadar proton varsa sinyalin amplitüdü o kadar yüksek olur. MR görüntüleri temelde vücudun bir proton haritasıdır. Fakat bu ölçüt tek başına yeterli doku kontrastını sağlamaz. Daha yüksek bir kontrast elde etmek için, manyetizasyonun amplitüdünden başka süresi ile ilgili ölçütlerden faydalanılır. Bu ölçütler, sinyalin geri dönüş süresi (T_2) ve saptırılan longitudinal manyetizasyonun geri kazanılma süresi (T_1) ile ilgilidir. Farklı maddeler ve dokuların T_1 ve T_2 süreleri değişiktir. T_1 süresi T_2 'den daima daha uzundur. Vücutta T_1 değeri en kısa doku yağ, en uzun olan doku ise beyin-omurilik sıvısı gibi sıvılardır (58).

MR görüntüsü elde edilirken birden fazla radyofrekans (RF) pulsu kullanılır. İki RF pulsu arasındaki süreye TR (time to repetition) süresi denir. TR süresi sinyal üzerindeki T_1 etkisini kontrol eder. RF pulsunu gönderdikten sonra sinyali dinlemeye başlayana kadar geçen süreye de TE (time to echo) süresi denir. TE süresi değiştirilerek T_2 farklılığı kontrol edilir. TR ve

TE süreleri değiştirilerek dokular arasındaki kontrast değiştirilebilir, azaltılabilir veya artırılabilir (58).

Radyolojik görüntüleme yöntemlerinin çok hızla gelişmekte olduğu bu yıllarda MRG tüm dünyada üzerinde en çok çalışma ve araştırmaların yapıldığı, çok hızlı bir biçimde gelişmelerin elde edildiği ve rutin radyolojik incelemeler arasında en çok ilgi çeken yöntemdir (59).

Vücudumuzun büyük bir kısmı olarak yağ ve sudan oluşmakta ve bu oluşumların moleküler yapısında ağırlıklı olarak hidrojen atomları yer almaktadır. MR görüntüleme; su ve yağın, dolayısı ile de vücudumuzun büyük bir bölümünün yapısında mevcut bulunan hidrojen atomlarının, güçlü bir manyetik alan içerisinde, kendilerini rezonansa uğratacak bir RF dalgası ile uyarılıp titreştirilmesinden elde olunan sinyallerin görüntüye dönüşmesidir (59-62).

MR görüntüleme 'nin kullanımı için başlıca gereklilik onun yumuşak doku kontrast çözümü gücü en yüksek görüntüleme yöntemi olmasından kaynaklanmaktadır. Vücudun büyük bölümünü oluşturan yumuşak dokuların yüksek kontrast çözünürlüğü altında birbirinden ayrıştırılması, iç yapılarının daha iyi bir şekilde ortaya konması kolaylaşmaktadır. MR görüntüleri ile hastanın pozisyonunu değiştirmeden çok düzlemden görüntüler elde edilebilir. İyonizan radyasyon riski olmadığından çocukluk yaş grubunda, hamilelerde kullanılabilir; aynı hastada defalarca tekrarlanabilir (59).



Şekil 2.25: MRG cihazı (63)

MRG kas iskelet problemlerini değerlendirmede, klinikte ve araştırmalarda görüntüleme seçeneği olarak kullanılmaktadır. MRG hassas bir değerlendirme yöntemidir önceki ve sonraki değerlendirmelerde aradaki farkın anlaşılmasını sağlamaktadır. MR görüntülemeden'den türetilmiş kıkırdak hacim ve kalınlık ölçüm yöntemleri kıkırdanın tedavi edilme ve koruma stratejilerini belirlemede de kullanılabilmektedir. MR görüntüleme ile OA in doğal sürecini izlenmekte ve tedavi yöntemlerinin etkinliği değerlendirilebilmektedir. Ayrıca MR görüntüleme; kıkırdanın morfolojisinin değerlendirilmesinde nicel veriler sağlar. MR görüntüleme ile yapılan kıkırdak matriks değerlendirmeleri ile kıkırdak morfolojisinin semptomlarla ilişkisi açıklanmıştır (61).

Literatürde femur başı kıkırdak hacmi ve kalınlığı direkt radyografi, ultrasonografi ve MR görüntüleme ile ölçüldüğü araştırmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda farklı teknikler kullanılmıştır (5, 6, 64). alışmalara genel olarak baktığımızda mühendislik bilimleri tarafından üretilen karmaşık yazılımların da kullanıldığı segmentasyon yöntemleri görülmektedir (7). Bu yazılımlar içersinde en sık kullanılanı Matlab'tır. Matlab kullanarak kıkırdak kalınlık haritaları çıkarılmış ve değerlendirilmiştir. Bunun dışında klinik çalışmalarda ise MR üzerinde direk ölçümler yapıldığı görülmüştür (7).

Stereolojik olarak ise otomatik yazılımlar kullanarak kıkırdak kalınlığı hesaplanmıştır. Bu çalışmalarda sadece MR görüntüleri kullanılmış ve fiziksel parçalama yapılarak karşılaştırma yapılmamıştır (5, 6, 7, 64).

3.GEREÇ ve YÖNTEM

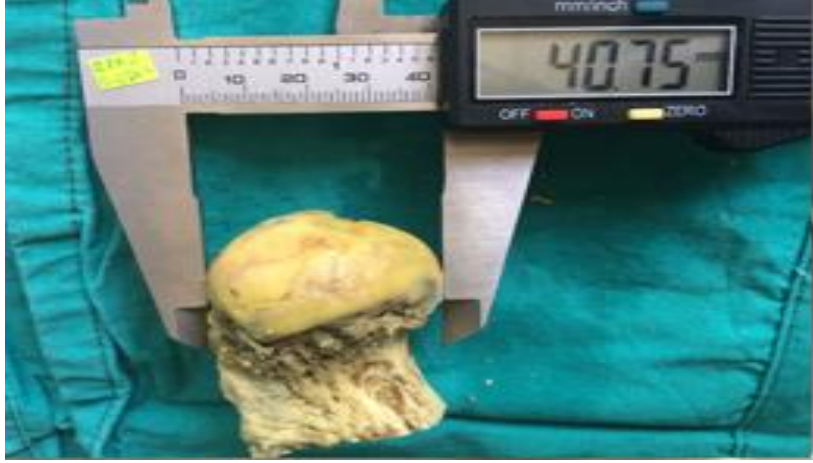
Bu çalışma Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Gevher Nesibe Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Ameliyathanesi'nde kalça protezi ameliyatı olmuş hastaların diseke edilmiş femur başları ve bunların MR görüntüleri alınarak yapıldı. Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurul'undan 2013/407 nolu karar alındıktan sonra çalışmaya başlandı (Ek 1).

Cerrahi olarak çıkarılan 27 femur başı (14 koksartroz, 13 femur baş-boyun kırığı olan hastalar) iki grup halinde çalışmaya alındı. Üzerinde basit kemik kisti bulunan koksartrozlu 4 femur başı ve femur boyun kırığı olan aynı zamanda da koksartrozlu 3 femur başı elenerek çalışmaya dahil edilmedi. Sonuçta 10 koksartroz, 10 femur baş boyun kırığı olan hastaların femur başları üzerinde ölçümler yapıldı. Kontrol grubu ise son 5 yılda herhangi bir kalça şikayeti olmamış kişilerden belirlendi ve 10 kalça MRG üzerinden ölçümler yapıldı.

MR görüntülerine ve diseke olmuş femur başlarına hem kalınlık hem de hacim hesaplamaları için aşağıdaki işlemler E. Ü. Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda yapıldı.

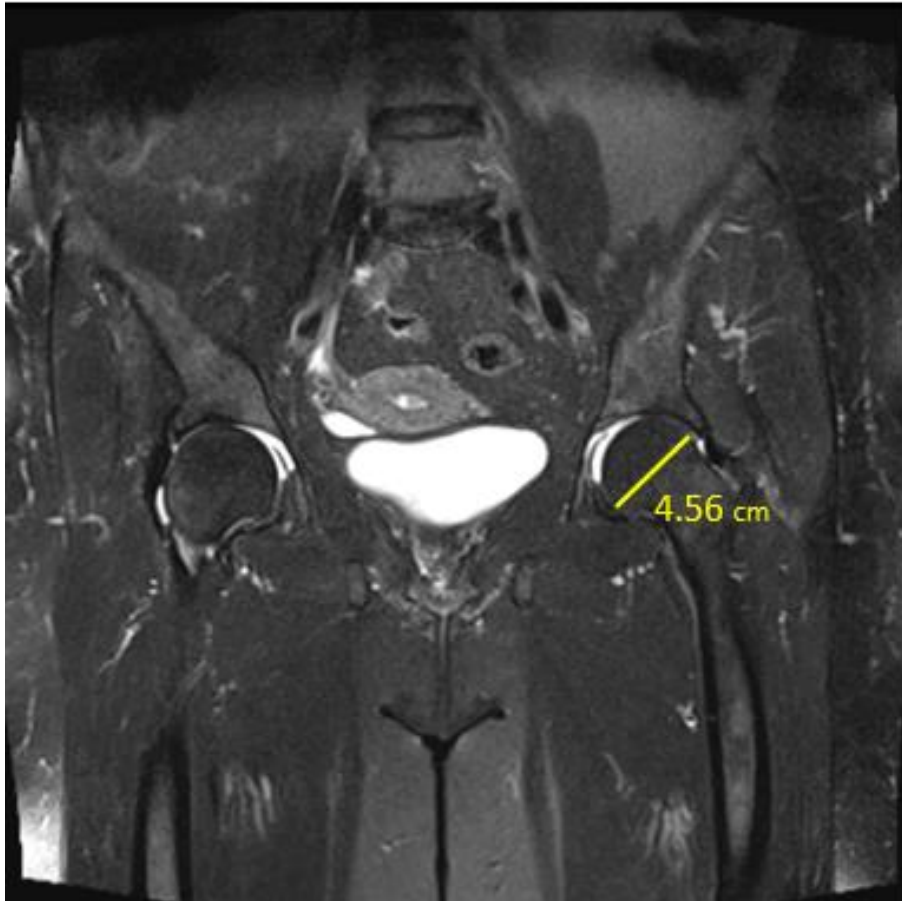
3.1. FEMUR BAŞI ÇAP HESAPLAMALARI

Disekte edilen femur başlarının superior-inferior (S-I) ve anterior-posterior (A-P) çapları kumpas yardımıyla diseke edilmiş femur başları üzerinden ölçüldü (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Kumpas yardımıyla femur başı S-I ve A-P çap ölçümü

Kontrol gurubu femur başı çapları ve diseke edilmiş femur başlarının çapları MRG üzerinden FreeViewer programı ile ölçüldü (Şekil 3.2).

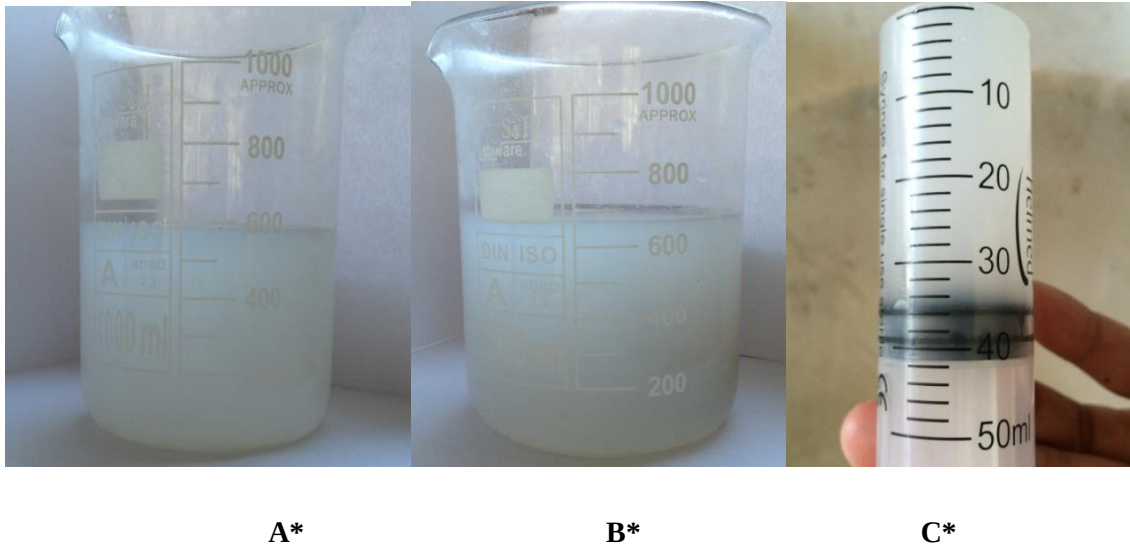


Şekil 3.2: MRG üzerinden FreeViewer programı ile femur başı çap ölçümü

3.2. HACİM HESAPLAMALARI

3.2.1. Arşimet Prensibi ile Femur Başı Hacminin Hesaplanması

İçerisinde belirli bir miktar su bulunan beher içerisinde femur başları sırayla atılarak, Arşimet prensibine göre gerçek hacimleri hesaplandı. (Şekil 3.3 A-B-C).



Şekil 3.3: Arşimet prensibi ile femur başı hacmi ölçümü*

A*: İçerisinde belirli bir miktar su bulunan beher, **B*:** Femur başı'nın behere koyulması, **C*:** 50ml lik enjektör ile suyun eski seviyesine getirilmesi

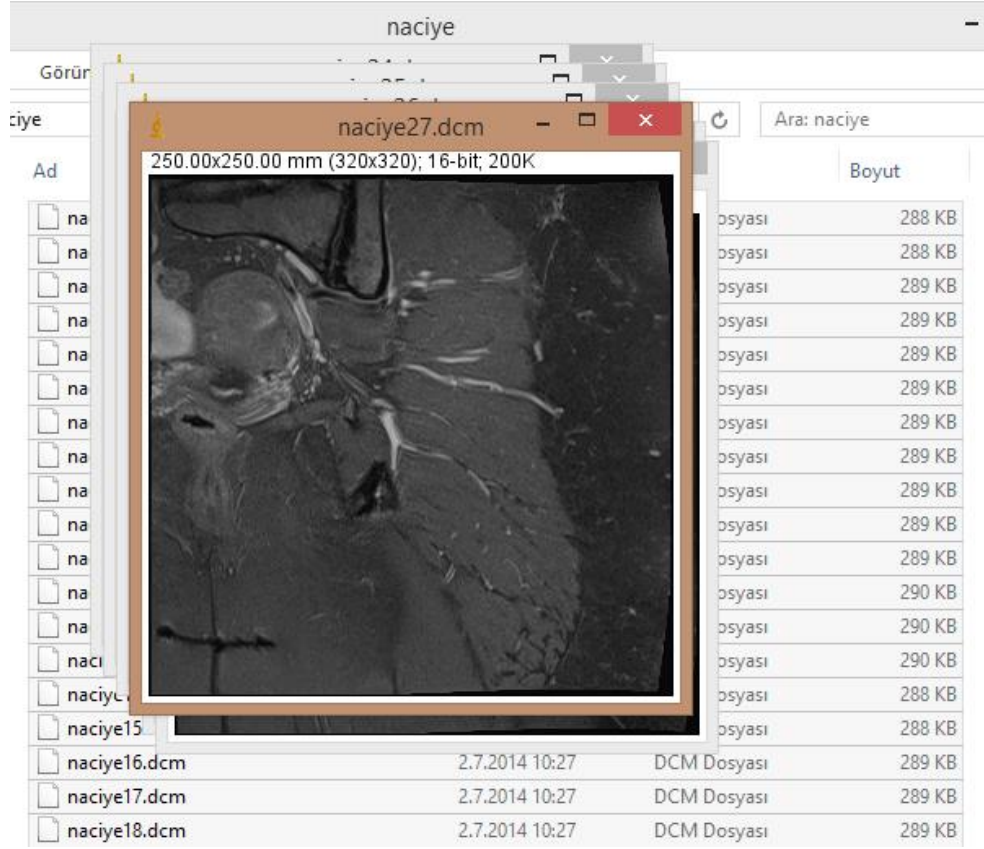
3.2.2. MR Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplamaları

MRG çekimleri ise aşağıdaki protokole göre yapıldı. MR görüntüleme protokolü: 1.5-T scanner (Magnetom Aera; Siemens, Erlangen, Germany) cihazı kullanılarak yapıldı. T2 star map sekansı alındı ve şu teknik faktörler uygulandı: TR (repetition time) = 903 msn, TE (echo delay time)= 18.46 msn, FOV (field of view) = 35 cm, matriks= 256x256, flip açısı 60 derece ve kesit aralığı= 0 mm, Image voxelleri 1.4×1.4×2 mm ve hacim için kesit kalınlığı= 2 mm, gap= 0 olarak belirlendi.

MRG Üzerinden Femur Başı ve Femur Başı Kıkırdak Hacminin Hesaplanması

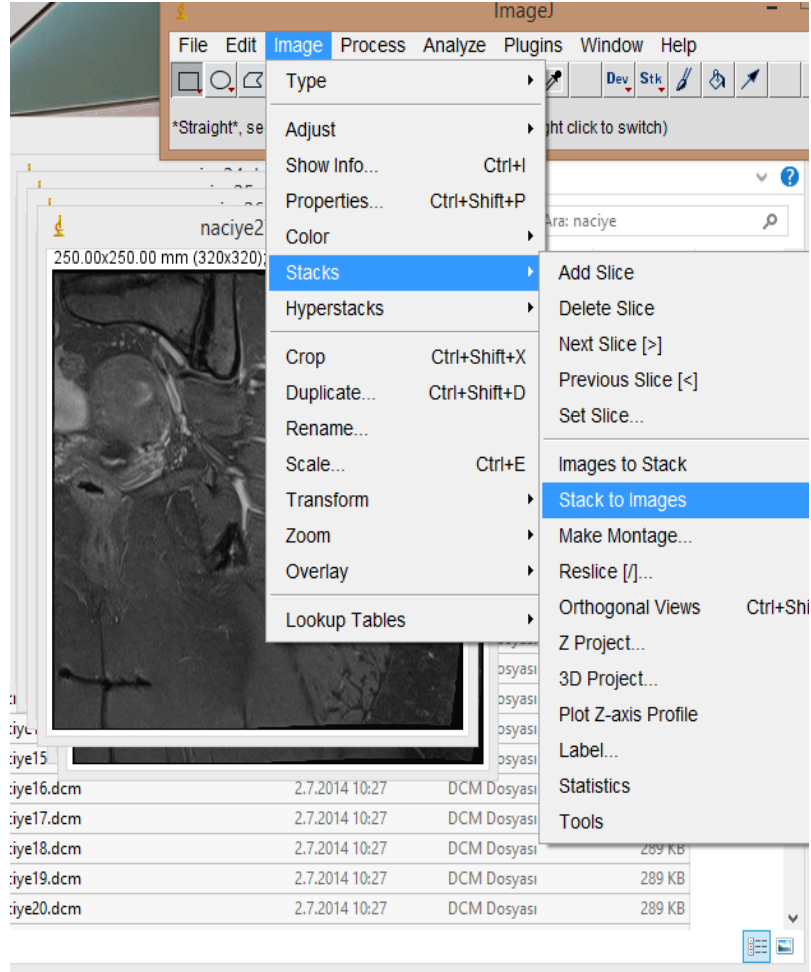
Aşağıda femur başı kıkırdak hacmi hesaplama aşamaları adım adım gösterilmiştir.

DICOM formatında kaydedilmiş görüntüler ImageJ programında aynı anda açıldı (Şekil 3.6).



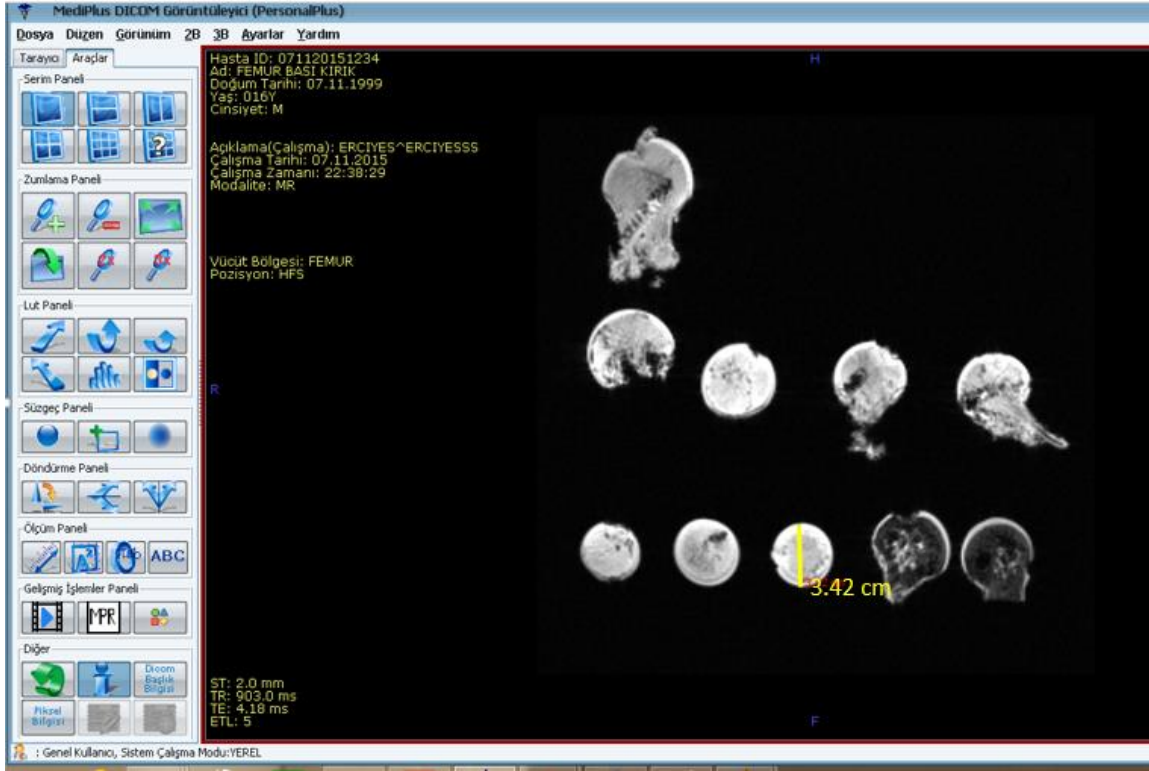
Şekil 3.6: DICOM formatındaki dosyaların ImageJ programında açılması

Her kesit için ayrı ayrı olan bu görüntüler ImageJ programında bulunan image sekmesinin “stack” bölümünden “image to stack” yapılarak birleştirildi (Şekil 3.7).



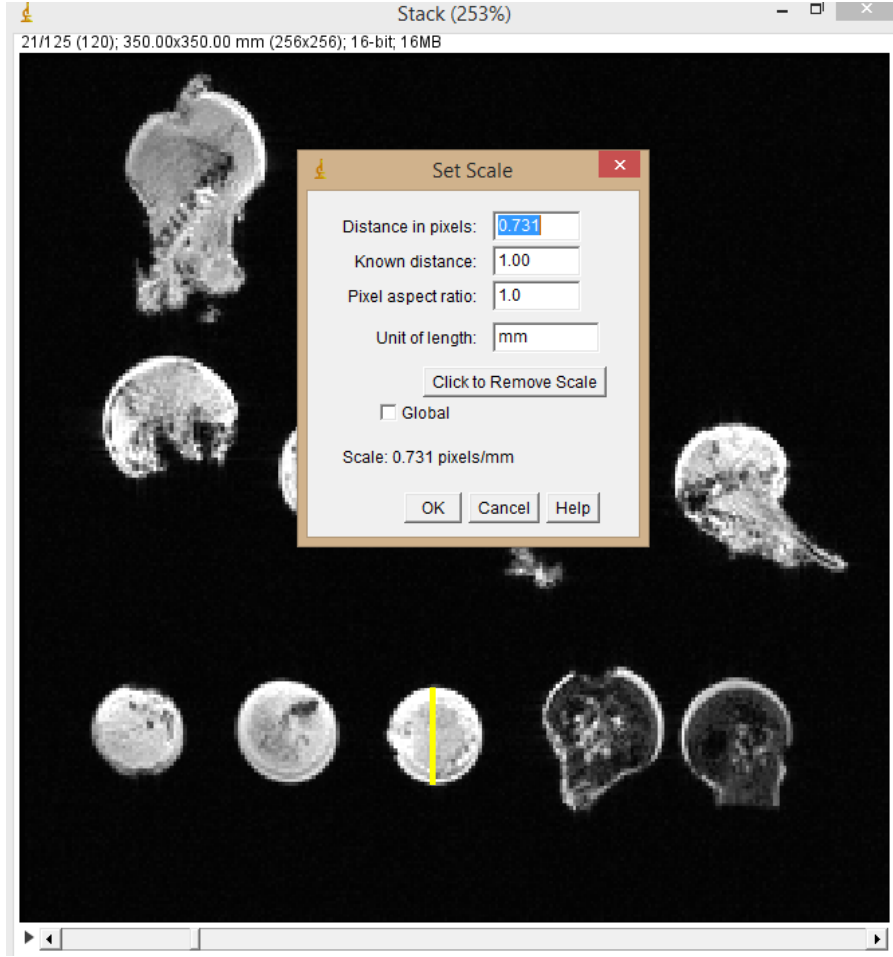
Şekil 3.7: ImageJ programında görüntülerin birleştirilmesi (stack yapılması)

Birleştirme işlemi tamamlandıktan sonra FreeViewer programında bilinen bir uzaklığın ImageJ programında tanımlanması gerekir. Bu işlem için ilk önce FreeViewer programında “Araçlar” bölümünün “Ölçüm Paneli” menüsünde görüntüler üzerinde iki nokta arası uzaklık belirlendi (Şekil 3.8).



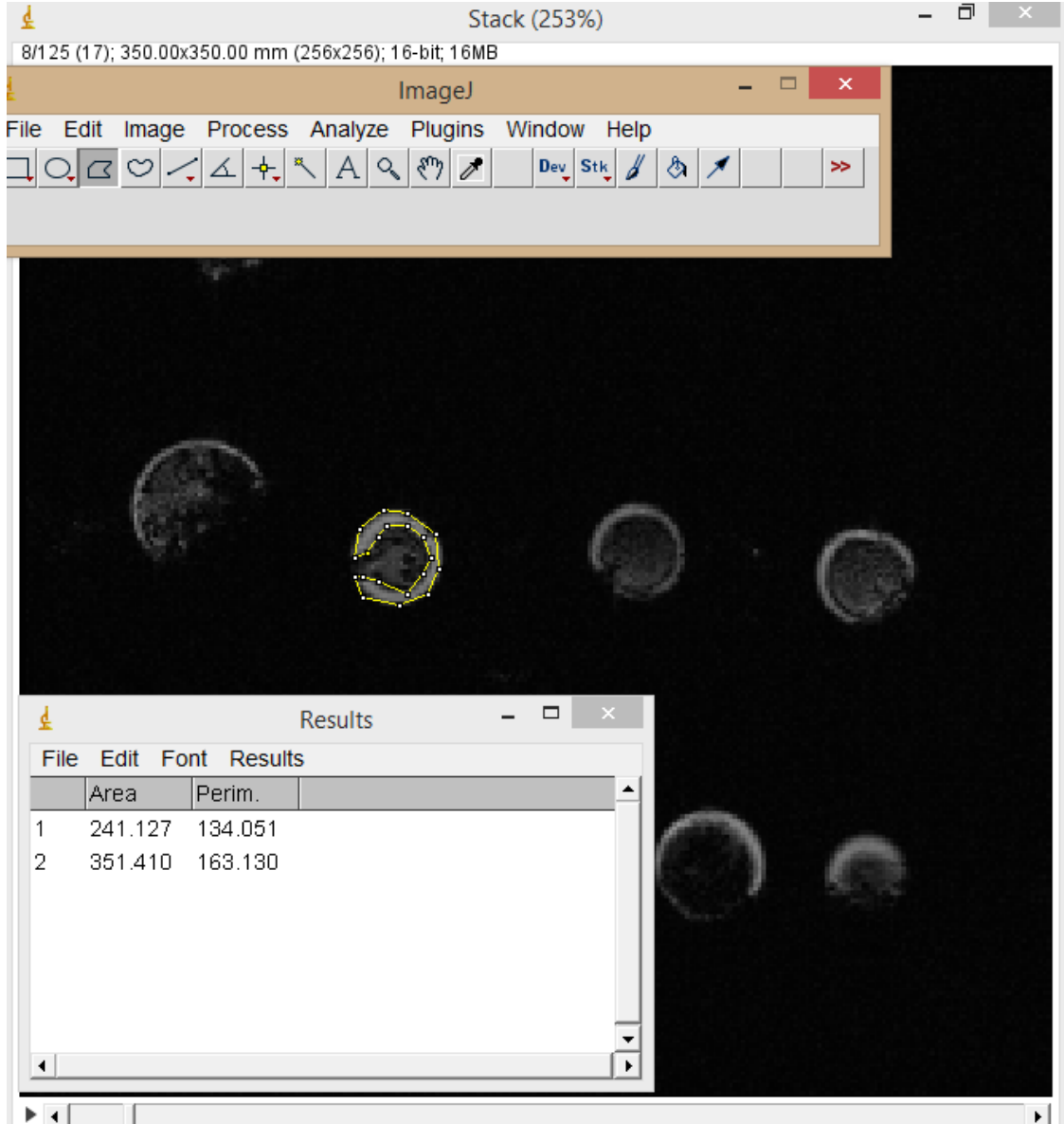
Şekil 3.8: FreeViewer programında bir uzaklığın belirlenmesi

Bu noktalar arası uzaklık ImageJ programında aynı görüntü üzerinden “Analyze” bölümünden “set scala” sı ile tekrar belirlenerek noktalar arası uzaklık tanımlandı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9: FreeViewer programında belirlenen uzaklığın ImageJ programında tanımlanması

Tüm görüntüler tarandı ve femur başı kırıkdağının denk geldiği yerler ‘‘ Polygon selections’’ bölümü ile işaretlenerek ‘‘M’’ tuşuna basıldı ve yüzey alanları hesaplandı (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Femur başı eklem kıkırdağı yüzey alanlarının ImageJ programından hesaplanması

Bu değerler programlamış “Excel” dosyasında uygun yerlere yazıldı. Yüzey alanları kesit kalınlığı ile çarpılarak kesit hacmi hesaplandı. Tüm kesitler toplanarak femur başının kıkırdak hacmi hesaplandı (Şekil 3.11).

Yeni Microsoft Excel Worksheet - Excel

KULLANILABİLİR GÜNCELLEŞTİRMELER Office güncelleştirmeleri uygulanmaya hazır, ancak bir veya birden fazla uygulama tarafından engelleniyorlar. [Şimdi güncelleştir](#)

Q5: =TOPLA(N5:P5)

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
1	1	1.598	18.778						0,275				1	1.985	14.057	16043	32.085				
2	2	1.657	15.092						0,275				2	2.390	21.818	24210	48.418				
3	3	1.254	16.421						0,421				3	3.012	19.001	22016	44.029				
4	4	1.418	15.754						0,397				4	0.869	5.622	5626	11248				
5	5	1.715	16.380						0,429					7.387	60.498	67895	135.780				
6		2.293	24.728						0,3594												
7																					
8																					
9																					
10																					
11																					
12																					
13																					
14																					
15																					
16																					
17																					
18																					
19																					
20																					
21																					
22																					

HAZIR ORTALAMA: 28.585 SAY: 20 TOPLAM: 543.120

Şekil 3.11: Excel programı ile hacmin hesaplanması

3.2.3. Fizisel Parçalama Yöntemi ile Hacim Hesaplamaları

Diseke edilen femur başlarına ait dokular fiksasyon için %10 luk formaldehit sıvısında bekletildikten sonra deossifikasyon çözeltisi içerisinde konularak yumuşatıldı (Şekil 3.12).

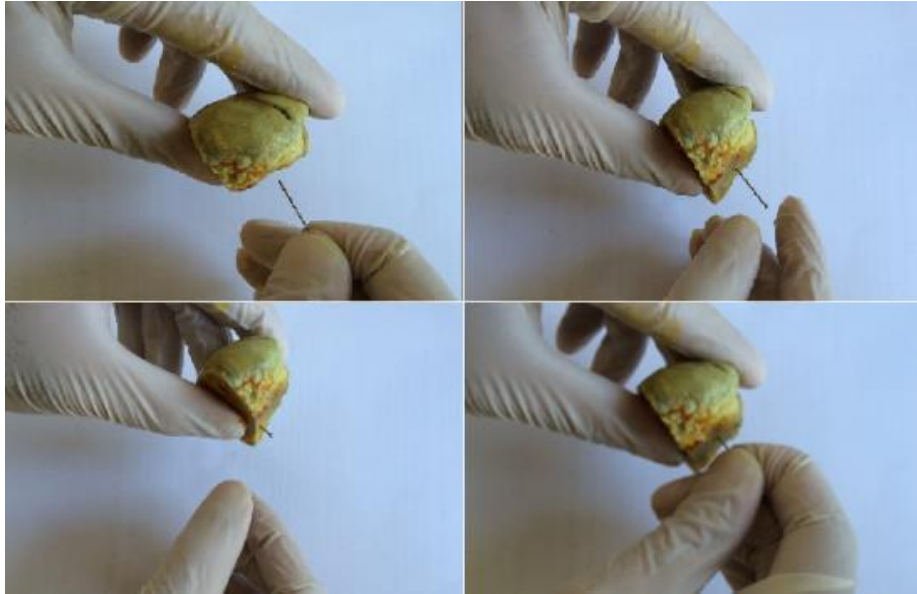
Caput Femoris Dekalsifikasyonu

Dekalsifikasyon çözeltisi 1 Litre (L) için; 100 ml nitrik asit çözeltisi, 100 ml formaldehit ve 800 ml distile su ile hazırlandı (65) (Şekil 3.12).



Şekil 3.12: Dekalsifikasyon çözeltisi içerisindeki caput femoris

Caput femoris dekalsifikasyon çözeltisinde 2-4 hafta bekletilerek, palpasyon ve iğne ile yumuşaması kontrol edildi (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Caput femoris yumuşamasının kontrol edilmesi

Caput Femoris'in Fiziksel Parçalanması

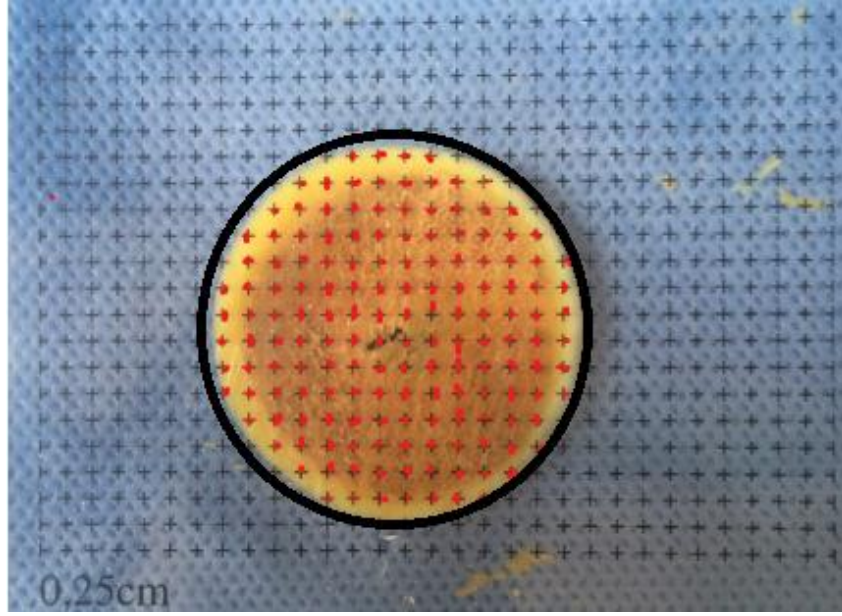


Şekil 3.14: Dilimlenmeye hazır Caput femoris'in fiziksel parçalanması

Diseke edilen femur başları dekalsifikasyon çözeltisinde 2-4 hafta bekletildikten sonra dilimleme aleti (HBS-250A; MEAT SLICER, MAANSHAN CITY, CHINA) ile transvers olarak 5 mm'lik kesit kalınlığında dilimlere ayrıldı ve gerekli hesaplamalar yapıldı (66) (Şekil 3.14).

Fiziksel Parçalama Yöntemi ile Caput Femoris Hacminin hesaplanması

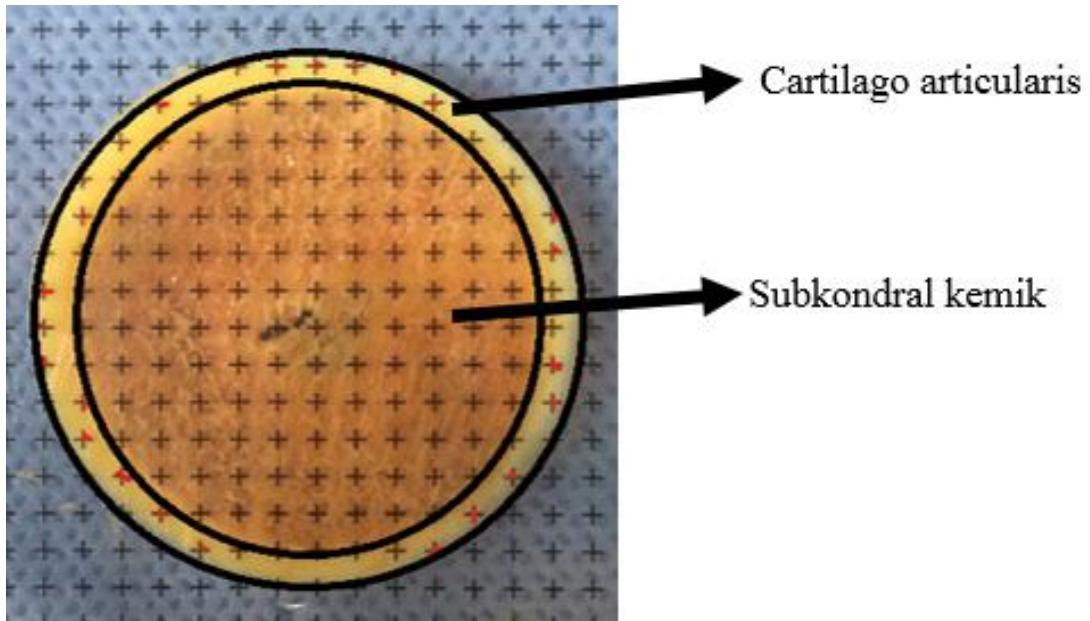
Her bir dilim üzerine noktalı alan ölçüm cetveli rastgele olarak atılarak her bir dilim üzerinde dokuya denk gelen noktalar sayıldı, ilgili formül ile caput femoris hacminin hesaplaması yapıldı (Şekil 3.15).



Şekil 3.15: Dilimlenen kesit üzerine rastgele noktalı alan ölçüm cetveli atılması

Fiziksel Parçalama Yöntemi ile Cartilago Articularis Hacminin Hesaplanması

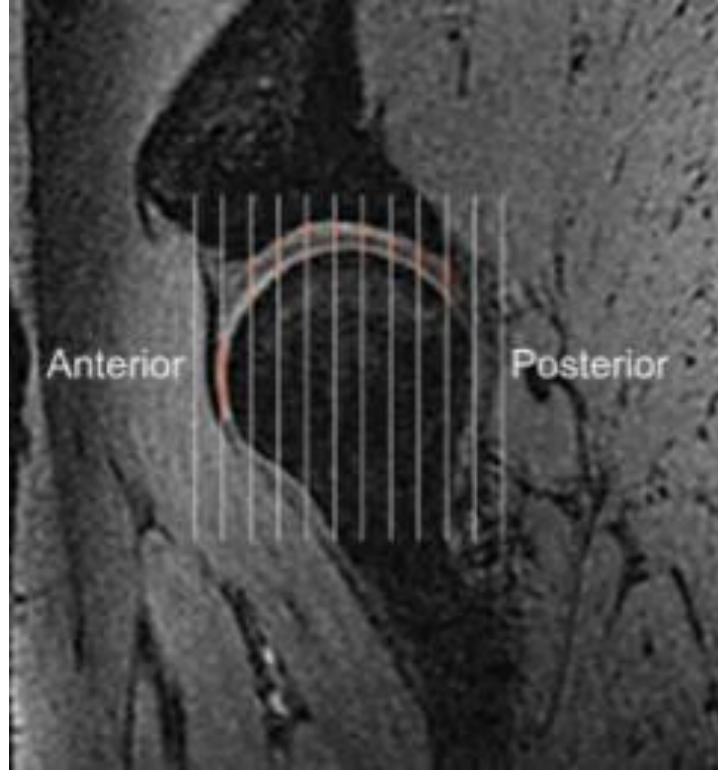
Her bir dilim üzerine noktalı alan ölçüm cetveli rastgele olarak atılarak her bir dilim üzerinde sadece kırık dokuya denk gelen noktalar sayıldı, ilgili formül ile cartilago articularis hacminin hesaplaması yapıldı (Şekil 3.16).



Şekil 3.16: Kırık dokuya denk gelen noktaların belirlenmesi

3.3. KIKIRDAK KALINLIK HESAPLAMALARI

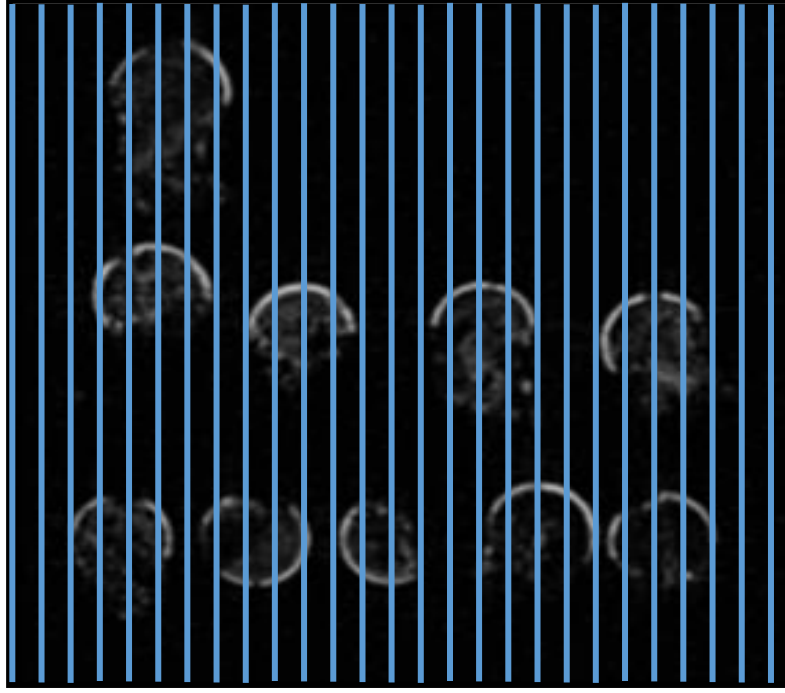
Kıkırdak kalınlığının ölçülenmesinde Inger Mechlenburg ve arkadaşlarının yaptığı çalışma referans olarak alınmıştır (6). Mechlenburg ve arkadaşları yaptıkları çalışmada MRG üzerine yerleştirdikleri yaklaşık 15 ölçüm çizgisi ile 60-80 noktadan kalça eklemi kıkırdak kalınlığını özel bir yazılımla hesaplamışlardır (Şekil 3.17) (6).



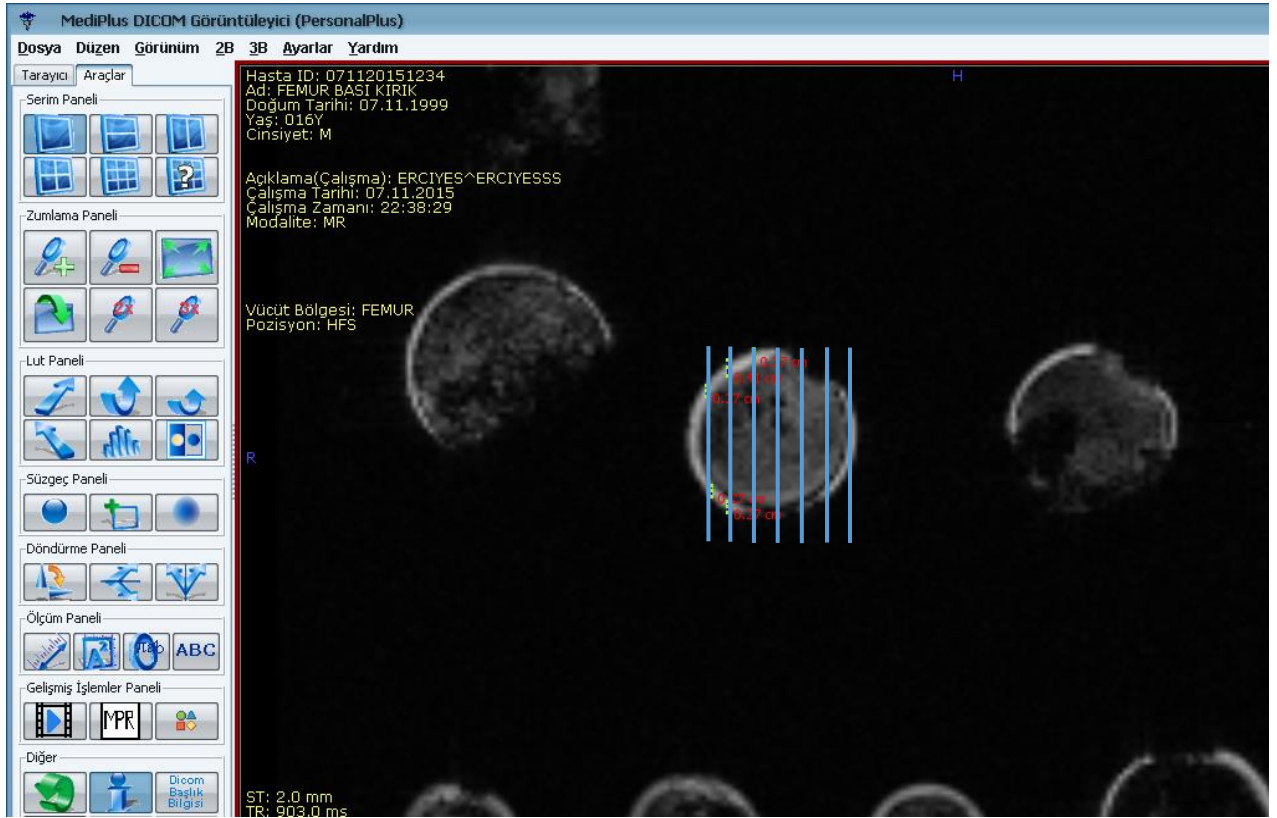
Şekil 3.17: Kıkırdak kalınlığı hesaplama yöntemi (6)

3.3.1. MRG üzerinden Kıkırdak Kalınlığının Hesaplanması

Kıkırdak kalınlığının MRG üzerinden ölçümlerinin yapılabilmesi için bilgisayar ekranına çizgi sondu konuldu ve görüntüler FreeViewer programı üzerinde açıldı (Şekil 3.18).



Şekil 3.18: Görüntülerin FreeViewer programında açılması ve femur başı kırıkdağlarının görünümü

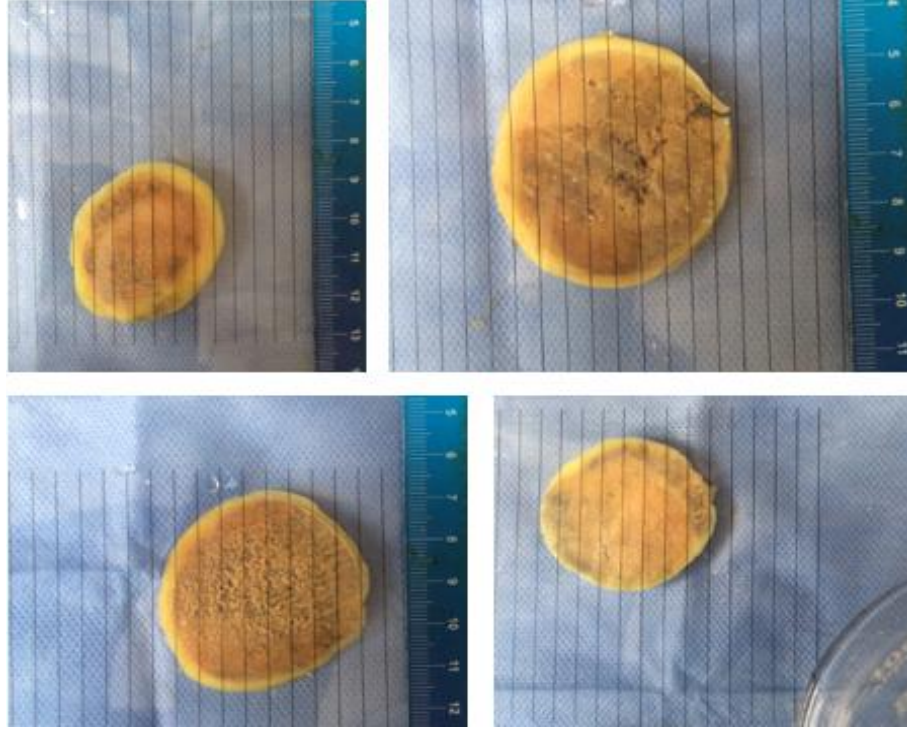


Şekil 3.19: Çizgi sonda üzerine denk gelen yerlerin ölçülmesi

İlgili femur başı kırıldak kalınlığını hesaplamak için çizgi sonda bilgisayar ekranına uygun şekilde yerleştirilerek programın ölçüm panelinden çizgi sondaların kırıldak üzerine denk gelen kısımları ölçülerek kırıldak kalınlıkları hesaplandı (Şekil 3.19).

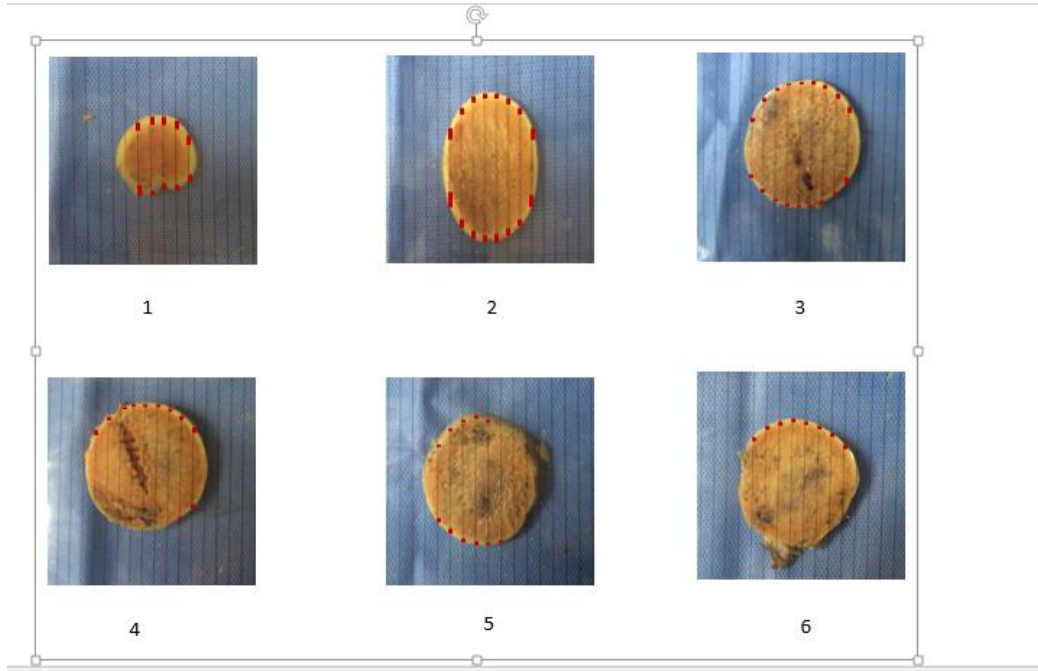
3.3.2. Anatomik ölçüm ile Kırıldak Kalınlığının Hesaplanması

Fiziksel parçalama yapılmış dokular üzerine çizgi sondalar konulup fotoğrafları çekildi. Fotoğrafların yanına kalibrasyon için cetvel konuldu (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: Üzerine çizgi sonda konulmuş femur başı dilimi

Çizgi sondalar üzerine denk gelen kırıldak kalınlığı PowerPoint programında ölçülerek kırıldak kalınlıkları hesaplandı (Şekil 3.21).



Şekil 3.21: PowerPoint programında kıkırdak kalınlıklarının ölçülmesi

3.4. HATA KATSAYISI HESAPLAMALARI

Cavalieri yönteminde araştırmacı, kesit almak ve nokta saymak sureti ile hesaplamış olduğu hacim değerinin doğruluğunu, elde edilen kesit sayısını veya kullanılan nokta sıklığının yeterli olup olmadığını sorgulamak amacıyla verilen Hata Katsayısını (HK) hesaplar. Hata katsayısı hesaplamaları için birçok yöntem kullanılmaktadır. 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 (37-39). Hacim hesaplamalarındaki hata katsayısı aşağıdaki sıra izlenerek bulunur;

ImageJ programı ile hesaplanan hacim değerinin doğruluğunu sorgulamak amacıyla hata katsayısı (HK) aşağıdaki formüle göre hesaplanmaktadır (37-39).

$$HK = \left(\sum_{i=1}^n A_i \right)^{-1} \times \left[\frac{1}{12} \left(3 \sum_{i=1}^n A_i^2 + \sum_{i=1}^{n-2} A_i A_{i+2} - 4 \sum_{i=1}^{n-1} A_i A_{i+1} \right) \right]^{\frac{1}{2}}$$

Formülde A_i , i inci kesitteki alanı temsil etmektedir. Veriler Microsoft Excel'e girilerek otomatik olarak hesaplanmıştır (37-39).

Aşağıda kesitlerden elde edilen yüzey alanı değerleri verilerek örnek bir HK hesaplanmıştır (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Hata katsayısının hesaplanması

Kesit no	Kesit yüzey alanı	A^2	$A_i A_{i+2}$	$A_i A_{i+1}$
1	34	1156	4182	2924
2	86	7396	16082	10578
3	123	15129	22632	23001
4	187	34969	38522	34408
5	184	33856	35144	37904
6	206	42436	36462	39346
7	191	36481	29987	33807
8	177	31329	20355	27789
9	157	24649	20253	18055
10	115	13225	0	14835
	1460	240626	203366	227812
	Toplam kesit yüzey alanı	$\sum A_i$	$\sum A_i A_{i+2}$	$\sum A_i A_{i+1}$

$$HK = (1460^{-1}) \times \left[\frac{1}{12} (3 \times 240626 + 203366 - 4 \times 227812) \right]^{\frac{1}{2}} = \%2.33$$

3.5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

Diseke edilmiş 20 femur başında ve 30 MR görüntüsünde ölçtüğümüz kalınlık ve hacim değerleri; Arşimet Prensibi ve Cavalieri Prensibi ile ölçtüğümüz hacim değerleri Statistical Packade for the Social Sciences (SPSS) 22.0 istatistik paket programına girilerek aritmetik ortalama ve standart sapma değerleri elde edildi. Elde edilen MR görüntüleri üzerinde yapılan hacim ve kalınlık hesaplamaları ve sonrasında dilimlenen femur başı kesitlerinden elde ettiğimiz hacim değerleri ve hesapladığımız kalınlık ortalama ve standart sapma değerleri elde edildi. Aynı zamanda altın standart olarak değerlendirilen femur başı hacim değerleri (Arşimet prensibi) de aritmetik ortalama ve standart sapma olarak elde edildi. Elde edilen veriler için Bland-Altman analizi yapılmış olup sonuçlar Paired t testi ile analiz edilmiştir. P değeri 0.05 in altı anlamlı kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen kırık femur başlarının 3'ü femur başı kırığı, 3'ü femur intertrokhanterik kırık ve 4'üde femur boyun kırığı sebebiyle total kalça protezi uygulanan 4 erkek 6 kadın olmak üzere toplam 10 hasta (yaş ortalaması **75.30±10.03**) 5 tanesi sağ (2 Erkek, 3 Kadın), 5 tanesi sol (2 Erkek, 3 Kadın) tarafından ameliyat edildi.

Koksartrozlu 10 hasta (yaş ortalamaları ise **57.80±9.56**) 7 tanesi sağ (2 Erkek, 5 Kadın) 3 tanesi sol (3 kadın) taraflarından ameliyat edildi.

Sağlıklıdan oluşan toplam 10 kişilik kontrol grubunun (yaş ortalamaları **70±10.18**) 4 tanesinin sol kalça MR görüntüleri (2 Erkek, 2 Kadın) 6 tanesinin sağ kalça MR görüntüleri (2 Erkek, 4 Kadın) çalışmaya dahil edildi.

Tablo 4.1. Hasta gruplarının ve kontrol grubunun yaş dağılımı

(n=10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol grubu	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Yaş	35-68	57.80±9.56	57-89	75.30±10.03	52-86	70±10.18

Araştırmaya dahil edilen her 3 gurubunda femur başı A-P ve S-I çap ölçümleri MRG üzerinden yapıldı. Aynı zamanda kontrol gurubu hariç diseke edilen tüm femur başları A-P ve S-I çap ölçümleri kumpas yardımıyla ölçüldü. Sonuçlar Tablo 4.1 de gösterilmiştir.

4.1. Femur Başı Çap Ölçüm Verileri

Kumpas yardımıyla yapılan ölçümleme sonucu kırık femur başlarının A-P çapları **4.74±0.38 cm**, S-I çapları ise **4.79±0.34 cm** ; MR görüntüleri üzerinden FreeViewer programı ile yapılan ölçümlerde A-P femur başı çapı **5.01±0.48 cm**, S-I femur başı çapı ise **4.89±0.48 cm** olarak bulundu.

Koksartrozlu femur başlarının kumpas ile ölçülen A-P çapları **4.95±0.57 cm**, S-I çapları ise **5.34±0.66 cm** ; MR görüntüleri üzerinden freeViewer programı ile yapılan ölçümlerde A-P femur başı çapı **5.16±0.64 cm**, S-I femur başı çapı ise **5.26±0.51 cm** olarak bulundu.

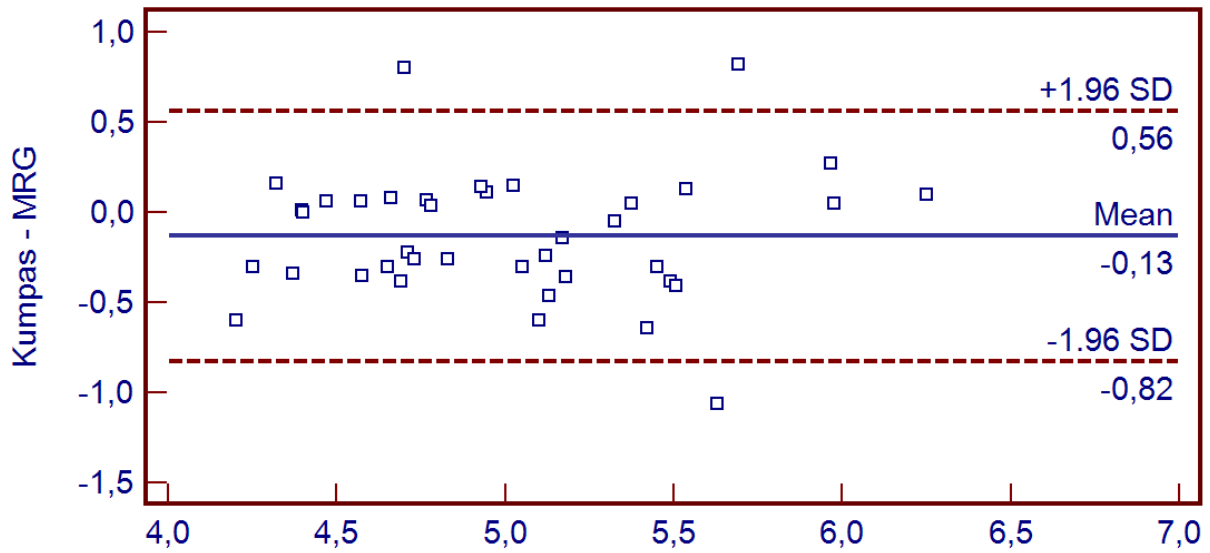
Kontrol grubunun femur başı çap ölçümleri sadece MR görüntüleri üzerinden yapıldı. Bu ölçümler sonucu A-P çap **4.56±0.20 cm** olarak ölçüldü, S-I çap ise **4.43±0.34 cm** olarak ölçüldü. Sonuçlar Tablo 4.2 de gösterildi.

Tablo 4.2. Femur başı çapları (cm)

(n=10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol grubu	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Kumpas A-P	3.90-6.00	4.95±0.57	4.10-5.30	4.74±0.38	-*	-*
MRG A-P	4.30-6.16	5.16±0.64	4.39-5.68	5.01±0.48	4.27-4.81	4.56±0.20
Kumpas S-I	4.40-6.30	5.34±0.66	4.20-5.30	4.79±0.34	-*	-*
MRG S-I	4.44-6.20	5.26±0.51	4.24-5.74	4.89±0.48	3.96-4.98	4.43±0.34

*ölçüm yapılmadı

Koksartrozlu ve kırık femur başlarının MR görüntüleri üzerinden aynı zamanda kumpas ile yapılan tüm S-I ve A-P çap ölçümleri Bland and Altman'a göre analiz edildi (Şekil 4.1). 40 ölçümün 37 tanesi iki yöntem arasındaki farkın ortalamasına yakın, uyum sınırları içerisinde olduğu tespit edildi, paired *t* testi ile iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı farkın olduğu tespit edilmiştir ($p=0.025$). Ölçümler arasında korelasyon bulunmuştur ($r=0.786$).



Şekil 4.1: Bland-Altman analizine göre MR Görüntüleri üzerinden ve kumpas ile yapılan femur başı çap ölçümlerinin karşılaştırılması

4.2. Hacim Verileri

Disekte edilen femur başlarının hacmi Arşimet prensibi ile, MR görüntüleri üzerinden ImageJ programı ile hesaplandı, 0.5 cm'lik aralıklarla dilimlenen femur başı kesitleri üzerine noktalı alan ölçüm cetveli atılarak Cavalieri prensibine göre hacim hesaplamaları yapıldı.

Femur Başlarının Hacim Verileri

Hesaplamalar sonucunda Arşimet prensibi ile yapılan ölçümlerde kırık femur başlarının hacmi **69.60±22.10 ml**, koksartrozlu femur başlarının hacmi **91±16.94 ml** dir.

ImageJ programında yapılan hesaplamalar sonucunda ortalama kırık femur başlarının hacim **72.81±28.04 ml** , koksartrozlu femur başlarının hacim **100.40±16.63 ml** dir.

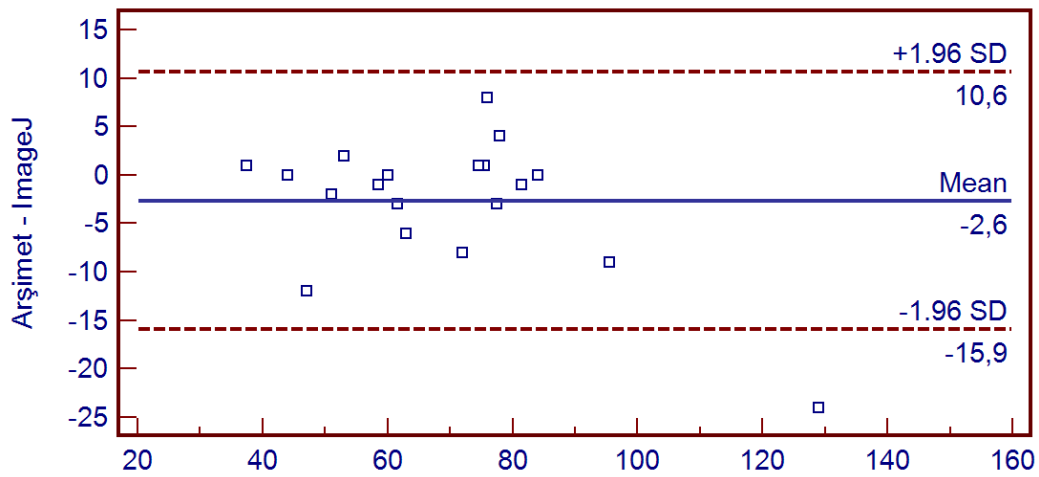
Fiziksel parçalama ve noktalı alan ölçüm cetveli kullanarak yapılan hesaplamalar sonucunda da kırık femur başlarının hacmi **71.11±22.36 ml** ,koksartrozlu femur başlarının hacmi **111.50±18.13 ml** olarak bulundu. Sonuçlar Tablo 4.3 ve Tablo 4.4 de özetlenmiştir.

Tablo 4.3. Femur baş-boyun kırığı olan hastaların femur başı hacimleri (ml)

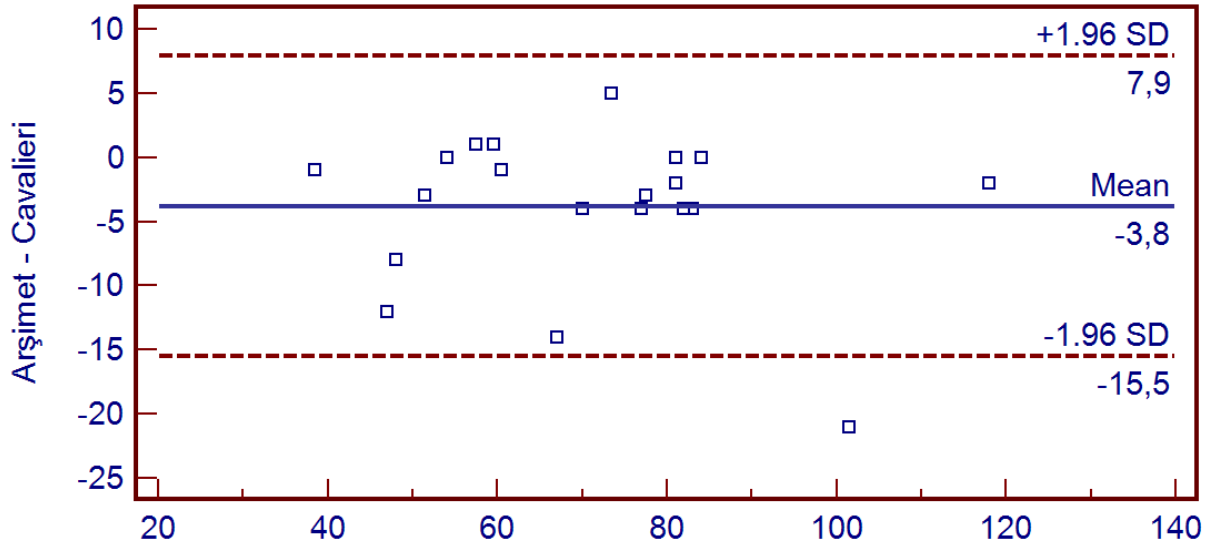
Hasta Sayısı	Arşimet	ImageJ	Cavalieri	Arşimet-ImageJ	Cavalieri-ImageJ
1.	60.00	62.95	59.43	-2.95	-3.52
2.	80.00	76	81.73	4	5.73
3.	38.00	36.62	39.05	1.38	2.43
4.	50.00	51.89	53.46	-1.89	1.57
5.	58.00	58.72	56.83	-0.72	-1.89
6.	81.00	81.71	84.5	-0.71	2.79
7.	84.00	84.03	84.29	-0.03	0.26
8.	60.00	59.61	61.15	0.39	1.54
9.	68.00	75.65	72.1	-7.65	-3.55
10	117.00	140.93	118.62	-23.93	-22.31
Min.-Maks.	38-117	36.62-140.93	39.05-118.62	(-23.93)-4.0	(-22.31)-5.73
Ort-SS	69.60±22.10	72.81±28.04	71.11±22.36	(-3.21)-7.8	1.69-7.8

Tablo 4.4. Koksartrozlu hastaların femur başı hacimleri (ml)

Hasta Sayısı	Arşimet	ImageJ	Cavalieri	Arşimet-ImageJ	Cavalieri-ImageJ
1.	81.00	81.70	81.40	-0.70	-0.30
2.	76.00	74.70	71.26	1.30	-3.44
3.	91.00	100.40	111.50	-9.40	11.10
4.	80.00	72.30	83.82	7.70	11.52
5.	60.00	66.30	73.58	-6.30	7.28
6.	54.00	52.30	53.62	1.70	1.32
7.	76.00	78.70	78.52	-2.70	-0.18
8.	44.00	43.90	52.28	0.10	8.38
9.	75.00	74.40	79.27	0.60	4.87
10	41.00	52.70	52.58	-11.70	-0.12
Min.-Maks.	41-91	43.90-100.40	52.28-111.50	(-11.70)-7.70	(-3.44)-11.52
Ort-SS	67.80±19.94	69.74±16.63	73.78±18.13	(-1.94)±5.76	4.04±5.30

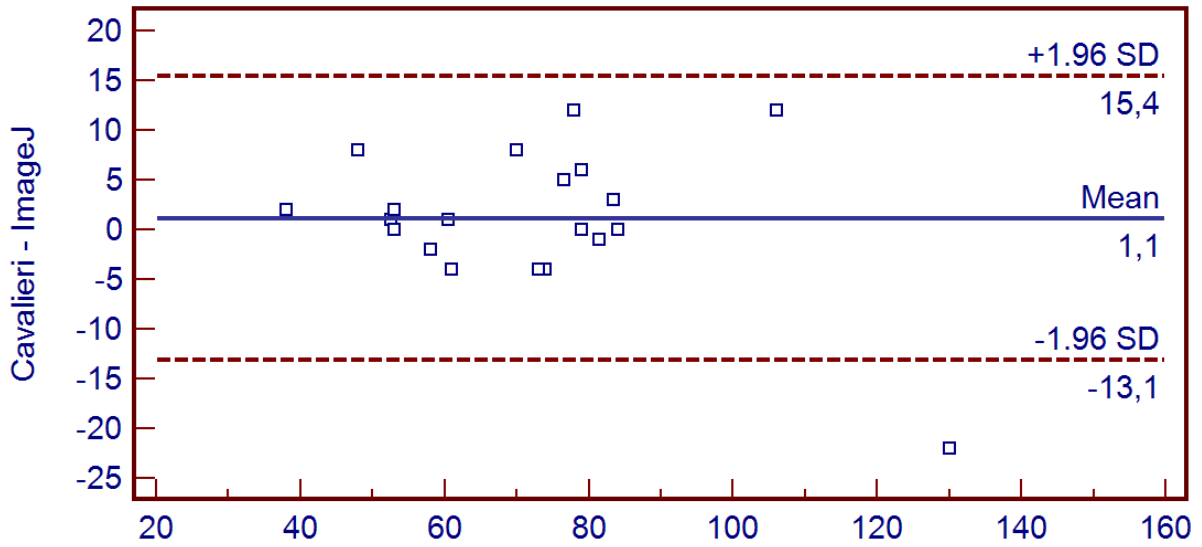
**Şekil 4.2:** Bland-Altman analizine göre Arşimet Prensibi ve ImageJ programı ile ölçülen femur başı hacimlerinin karşılaştırılması

Arşimet Prensibi ve ImageJ programı ile ölçümlenen femur başı hacimleri Blant Altman analizine göre karşılaştırıldı. Her iki yöntem ile elde edilen hacim değerleri arasında korelasyon olup, bu hacim değerleri arasında -15.9 ile 10.6 cm³'lük bir fark bulunmaktaydı (Şekil 4.2). 20 ölçümün 19 tanesi ölçümler arasındaki farkın ortalamasına yakın, uyum sınırları içerisindeydi. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0.104$) ve ölçümler yüksek korelasyon içerisindeydi ($r=0.960$).



Şekil 4.3: Bland-Altman analizine göre Arşimet Prensibi ve Cavalieri prensibi ile ölçülen femur başı hacimlerinin karşılaştırılması

Arşimet Prensibi ve Cavalieri prensibi ile ölçümlenen femur başı hacimleri Blant Altman analizine göre karşılaştırıldı. Her iki yöntem ile elde edilen hacim değerleri arasında korelasyon olup, bu hacim değerleri arasında -15.5 ile 7.9 cm³'lük bir fark bulunmaktaydı (Şekil 4.3). 20 ölçümün 19 tanesi ölçümler arasındaki farkın ortalamasına yakın, uyum sınırları içerisindeydi. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p=0,09$) ve ölçümler yüksek korelasyon içerisindeydi ($r=0.956$).

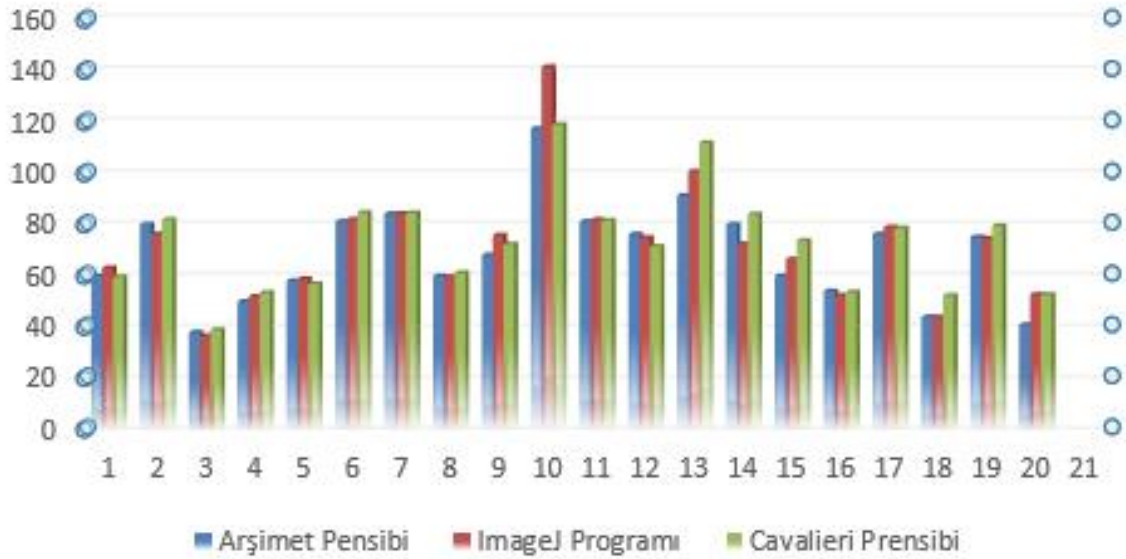


Şekil 4.4: Bland-Altman analizine göre ImageJ programı ve Cavalieri prensibi ile ölçülen femur başı hacimlerinin karşılaştırılması

ImageJ programı ve Cavalieri prensibi ile ölçümlenen femur başı hacimleri Blant Altman analizine göre karşılaştırıldı. Her iki yöntem ile elde edilen hacim değerleri arasında korelasyon olup, bu hacim değerleri arasında -13.1 ile 15.4 cm³'lük bir fark bulunmaktaydı (Şekil 4.4). 20 ölçümün 19 tanesi ölçümler arasındaki farkın ortalamasına yakın, uyum sınırları içerisindedir. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p=0.471$) ve sonuçlar yüksek korelasyon içerisindeydi ($r=0.951$).

Grafik 4.1 de TKP ameliyatı olan hastaların her üç yöntemle hesaplanan 20 femur başının hacimleri gösterilmektedir. İlk 10 sütun femur baş boyun kırığı olan 10 hastaya aittir. Son 10 sütun ise koksartrozlu hastaların femur başlarının hacimleridir.

Grafik 4.1 . 3 yöntemle disekte edilen femur başı hacimlerinin karşılaştırılması



Femur Başı Kıkırdak Hacim Hesaplamaları

Disekte edilen femur başlarının kıkırdak hacmi MR görüntüleri üzerinden ImageJ programı ile hesaplandı, 0.5 cm'lik aralıklarla dilimlenen femur başı kesitleri üzerine noktalı alan ölçüm cetveli atılarak Cavalieri prensibine göre hacim hesaplamaları yapıldı.

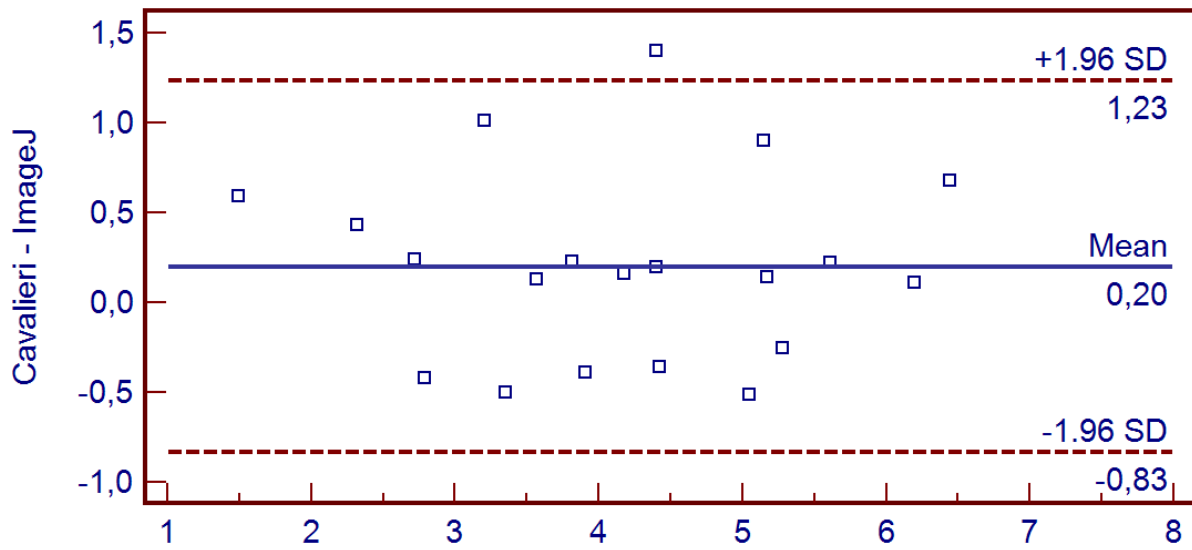
Hesaplamalar sonucunda kırık femur başlarının kıkırdak hacmi fiziksel parçalama yöntemi ile **5.20±0.93 ml**, koksartrozlu femur başlarının kıkırdak hacmi **3.34±0.96 ml** dir.

ImageJ programında yapılan hesaplamalar sonucunda kırık femur başlarının kıkırdak hacmi **5.07±0.75 ml** , koksartrozlu femur başlarının kıkırdak hacmi **3.07±0.96 ml** , kontrol gurubu femur başlarının kıkırdak hacmi ise **6.46±1.49 ml** olarak bulundu. Sonuçlar Tablo 4.5 de gösterilmektedir.

Tablo 4.5. Femur başı kırıkta hacimleri (ml)

(n=10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol grubu	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Cavalieri prensibi	1.79-4.60	3.34±0.96	3.71-6.78	5.20±0.93	-*	-*
ImageJ programı	1.20-5.10	3.07±0.96	4.10-6.14	5.07±0.75	4.56-9.00	6.46±1,49

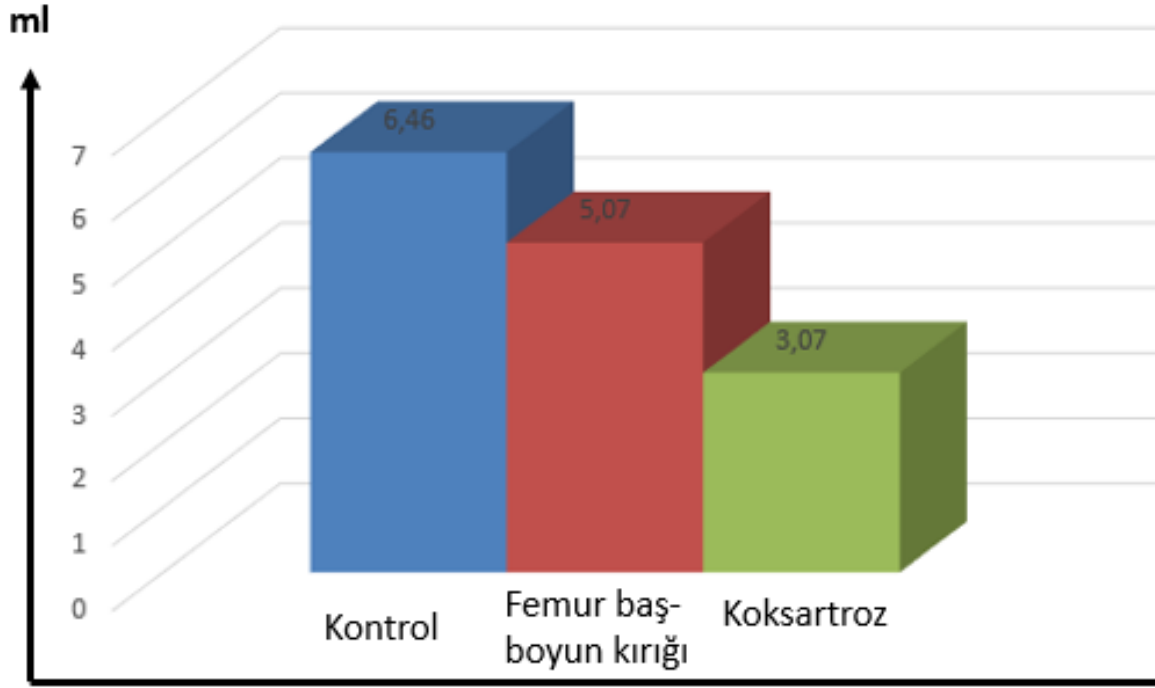
*ölçüm yapılamadı

**Şekil 4.5:** Bland-Altman analizine göre ImageJ programı ve Cavalieri prensibi ile ölçülen femur başı kırıkta hacimlerinin karşılaştırılması

ImageJ programı ve Cavalieri prensibi ile ölçümlenen femur başı kırıkta hacim ölçümleri Blant Altman analizine göre karşılaştırdı. Her iki yöntem ile elde edilen hacim değerlerinde bir hacim değeri hariç diğer tüm hacimler arasında korelasyon olup, bu hacim değerleri arasında -0.83 ile 1.23 cm³'lük bir fark bulunmaktaydı (Şekil 4.5). 20 ölçümün 19 tanesi ölçümler arasındaki farkın ortalamasına yakın, uyum sınırları içerisindeydi. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p=0.105) ve ölçümler arasında yüksek bir korelasyon bulunmaktaydı (r=0.921).

Grafik 4.2 de TKP ameliyatı olan hastaların ve sağlıklıların ImageJ programında hesaplanmış femur başı kıkırdak hacimleri gösterilmektedir.

Grafik 4.2. Grupların MR görüntüleri üzerinden hesaplanan kıkırdak hacimlerinin karşılaştırılması



4.3. Kalınlık Verileri

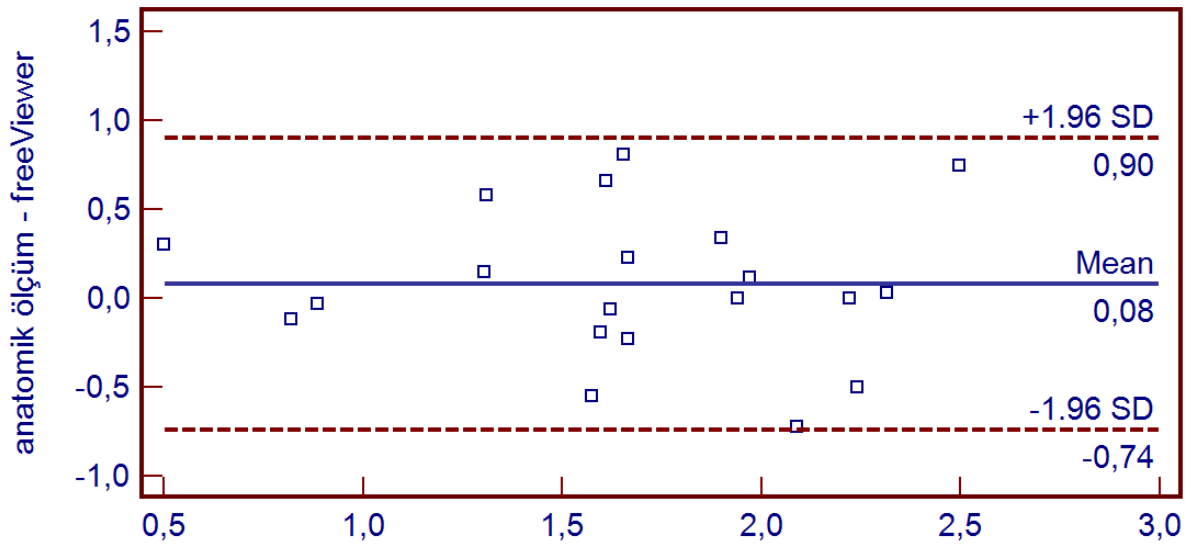
Fiziksel parçalamadan sonra çizgi sonda kullanılarak anatomik ölçüm yapılan kırık femur başlarının kıkırdak kalınlığı 1.96 ± 0.44 mm, koksartrozlu femur başı kıkırdak kalınlığı ise 1.44 ± 0.52 mm idi.

MR görüntüleri üzerinden yapılan ölçümlerde kırık femur başlarının kıkırdak kalınlıkları 2.05 ± 0.31 mm, koksartrozlu femur başlarının kıkırdak kalınlığı 1.20 ± 0.44 mm, kontrol gurubunun kıkırdak kalınlığı ise 2.31 ± 0.51 mm olarak belirlendi. Sonuçlar Tablo 4.6 da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. Femur başı kırıkta kalınlıkları (mm)

(n=10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol grubu	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Anatomik ölçüm	0.65-2.07	1.44±0.52	1.30-2.87	1.96±0.44	-*	-*
MRG	0.35-1.78	1.20±0.44	1.55-2.49	2.05±0.31	1.76-3.20	2.31±0.51

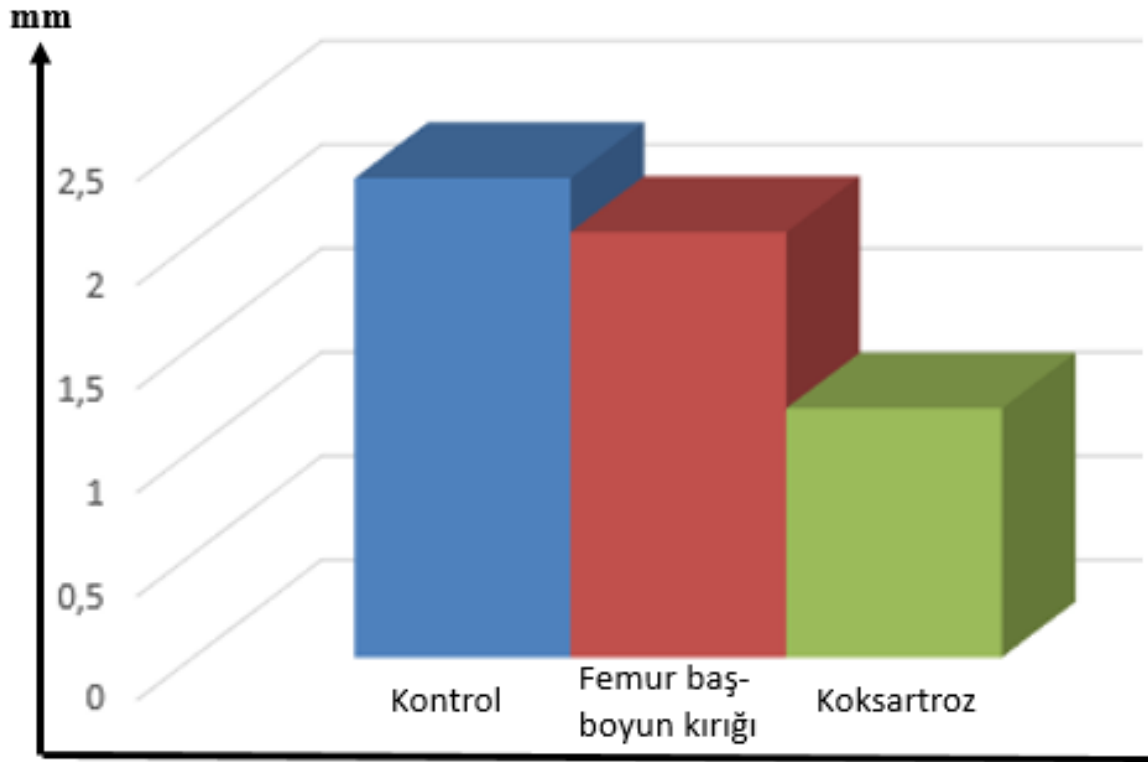
*ölçüm yapılmadı

**Şekil 4.6:** Bland-Altman analizine göre FreeViewer programı ve anatomik ölçüm ile ölçülen kırıkta kalınlıklarının karşılaştırılması

MR görüntüleri üzerinden FreeViewer programında yapılan ve dilimlenmiş kesitlerine anatomik ölçüm yapılan femur başı kırıkta kalınlıkları Blant Altman analizine göre karşılaştırıldı (Şekil 4.6). 20 ölçümün tamamı iki yöntem arasındaki farkın ortalamasına yakın ve uyum sınırları içerisindeydi. Ölçümler arasında -0.74 ile 0.90 mm'lik fark bulunmaktaydı. İki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktu ($p=0.413$) ve ölçümler arasında korelasyon bulunmaktaydı ($r=0.720$).

Grafik 4.3 de TKP ameliyatı olan hastaların ve sağlıklıların FreeViewer programında hesaplanmış kırıkta kalınlıkları gösterilmektedir.

Grafik 4.3. Grupların MR görüntüleri üzerinden hesaplanan kıkırdak kalınlıklarının karşılaştırılması



Tüm bulgularımızı özetlediğimiz Tablo 4.7 de femur başı çapı, femur başı hacmi, femur başı kıkırdak hacmi ve femur başı kıkırdak kalınlığı ölçümlerinde MR görüntüleri üzerinden ve gerçek dokular üzerinden yapılan tüm ölçümler gösterilmiştir.

Tablo 4.7. Çalışmaya alınan grupların karşılaştırılması

	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol grubu	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
MRI İLE A-P ÇAP	4.30-6.16	5.16±0.64	4.39-5.68	5.01±0.48	4.27-4.81	4.56±0.20
MRI İLE S-İ ÇAP	4.44-6.20	5.26±0.51	4.24-5.74	4.89±0.48	3.96-4.98	4.43±0.34
KUMPAS A-P ÇAP	3.90-6.00	4.95±0.57	4.10-5.30	4.74±0.38	-*	-*
KUMPAS S-İ ÇAP	4.40-6.30	5.34±0.66	4.20-5.30	4.79±0.34	-*	-*
FEMUR BAŞI HACMİ (Arşimet prensibi)	41-91	67.80±19.9 4	38-117	69.60±22.1 0	-*	-*
FEMUR BAŞI HACMİ (ImageJ programı)	43.90-100.40	69.74±16.6 3	36.62-140.93	72.81±28.0 4	-*	-*
FEMUR BAŞI HACMİ (Cavalieri prensibi)	52.28-111.50	73.78±18.1	39.05-118.62	71.11±22.3 6	-*	-*
KIKIRDAK HACMİ (ImageJ programı)	1.20-5.10	3.07±0.96	4.10-6.14	5.07±0.75	4.56-9.00	6.46±1,49
KIKIRDAK HACMİ (Cavalieri prensibi)	1.79-4.60	3.34±0.96	3.71-6.78	5.20±0.93	-*	-*
KIKIRDAK KALINLIĞI (MRG üzerinden)	0.35-1.78	1.20±0,44	1.55-2.49	2.05±0.31	1.76-3.20	2.31±0.51
KIKIRDAK KALINLIĞI (Anatomik ölçüm)	0.65-2.07	1.44±0,52	1.30-2.87	1.96±0.44	-*	-*

*ölçüm yapılmadı

Tablo 4.8. Femur başı hacmi hesaplamalarında Cavalieri prensibi ve Arşimet prensibi arasındaki korelasyon değerleri (ICC)

Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı	
ICC (%95 CI)	Alfa	ICC (%95 CI)	Alfa
0.928 (0.589-0.983)	0.952	0.997 (0.979-0.999)	0.998

Femur başı hacim hesaplamalarında altın standart olan iki yöntem; Cavalieri prensibi ve Arşimet prensibi arasındaki korelasyon Tablo 4.8. de gösterildi. Her iki yöntem arasındaki en büyük korelasyon femur baş-boyun kırığı olan hastaların femur başı hacimleri arasında bulundu (ICC=0.929). Yöntemler arasındaki en düşük korelasyon koksartrozlu hastaların femur başı hacimleri arasında bulundu (ICC=0.876).

Tablo 4.9. Kıkırdak Hacmi hesaplamalarında Cavalieri prensibi ve ImageJ programı arasındaki korelasyon değerleri (ICC)

Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı	
ICC (%95 CI)	Alfa	ICC (%95 CI)	Alfa
0.876 (0.537-0.969)	0.886	0.929 (0.732-0.982)	0.928

Kıkırdak hacim hesaplamalarında koksartrozlu ve femur baş-boyun kırığı olan hastalarda Cavalieri prensibi ve ImageJ programı arasındaki korelasyon Tablo 4.9. de gösterilmiştir. Her iki yöntem arasındaki en yüksek korelasyon femur baş-boyun kırığı olan hastalar arasında bulundu (ICC=0.868). Yöntemler arasındaki en düşük korelasyon ise koksartrozlu hastalarda bulundu (ICC=0.780).

Tablo 4.10. Kıkırdak kalınlığı hesaplamalarında FreeViewer programı ve anatomik ölçüm arasındaki korelasyon değerleri (ICC)

Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı	
ICC (%95 CI)	Alfa	ICC (%95 CI)	Alfa
0.801 (0.221-0.950)	0.845	0.562 (-0.883-0.893)	0.546

Kıkırdak kalınlığı hesaplamalarında koksartrozlu ve femur baş-boyun kırığı olan hastalarda FreeViewer programı ve anatomik ölçüm arasındaki korelasyon Tablo 4.10. da gösterilmiştir. Her iki yöntem arasındaki en yüksek korelasyon koksartrozlu hastalar arasında bulundu (ICC=0.801). Yöntemler arasındaki en düşük korelasyon ise femur baş-boyun kırığı olan hastalarda bulundu (ICC=0.562).

4.4. Hata Katsayısı Verileri

Cavalieri prensibi ile yapılan hacim hesaplamaları için hata katsayıları Tablo 4.11. de gösterilmiştir.

Tablo 4.11. Diseke edilen femur başlarından Cavalieri prensibi ile hesaplanan hacim değerleri için hata katsayıları (%)

(n: 10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Femur başı hacmi	3-6	4.01±0.99	2-5	3.70±1.15
Femur başı kıkırdak hacmi	7-14	10.40±2.45	5-11	7.6±1.83

Cavalieri prensibi ile femur başı hacimlerinin hesaplanmasında hata katsayısı %2 ile %6 arasında 3.9 ± 1.07 dur. Cavalieri prensibi ile femur başı kıkırdak hacimlerinin hesaplanmasında ise hata katsayısı %5 ile %14 arasında 9 ± 2.55 dir.

ImageJ programı ile yapılan hacim hesaplamaları için hata katsayıları Tablo 4.12. de özetlenmiştir.

Tablo 4.12. Diseke edilen femur başlarından ImageJ programı ile hesaplanan hacim değerleri için hata katsayıları (%)

(n: 10)	Koksartroz		Femur baş-boyun kırığı		Kontrol	
	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS	Min-Maks	Ort±SS
Femur başı hacmi	1.27-3.32	1.95±0.64	1.20-4.71	2.23±1.03	-*	-*
Femur başı kırıkta hacmi	4.07-8.14	5.40±1.34	2-3.63	2.67±0.58	2.76-5.54	4.48±0.86

*Ölçüm yapılmadı

ImageJ programı ile femur başı hacimlerinin hesaplanmasında hata katsayısı %1.202 ile %4.71 arasında 2.09 ± 0.85 idi. ImageJ programı ile femur başı kırıkta hacimlerinin hesaplanmasında ise hata katsayısı %2 ile %8.14 arasında 4.15 ± 1.46 idi.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

MR görüntüleme yumuşak dokuları değerlendirmede non-invaziv, yüksek çözünürlüklü ve çok boyutlu değerlendirme sağlar. İncelenecek dokuya hangi sekans ile bakılacağına doğru karar verelirse eklem yapılarında yıkıma sebep olan problemlerde, eklem kıkırdak kaybı ile karakterize ilerleyici hastalıklarda, ağrı sertlik ve fonksiyon kaybı ile bulgu gösteren klinik durumlarda MR en uygun görüntüleme yöntemidir (67).

OA sık görülen bir genel sağlık problemi olduğu halde hala sebep olan patolojik durum açıklanabilmiş değildir. OA'dan korunmak için, ilerleyişini yavaşlatmak için sınırlı stratejiler belirlenmiş ama kesin bir tedavi yöntemi hala bulunamamıştır. Hastalığın son döneminde sadece protez ameliyatı ile semptomlar giderilmektedir (67).

Kıkırdak dokudaki yapısal değişiklikleri düzgün şekilde değerlendirmek için ve tedavi sonuçlarını görebilmek için kıkırdak dokunun görüntülenmesi şarttır. Eklem kıkırdağı ile ilgili hastalıkların prognozunun non-invaziv yöntemlerle değerlendirilmesindeki eksikliklerden dolayı tedavi yöntemleri sekteye uğramaktadır. Erken tanı, OA yaygınlığını azaltmak, semptomlarını 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. Her ne kadar bu yöntemin avantajları olsa da hastalığın şiddetini ve ilerleyişini değerlendirmede sınırlı bir yöntemdir. Radyografi ile değerlendirme yapılırken iki boyutlu kemik doku görüntüsüne bakılarak üç boyutlu bir yapı hakkında yorum yapılmaktadır. Radyografi ile doğrudan kıkırdak doku değerlendirilmediği için kıkırdak patolojilerinde erken tanı konulamamaktadır (4).

Radyografi de birinci derece eklem aralığı daralması olduğu zaman kıkırdağın zaten %11-13'ü kaybedilmiş olmaktadır. 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 (67, 67-69).

Eklem kıkırdağını değerlendirmede MR görüntüleme kullanımı kıkırdak dokuda meydana gelen ilerleyici patolojiyi ölçümlemede sayısal veriler sağlamaktadır. Nicel veriler bize kıkırdağın doğal gelişimini ve patolojilerini görselleştirmekte, 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 (70).

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 (4).

MRG ile kıkırdak hacim ölçümünün güvenilirliğini ortaya çıkarmak için altın standart olan bir ölçümle karşılaştırılması gerekmektedir. Kıkırdak hacminin MRG ile ölçümü kadavra ve cerrahi çalışmalarda güçlendirilmiştir (71-80). Bizim çalışmamızda MR görüntülerinden hesaplanan hacim ölçümleri altın standart kabul edilen Arşimet prensibi ve Cavalieri prensibi ile yapılan ölçümlerle karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda disekte edilen femur başlarının hacmi Arşimet prensibi ile 68.70 ± 19.18 ml, Cavalieri prensibi ile 72.44 ± 19.86 ml, ImageJ programı ile MR görüntüleri üzerinden yapılan ölçümlerde ise 71.27 ± 22.49 ml olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak yöntemler arası anlamlı bir fark yoktu ($p > 0.05$) ve yöntemler birbirleri ile yüksek korelasyon içerisindeydi ($r > 0.950$) .

Literatürde MRG ile kıkırdak hacim ölçümleri geçerli ve güvenilir bir şekilde yapıldığı belirtilmektedir. Bu geçerlilik ve güvenilirlik aynı koşullar altında tekrar yapıldığı zaman oldukça yakın sonuçlar vermesi ile ispatlanmıştır. Bu testler arası karşılaştırmayla da kanıtlanmıştır. Yani aynı görüntüleri birkaç kişi farklı yerlerde ölçmüş yakın sonuçlar bulmuştur. 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 edildi (71, 73-75, 77, 79-81). Hata katsayısı hesaplamaları için birçok yöntem kullanılmaktadır. 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 (37-39). Bizim çalışmamızda ise Cavalieri prensibi ile femur başı hacimlerinin hesaplanmasında hata katsayısı %2 ile %6 arasında ortalama 3.9 ± 1.07 idi. Cavalieri prensibi ile femur başı kıkırdak hacimlerinin hesaplanmasında hata katsayısı %5 ile %14 arasında ortalama 9 ± 2.55 idi. ImageJ programı ile femur başı hacimlerinin hesaplanmasında hata katsayısı %1.20 ile %4.71 arasında ortalama 2.09 ± 0.85 idi. ImageJ programı ile femur başı kıkırdak hacimlerinin hesaplanmasında ise hata katsayısı %2 ile %8.14 arasında ortalama 4.15 ± 1.46 idi.

Circuttini ve arkadaşları (71), yaptıkları bir çalışmada TKP olan 10 hastanın T1 ağırlıklı yağ baskılı sagittal MR görüntüleri üzerinden stereolojik yöntemlerle femur başı kıkırdak hacmi hesaplamıştır. MRG üzerinden ölçülen femur başı kıkırdak hacmi 1.8-7.8 ml iken, disekte edilen femur başlarından kazınan kıkırdak dokusu hacmi Arşimet prensibi ile yapılan ölçümde 1.6-8.1 ml aralığında bulunmuştur. Çalışmamızda TKP olan 20 hastanın T2 star MRG üzerinden hesaplanan kıkırdak hacmi 1.2-6.14 ml, Arşimet prensibi gibi gold standart kabul edilen Cavalieri prensibi ile yapılan ölçümlerde ise 1.79-6.78 ml olarak hesaplanmıştır. İstatistiksel sonuçlarımıza göre T2 star map sekansında ImageJ programı ile yapılan hesaplamalar altın standart kabul edilen Cavalieri prensibi ve nokta sayım metodu ile karşılaştırıldığında yöntemler arasında anlamlı bir fark yoktu ($p=0.105$) ve sonuçlar arasında yüksek korelasyon ($r=0.921$) tespit edildi.

Guangju ve arkadaşları (82), yaptıkları bir çalışmada stereolojik yöntemlerle T1 ağırlıklı yağ baskılı MRG üzerinden femur başı kıkırdak hacmini hesaplamışlardır. Yaşları 64 ± 8.1 olan 79 erkeğin femur başı kıkırdak hacmi 5.9 ± 1.0 ml, yaşları 62 ± 02 olan 72 bayanın femur başı kıkırdak hacmi 4.7 ± 0.8 ml idi. Çalışmamızda stereolojik yöntemlerle T2 star map sekansında MRG üzerinden yapılan hesaplamalarda yaşları 70.80 ± 12.10 olan 10 erkeğin femur başı kıkırdak hacmi 5.17 ± 0.84 ml, yaşları 66.15 ± 12.16 olan 20 bayanın femur başı kıkırdak hacmi 4.71 ± 2.10 ml dir. Çalışmamız sonuçlarının Guangju ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçlarıyla çok yakın olduğu görülmektedir. Bu durum bize yöntemler doğru olduğu zaman T2 star map sekansında ImageJ programı ile yapılan kıkırdak hacmi hesaplamalarının geçerli güvenilir ve gerçek sonuçlar verdiğini düşündürmektedir.

Teichtahl ve arkadaşları (83), yaptıkları bir çalışmada 19 OA tanısı konmuş hastanın femur başı kıkırdak hacmini T2 ağırlıklı yağ baskılı 3 boyutlu koronal MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle hesaplanırken, 141 sağlıklı kişide de femur başı kıkırdak hacmi aynı MRG protokolü ve yöntemi ile hesaplanmışlardır. OA tanısı olan hastaların femur başı kıkırdak hacimleri sağlıklı kişilerin femur başı kıkırdak hacminden daha azdır. Çalışmamızda 10 koksartroz tanısı konmuş hastanın ve 10 sağlıklı bireyin femur başı kıkırdak hacmi T2 star map sekansında stereolojik yöntemlerle hesaplanmıştır. Sonuçlarımız Teichtahl ve arkadaşlarının yaptığı çalışmanın sonuçlarına benzer olduğu görüldü. Koksartrozun son döneminde kıkırdak hacminde bariz azalma görülmektedir.

Birçok araştırmacı kıkırdak hacmini incelerken diğer bazı araştırmacılar da kıkırdak kalınlığı üzerinde çalışmalar yapmışlardır. Bu ölçüm 3 boyutlu bir yapının tek boyutta incelenmesidir. Bu bize hastalığın prognozu hakkında bilgi verebilir fakat kıkırdak hacim ölçümü kadar hassas ve net değildir. Kıkırdak kalınlığı hesaplaması hacim ölçümünden sonra sağlanmasının yapılması için kullanılabilir. Bu kıkırdak hacmi değerlendirmesine ekstra iş yükü ve maliyet getirmekteydi (76, 80, 84-89).

Karnoven ve arkadaşları (90), yaptıkları çalışmada kıkırdak kalınlığının ölçümünün doğruluğu hacim ölçümlerine göre daha az olduğunu bildirmişlerdir. Hata oranının daha yüksek olduğu belirtilmişlerdir. Bunun yanı sıra farklı ölçümlerde farklı sonuçlar çıkma ihtimali daha yüksektir. 1990-1994 yılları arasında yapılan çalışmalarda kıkırdak kalınlığı ölçümü tek başına kullanılırken son yıllarda hacim ölçümlerine ek bir yöntem olarak kullanılmaktadır.

Hodler ve arkadaşları (91), yaşları ortalama 71 olan 7 kadavrada belirlenmiş 5 sağ, 5 sol kalça eklemine yapmış oldukları çalışmada çekilen T1 ağırlıklı spin echo sekansında koronal MRG üzerinde stereolojik yöntemlerle femur başı kıkırdak kalınlığını 1.8 ± 0.59 mm olarak hesaplamışlardır. Diseksiyon sonrası 3 mm lik koronal dilimlere ayrılmış femur başlarında yapılan anatomik ölçümleme de ise kıkırdak kalınlığı 1.3 ± 0.60 mm olarak hesaplanmıştır. Hodler ve arkadaşları'na göre anatomik ölçüm ve MRG üzerinden yapılan ölçüm arasında istatistiksel olarak fark vardır ($p=0.0089$) ve sonuçlar korale değildir ($r=0.34$). Hodler ve arkadaşları'na göre T1 ağırlıklı spin echo sekansı kalça eklemi kıkırdak kalınlığı ölçümlemesi için uygun ve yeterli değildir. Bizim çalışmamızda TKP sebebiyle disekte edilen 20 femur başına T2 star map sekansında MR görüntüleme yapıldı, kıkırdak kalınlığı MRG üzerinde stereolojik yöntemlerle 1.62 ± 0.57 mm, fiziksel parçalama sonrası çizgi sondalarla yapılan anatomik ölçümlerde 1.70 ± 0.54 mm olarak hesaplandı. Disekte edilen femur başlarının

kıkırdak kalınlıklarının hesaplanmasında gerçek dokular üzerinden çizgi sondalarla hesaplanan anatomik ölçüm ve MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle yapılan ölçümler arasında ICC=0.838 dir. T2 star map sekansında stereolojik yöntemlerle kıkırdak doku kalınlık değerlendirmesinin uygun, yeterli ve gerekli olduğunu düşünmekteyiz.

Katsuyuki ve arkadaşları (92), 3 boyutlu spoiled gradient echo recalled sekansında MR görüntülerinden stereolojik yöntemlerle yaşları 25-35 arasında 10 normal birey, 28 yaşında 1 osteonekrozlu hasta ve 56-75 yaşları arasında 4 osteoartritli hastada 3 farklı bölgeden femur başı kıkırdak kalınlığını hesaplamışlardır. Normal bireylerde lig. capitis femoris etrafında kıkırdak kalınlığı 2.84 ± 0.29 mm iken femur başı lateralinde 1.14 ± 0.11 mm medialinde ise 1.25 ± 0.10 mm olarak ölçülmüştür. Osteonekrozlu vakada lig. capitis femoris etrafında kıkırdak kalınlığı 3 mm iken medialde kalınlık 1.2 mm lateralde 1.2 mm olarak ölçülmüştür. Osteoartritli hastalarda ise ortalama kıkırdak kalınlığı medialde 1.24 ± 0.15 mm lateralde 0.1 ± 0.1 mm lig. capitis femoris etrafında ise 1.96 ± 0.15 mm olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda kıkırdak kalınlıkları bölgelere ayrılarak incelenmemiş tüm femur başı eklem yüzey alanının ortalama kıkırdak kalınlığı hesaplandı. Çalışmamızda T2 star map sekansında MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle 52-86 yaşları arasındaki 10 normal bireyin kıkırdak kalınlığı 2.31 ± 0.51 mm, 35-68 yaşları arasındaki TKP ameliyatı olmuş 10 OA bireyin kıkırdak kalınlığı 1.20 ± 0.44 mm, 57-89 yaşları arasındaki TKP ameliyatı olmuş 10 femur baş-boyun kırığı olan bireylerin kıkırdak kalınlığı 2.05 ± 0.31 mm idi.

Guangju ve arkadaşları (82), yaptıkları bir çalışmada rastgele olarak belirlenmiş 151 kişide stereolojik yöntemlerle MRG üzerinden femur başı kıkırdak kalınlıklarını hesaplamışlardır. T1 ağırlıklı yağ baskılı sekanslarda femur başı kıkırdak kalınlığı hesaplamışlardır. Yaşları 64 ± 8.1 olan 79 erkeğin kıkırdak kalınlığı ortalama 1.6 ± 0.2 mm, ortalama yaşları 62 ± 02 olan 72 bayanın kıkırdak kalınlığı 1.7 ± 02 mm dir. Çalışmamızda T2 star map sekansında MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle yaşları 70.18 ± 12.10 olan 10 erkeğin kıkırdak kalınlıkları ortalama 2.34 ± 0.58 mm , yaşları 66.15 ± 12.16 olan 20 bayanın kıkırdak kalınlıkları 1.61 ± 0.51 mm dir. Guangju ve arkadaşları'nın çalışmalarında çalışmaya dahil edilen 151 kişinin 102 sinde OA bulgusu vardır, 78 kişide eklem aralığı daralmıştır ve 50 kişide osteofit oluşumu belirlenmiştir. Bu belirtiler kıkırdak hacmi ve kalınlığı ile ters orantılıdır. Çalışmamız da kıkırdak kalınlığının 30 birey üzerinde belirlendi. 10 kişilik kontrol gurubunda ve 10 kişilik femur baş boyun kırığı olan gurupta OA bulgusu bulunmamaktadır, sonuçlar arasındaki farkın OA li birey sayısının az olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Mechlenburg ve arkadaşları (6), yaptıkları bir çalışmada kalça displazisi olan 22 bayan 4 erkek hastanın yağ baskılı FLASH sekansında 3 boyutlu MRG üzerinden kalça eklemi kıkırdak kalınlığını ölçümlemek için 3 farklı stereolojik yöntem kullanmış ve sonuçları karşılaştırmışlardır. Kalça eklemi kıkırdak kalınlığını hesaplamak için ilk 2 metot da dikey sondalar kullanılırken 3. metot da yıldız sonda kullanılmış 60-80 farklı noktadan ölçümler yapılarak sonuçlar karşılaştırılmıştır. 1. metotla yapılan ölçümlerde femur başı ortalama kıkırdak kalınlığı 1.22 ± 0.26 mm, 2. metot da 1.78 ± 0.20 mm iken 3. metot da ise 1.18 ± 0.06 mm olarak hesaplanmıştır. Mechlenburg ve arkadaşları'na göre 1. ve 3. Metot arası yüksek korelasyonlu ilişki vardır ve hata katsayısı düşüktür. Çalışmamızda stereolojik yöntemlerle kıkırdak kalınlığı hesaplama da Mechlenburg ve arkadaşları'nın 1. methodu baz alınmıştır. Çizgi sondalar kullanılarak kıkırdak kalınlıkları MRG üzerinden ve disekte edilen dokulardan hesaplanmıştır. 1. Metodu tercih etmememizin sebebi ekstra bir iş yükü ve zamandan tasarruf etmek içindir. Mechlenburg ve arkadaşları yıldız sondaları femur başı merkezini bularak yerleştirmişler, bunu da otomatik bir yazılımla yapmışlardır.

Cheng Y. ve arkadaşları (93), yaptıkları bir çalışmalarında 3 kadavrada kalça eklemi kıkırdak kalınlığını 3 farklı yöntemle ölçmüşlerdir. 2 stereolojik yöntemi (Edge detection yöntemi ve Model based yöntemi) anatomik ölçümle karşılaştırmışlardır. Kadavralara yağ baskılı 3 boyutlu spoiled gradient echo SPGR sekansında MRG yapıldıktan sonra kalça eklemi disekte edilerek femur başı kıkırdak kalınlığı eklem boşluğu 0,55 mm olan bölgede 35 farklı noktadan ölçülmüştür. Femur başı kıkırdak kalınlığı eklem boşluğu 0,55 mm olan yerde 35 farklı noktadan anatomik ölçümlerde 1.83 ± 0.25 mm; model-based metodu ile 1.87 ± 0.26 mm, edge detection methodu ile 1.46 mm olarak belirtilmiştir. Femur başı kıkırdak kalınlığı eklem boşluğu 0,85 mm olan yerde 35 farklı noktadan anatomik ölçümlerde 2.27 ± 0.23 mm; model-based metodu ile 2.26 ± 0.24 mm, edge detection methodu ile 2.03 ± 0.22 mm olarak belirtilmiştir. Femur başı kıkırdak kalınlığı eklem boşluğu 1,10 mm olan yerde 35 farklı noktadan anatomik ölçümlerde 2.40 ± 0.17 mm; model-based metodu ile 2.43 ± 0.19 mm, edge detection methodu ile 2.26 ± 0.18 mm olarak belirtilmiştir. Yuanzhi ve arkadaşlarına göre model based metodu kıkırdak kalınlığı belirlemede referans standart olarak kullanılan anatomik ölçümlere göre çok yakın sonuçlar vermektedir ve edge detection yöntemine göre daha üstündür. Çalışmamızda 20 vakada T2 star map sekansında MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle yapılan kıkırdak kalınlığı ölçümleri referans standart olan anatomik kıkırdak kalınlığı ölçüm yöntemi ile karşılaştırılmıştır. Anatomik ölçümlerde 1.70 ± 0.54 mm olan kıkırdak kalınlığı MRG üzerinden stereolojik yöntemlerle 1.62 ± 0.57 mm olarak ölçülmüştür.

MRG üzerinden çizgi sondalarla yapılan kıkırdak kalınlığı ölçümlerinin teşhis ve karar vermede kullanılabileceğini düşünmekteyiz. Çünkü sonuçlar referans standart olarak kullanılan yöntemle korelasyon içerisinde (r=0.720) ve istatistiksel olarak fark yoktur (p=0.413) .

Literatürde femurun medial ve lateral kondilleri ile ilgili kıkırdak hacim ve kalınlık hesaplamaları ile ilgili birçok çalışma yapılmış olmasına rağmen femur başı kıkırdak hacmi ve kalınlığı ile ilgili yapılmış çalışma sayısı azdır.

Çalışmamızda koksartrozlu hastalar, femur baş-boyun kırığı olan hastalar ve sağlıklı kişilerin kıkırdak hacim ve kalınlıkları farklı yöntemlerle incelendi. Altın standart olan Arşimet prensibi ile femur başlarının hacimleri hesaplanarak diğer yöntemlerle olan doğruluğunu, güvenilirliğini ve geçerliliğini karşılaştırıldı. Daha sonra da diğer 2 yöntemle (Cavalieri yöntemi ve ImageJ programı) kıkırdak hacmi hesaplandı. Hesaplamalar sonucunda koksartrozlu hastaların kıkırdak hacimleri femur baş boyun kırığı olan hastalara göre ve sağlıklı kişilere göre daha azdı.

Kıkırdak kalınlıkları hesaplamalarında ise koksartrozlu hastaların kıkırdak kalınlıkları femur baş boyun kırığı olan hastalara göre ve sağlıklı kişilere göre daha azdı.

Femur baş boyun kırığı olan hasta hikayeleri travmatik olduğu için kıkırdak hacmi ile kırık arasında ilişki olduğunu düşünmemekteyiz.

Literatürde femur başı kıkırdak hacim ve kalınlık hesaplamalarında MRG sekansları ile alakalı bir çok çalışma bulunmaktadır. T2 star map sekansı daha önceki çalışmalarda kullanılmamıştır. T2 star map sekansının kıkırdak hacim ve kalınlık belirlenmesinde tanı koyma ve tedavileri değerlendirmede kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

6. KAYNAKLAR

1. Brick GW, Poss R. Long-term follow-up of cemented total hip replacement for osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 1988; 14: 565-77.
2. Donald AN. *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*, Mosby United States, 2003: 391-431.
3. 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: 169-74.
4. Wang Y, Wluka AE, Jones G, Ding C, Cicuttini FM. Use magnetic resonance imaging to assess articular cartilage. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 2012; 4: 77-97.
5. Armstrong CG, Gardner DL. Thickness and distribution of human femoral head articular cartilage, Changes with age. *Ann Rheum Dis* 1977; 36: 407-12.
6. Mechlenburg I, Nyengaard JR, Gelineck J, Soballe K. Cartilage thickness in the hip joint measured by MRI and stereology--a methodological study. *Osteoarthritis Cartilage*. 2007; 15: 366-71.
7. Li W, Abram F, Beaudoin G, Berthiaume MJ, Pelletier JP, Martel-Pelletier J. Human hip joint cartilage: MRI quantitative thickness and volume measurements discriminating acetabulum and femoral head. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008; 55: 731-740.
8. Sağıroğlu A, Acer N, Ertekin T, Kurtoğlu E, Coşkun A, Yıldırım A, Zararsız G. Estimation of spleen volume and surface area of the newborns' cadaveric spleen using stereological methods. *Folia Morphol (Warsz)* 2014; 73: 183-192.
9. Yıldırım M. *Lokomotor Sistem Anatomisi*, Cilt 1, Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 2003: 77.
10. Arıncı K, Elhan A. *Anatomi*, Cilt 1, 4. Baskı, Güneş Kitabevi, Ankara, 2005: 22-23.

11. Martini FH, Timmons MJ, Tallitsch RB. Human Anatomy, 7th Edition, Pearson Education, United States, 2011: 200.
12. Putz R, Pabst R. Sobotta Atlas of Human Anatomy, Volume 2, 14th Edition, Urban & Fischer, München, 2008: 276.
13. Taner D. Fonksiyonel Anatomi, 3. Baskı, Hekimler Yayın Birliği, 2003, Ankara, 130-214.
14. Bucholz RW, Hickman JD. Rockwood and Green's Fractures in Adults (5th ed.), Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia 2002: 1662.
15. Pauwells F. Biomechanics of the normal and diseased hip, Springer-Verlag, New York, 1976: 1-30.
16. Yücetürk G. Ortopedi ve Travmatoloji, Güven Kitabevi, İzmir, 2007: 64-66.
17. Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE. Biomechanics of the Hip, The Adult Hip, 2nd Edt, Lippincott Williams & Wilkins 2007: 81-90.
18. WEB_1. (2016). <http://wsiat.on.ca/english/mlo/osteoarthritis.htm> (11.04.2016).
19. Junqueira LC, Carneiro J, Kelley RO. Basic Histology (7th ed). Aytekin Y (çev.ed). Temel Histoloji (çev.), Barış Kitabevi, 1993: 124-129.
20. Sarpel T. Eklem kırırdağı ve osteoartrit, In: Tanıdan Tedaviye Osteoartrit, Merih Sarıdoğan, Nobel Tıp Kitabevi İstanbul, 2007: 29-35.
21. Özcan H, Cls Spotorno Tipi Çimentosuz Total Kalça Artroplastisinin Orta ve Uzun dönem Sonuçları, uzmanlık tezi, Haydarpaşa Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul 2006, 1-23.
22. WEB_2. (2016). <http://ufuktalı.com/wp-content/uploads/2014/08/kalca-protezi.jpg> (11.04.2016).
23. Hoppenfeld S, deBoer P, Buckley R. Surgical Exposures in Orthopaedics The Anatomic Approach, Şaylı U (çev), Ayrıntı Basımevi, Ankara, 2012: 430-436.
24. Rhyu IJ, Cho TH, Lee NJ, Uhm CS, Kim H, Suh YS. Magnetic resonance image-based cerebellar volumetry in healthy Korean adults. Neurosci Lett 1999; 270: 149–152.
25. Roberts N, Puddephat MJ, McNulty V. The benefit of stereology for quantitative radiology. Br J Radiol 2000; 73: 679–697.
26. 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.

27. 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.
28. 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.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. Weibel ER. Stereological principles for morphometry in electron microscopic cytology. *Int Rev Cytol* 1969; 26: 235-302.
33. Howard CV, Reed MG. Unbiased Stereology: Three-dimensional measurement in microscopy. Oxford, Bios Scientific Publishers, (2 nd ed) 2005.
34. Acer N, Bayar B, Başaloğlu H, Öner E, Bayar K, Sankur S. Unbiased estimation of the calcaneus volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *Ann Anat* 2008; 190: 452-460.
35. 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.
36. 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.
37. 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: 233-237.
38. Acer N, Uğurlu N, Uysal DD, Unur E, Turgut M, Camurdanolu M. Comparison of two volumetric techniques for estimating volume of intracerebral ventricles using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Anat Sci Int* 2010; 85: 131-139.

39. Gundersen, HJG, Jensen EB. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *J Microscopy* 1987; 147: 229-263.
40. 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.
41. 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.
42. Webb J, Guimond A, Eldridge P, et al. Automatic detection of hippocampal atrophy on magnetic resonance images. *Magn Reson Imaging* 1999; 17: 1149-1161.
43. Calmon G, Roberts N. Automatic measurement of changes in brain volume on consecutive 3D MR images by segmentation propagation. *Magn Reson Imaging* 2000; 18: 439-453.
44. Mazonakis M, Damilakis J, Varveris H. Bladder and rectum volume estimations using CT and stereology. *Comput Med Imaging Graph* 1998; 22: 195-201.
45. Liu C, Edwards S, Gong Q, Roberts N, Blumhardt LD. Three dimensional MRI estimates of brain and spinal cord atrophy in multiple sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1999; 66: 323-330.
46. Vaithianathar L, Tench CR, Morgan PS, Lin X, Blumhardt LD. White matter T(1) relaxation time histograms and cerebral atrophy in multiple sclerosis. *J Neurol Sci* 2002; 197: 45-50.
47. 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: 317-325.
48. 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.
49. 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.
50. 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.

51. 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.
52. 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: 48-53.
53. 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.
54. Klinik ve Deneysel Çalışmalarda Stereolojik Yöntemler Kursu, 27-29 Haziran 2006, Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi Veteriner Fakültesi ve Stereoloji Derneği.
55. Kiroglu Y, Calli C, Yuntun N, et al. Diffusion-weighted MR imaging of viral encephalitis. *Neuroradiology* 2006; 48: 875-80.
56. Brown MA, Richard CS. MRI basic principles and applications, 2nd edition, Wiley-Liss, New York, 1999: 141-144.
57. Oyar O, Gülsoy UK. Tıbbi görüntüleme fiziği, 1. Baskı, Timasat, Ankara, 2003: 172-224.
58. Tuncel E. Klinik radyoloji, 2. Baskı, Nobel&Güneş, Bursa, 2008: 106-140
59. Oyar O. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'nin Klinik Uygulamaları Ve Endikasyonları. *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* 2008; 5: 31-40.
60. Oyar O. Radyolojide Temel Fizik Kavramlar, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 1998: 151-210.
61. Yeşildağ A, Oyar O. Manyetik rezonans görüntüleme fiziği, Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Oyar O, Gülsoy UK (Edt). Tisamat Basım, Ankara, 2003: 281-372.
62. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists. Physics, Biology, and Protection. Third edition, C.V. Mosby Company, St Luis, 1984: 387-412. .
63. WEB_3. (2016). <http://i1.wp.com/www.bluekep.com/wp-content/uploads/2014/08/mr-cihazı.jpg?w=733> (11.04.2016).
64. 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.
65. WEB_4. (2016). http://www.turkpath.org.tr/files/3_dekalsifikasyon_BD_metin.pdf (11.04.2016).

66. Wyler A, Bousson V, Bergot C, Polivka M, Leveque E, Vicaut E, Laredo JD. Hyaline cartilage thickness in radiographically normal cadaveric hips: comparison of spiral CT arthrographic and macroscopic measurements. *Radiology*. 2007; 242: 441-450.
67. Altman R, Brandt K, Hochberg M, Moskowitz R, Bellamy N, Bloch DA, Buckwalter J, Dougados M, Ehrlich G, Lequesne M, Lohmander S, Murphy WA Jr, Rosario-Jansen T, Schwartz B, Trippel S. 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.
68. 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.
69. Ravaud P, Auleley GR, Chastang C, Rousselin B, Paolozzi L, Amor B, Dougados M. Knee joint space width measurement: an experimental study of the influence of radiographic procedure and joint positioning. *Br J Rheumatol* 1996; 35: 761-766.
70. Eckstein F, Cicuttini F, Raynauld JP, Waterton JC, Peterfy C. Magnetic resonance imaging (MRI) of articular cartilage in knee osteoarthritis (OA): morphological assessment. *Osteoarthritis Cartilage* 2006; 14: 46-75.
71. Cicuttini F, Forbes A, Asbeutah A, Morris K, Stuckey S. Comparison and reproducibility of fast and conventional spoiled gradient-echo magnetic resonance sequences in the determination of knee cartilage volume. *J Orthop Res* 2000; 18: 580-583.
72. Burgkart R, Glaser C, Hyhlik-Dürr A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F. Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value. *Arthritis Rheum* 2001; 44: 2072-2078.
73. Cicuttini F, Forbes A, Morris K, Darling S, Bailey M, Stuckey S. Gender differences in knee cartilage volume as measured by magnetic resonance imaging. *Osteoarthritis Cartilage* 1999; 7: 265-271.
74. Dupuy DE, Spillane RM, Rosol MS, Rosenthal DI, Palmer WE, Burke DW, Rosenberg AE. Quantification of articular cartilage in the knee with three-dimensional MR imaging. *Acad Radiol* 1996; 3: 919-924.

75. Eckstein F, Westhoff J, Sittek H, Maag KP, Haubner M, Faber S, Englmeier KH, Reiser M. In vivo reproducibility of three-dimensional cartilage volume and thickness measurements with MR imaging. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 170: 593-599.
76. Graichen H, von Eisenhart-Rothe R, Vogl T, Englmeier KH, Eckstein F. Quantitative assessment of cartilage status in osteoarthritis by quantitative magnetic resonance imaging: technical validation for use in analysis of cartilage volume and further morphologic parameters. *Arthritis Rheum* 2004; 50: 811-816.
77. Peterfy CG, van Dijke CF, Janzen DL, Glüer CC, Namba R, Majumdar S, Lang P, Genant HK. Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation. *Radiology* 1994; 192: 485-491.
78. Pilch L, Stewart C, Gordon D, Inman R, Parsons K, Pataki I, Stevens J. Assessment of cartilage volume in the femorotibial joint with magnetic resonance imaging and 3D computer reconstruction. *J Rheumatol* 1994; 21: 2307-2321.
79. Piplani MA, Disler DG, McCauley TR, Holmes TJ, Cousins JP. Articular cartilage volume in the knee: semiautomated determination from three-dimensional reformations of MR images. *Radiology* 1996; 198: 855-893.
80. Sittek H, Eckstein F, Gavazzeni A, Milz S, Kiefer B, Schulte E, Reiser M. Assessment of normal patellar cartilage volume and thickness using MRI: an analysis of currently available pulse sequences. *Skeletal Radiol* 1996; 25: 55-62.
81. Marshall KW, Mikulis DJ, Guthrie BM. Quantitation of articular cartilage using magnetic resonance imaging and three-dimensional reconstruction. *J Orthop Res* 1995; 13: 814-823.
82. Zhai G, Cicuttini F, Srikanth V, Cooley H, Ding C, Jones G. Factors associated with hip cartilage volume measured by magnetic resonance imaging: the Tasmanian Older Adult Cohort Study. *Arthritis Rheum* 2005; 52: 1069-1076.
83. Teichtahl AJ, Wang Y, Smith S, Wluka AE, Giles GG, Bennell KL, O'Sullivan R, Cicuttini FM. Structural changes of hip osteoarthritis using magnetic resonance imaging. *Arthritis Res Ther* 2014; 16: 466-474.
84. Raynauld JP, Kauffmann C, Beaudoin G, Berthiaume MJ, de Guise JA, Bloch DA, Camacho F, Godbout B, Altman RD, Hochberg M, Meyer JM, Cline G, Pelletier JP, Martel-Pelletier J. Reliability of a quantification imaging system using magnetic

- resonance images to measure cartilage thickness and volume in human normal and osteoarthritic knees. *Osteoarthritis Cartilage* 2003; 11: 351-360.
85. Kshirsagar AA, Watson PJ, Tyler JA, Hall LD. Measurement of localized cartilage volume and thickness of human knee joints by computer analysis of three-dimensional magnetic resonance images. *Invest Radiol* 1998; 33: 289-299.
 86. Cohen ZA, McCarthy DM, Kwak SD, Legrand P, Fogarasi F, Ciaccio EJ, Ateshian GA. Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements. *Osteoarthritis Cartilage* 1999; 7: 95-109.
 87. Eckstein F, Gavazzeni A, Sittek H, Haubner M, Löscher A, Milz S, Englmeier KH, Schulte E, Putz R, Reiser M. Determination of knee joint cartilage thickness using three-dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM). *Magn Reson Med* 1996; 36: 256-65.
 88. Eckstein F, Adam C, Sittek H, Becker C, Milz S, Schulte E, Reiser M, Putz R. Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging. *J Biomech* 1997; 30: 285-293.
 89. Eckstein F, Schnier M, Haubner M, Pribsch J, Glaser C, Englmeier KH, Reiser M. Accuracy of cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 1998; 352: 137-148.
 90. Karvonen RL, Negendank WG, Teitge RA, Reed AH, Miller PR, Fernandez-Madrid F. Factors affecting articular cartilage thickness in osteoarthritis and aging. *J Rheumatol* 1994; 21: 1310-1317.
 91. Hodler J, Trudell D, Pathria MN, Resnick D. Width of the articular cartilage of the hip: quantification by using fat-suppression spin-echo MR imaging in cadavers. *AJR Am J Roentgenol* 1992; 159: 351-354.
 92. Nakanishi K, Tanaka H, Sugano N, Sato Y, Ueguchi T, Kubota T, Nakamura H. MR-based three-dimensional presentation of cartilage thickness in the femoral head. *Eur Radiol* 2001; 11: 2178-2183.
 93. Cheng Y, Jin Q, Zhao J, Guo C, Bai J, Tamura S. An analysis algorithm for accurate determination of articular cartilage thickness of hip joint from MR images. *J Magn Reson Imaging* 2011; 34: 136-149.

ERCİYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURULUN ADI	: ERCİYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI 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	Disekte edilen femur başlarındaki kırık hacmi ve kalınlığının tahmin edilmesi			
	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 YASAL 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	☐
	SİGORTA	☐
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐
	HASTA KARTI/GÜNLÜKLERİ	☐
	İLAN	☐
	YILLIK BİLDİRİM	☐
SONUÇ RAPORU	☐	

ASLI GİBİDİR

T.C.



Bahri YANCAR

Fakülte Şefi

ASLI GIBİDİR

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	GÜVENLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER	☐	



Fakülte Şefi

KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2013/407	Karar Tarihi : 18.06.2013
	Yukarıda bilgileri verilen klinik araştırma başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan Etik Kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir	

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

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

ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/ADI/SOYADI : Prof. Dr. Kader KÖSE

ETİK KURUL ÜYELERİ

Ünvanı / Adı Soyadı Ek Üyeliği	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İlişki (*)	Katılım (**)	İmza
Prof. Dr. Kader KÖSE	Tıbbi Biyokimya	E.Ü. Tıp Fak.	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof.Dr. Olgun KONTAŞ	Patoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Duran ARSLAN	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. Nazan DOLU	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Prof. Dr. İrfan ÖZYAZGAN	Plastik ve Rekonst.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Doç. Dr. Polat DURUKAN	Acil Tıp	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Alper YURCI	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Leyla HASDIRAZ	Göğüs Cerrahisi	E.Ü. Tıp Fak.	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç.Dr. Ertuğrul MAVİLİ	Radyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Doç. Dr. Hasan B. ULUSOY	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Doç. Dr. Mehmet A. SOMDAŞ	KBB	Kayseri Eğitim Hastanesi	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Yard. Doç. Dr. Ferhan ELMALI	Biyoistatistik	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Av. Zübeyde ÇELEBİ	Avukat	Hukuk Müşaviri	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	
Ecz. Şükran TERZİ	Eczacı	Serbest Eczacı	E ☐ K ☒	E ☐ H ☒	E ☐ H ☒	
Yusuf Oğuz ALTUNTAŞ	Sivil Üye	Sivil-Tiyatro Sanatçısı	E ☒ K ☐	E ☐ H ☒	E ☒ H ☐	