

**T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI**

**PATELLAR KARTİLAJIN MR 3D/WATS/C3f TEKNİĞİ
İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE BULGULARIN
ARTROSKOPİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

DR. KARTAL ULUSOY

AFYONKARAHİSAR 2006

**T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI**

**PATELLAR KARTİLAJIN MR 3D/WATS/C3f TEKNİĞİ
İLE GÖRÜNTÜLENMESİ VE BULGULARIN
ARTROSKOPİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

**DR. KARTAL ULUSOY
TEZ DANIŞMANI: DOÇ. DR. AYLİN YÜCEL**

AFYONKARAHİSAR 2006

T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM DALI

Tez Başlığı : Patellar Kartilajın MR 3D/WATS/C3f Tekniği
İle Görüntülenmesi Ve Bulguların Artroskopi İle Karşılaştırılması.
Tezi Hazırlayan : Dr. Kartal ULUSOY
Tez Savunma Tarihi : 29.05.2006
Tez Kabul Tarihi : 29.05.2006
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Aylin YÜCEL

İş bu çalışma jürimiz tarafından RADYODİAGNOSTİK ANABİLİM
DALI' nda TIPTA UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

BAŞKAN

ÜYE

ÜYE

ONAY

DEKAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tezimin hazırlanmasında her konuda yardımını gördüğüm, üzerimde büyük emeği olan AD. Başkanım ve tez danışmanım sayın Doç. Dr. Aylin YÜCEL'e,

Uzmanlık eğitimim sırasında bilimsel katkı, destek ve ilgilerini esirgemeyen, bilgi ve deneyimleri ile yetişmemde emeği bulunan sayın Doç. Dr. Murat ACAR, Doç. Dr. Alpay HAKTANIR, Yard. Doç. Dr. Bumin DEĞİRMENCİ ve Yard. Doç. Dr. Ramazan ALBAYRAK'a,

Tez çalışmamda yardımlarını gördüğüm Ortopedi AD.'ndan sayın Yard. Doç. Dr. Gökhan MARALCAN ile AD. Başkanı Doç. Dr. İlhami KURU ve Yard. Doç. Dr. Levent ALTINEL ile araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Tezimin istatistiksel verilerinin analizinde katkısını esirgemeyen üniversitemiz öğretim üyesi sayın Doç. Dr. İsmet DOĞAN'a,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım kliniğimiz tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Çalışma ortamımızda bana her zaman yardımcı olan tüm teknisyen arkadaşlarıma, sekreter ve kliniğimizde görevli tüm personele,

Sonsuz Teşekkürler...

İÇİNDEKİLER

I-GİRİŞ VE AMAÇ	1
II-GENEL BİLGİLER	2
2.1. KARTİLAJ HİSTOLOJİSİ	2
2.2. PATELLAR KONDROMALAZİ	4
2.3. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG)	7
2.3.1. GİRİŞ VE TARİHÇE	7
2.3.2. MRG' DE TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ	7
2.3.3. MRG CİHAZI VE ÖZELLİKLERİ	13
2.3.4. MRG' DE GÖRÜNTÜ KAREKTERİSTİKLERİ	15
2.3.5. MRG' DE KULLANILAN İNCELEME SEKANSLARI	16
2.3.6. TERMİNOLOJİ	18
2.3.7. MRG' DE KESİT ALIMI VE REKONSTRÜKSİYON	18
2.3.8. MRG' DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ	19
2.3.9. MRG' DE ARTEFAKTLAR	21
2.3.10. MRG' NİN AVANTAJLARI VE DEZAVANTAJLARI	22
2.4. ARTROSKOPİ	23
2.5. KARTİLAJ GÖRÜNTÜLEMEDE RADYOLOJİK YÖNTEMLER	26
III- GEREÇ VE YÖNTEM	32
IV- BULGULAR	34
V- TARTIŞMA	41
VI- SONUÇ	50
VII- ÖZET	51
VIII- SUMMARY	52
IX- KAYNAKLAR	54

TABLÖLAR ÇİZELGESİ

Tablo-I: Patellar kondromalazide kartilaj defektlerinin patolojik evrelemesi.

Tablo-II: MRG ve artroskopide evrelerine göre lezyon sayıları.

Tablo-III: MRG ve artroskopide lezyonların evrelerine göre dağılımı.

Tablo-IV: MR 3D/WATS/C3f sekansında evrelere göre gerçek pozitif (GP), gerçek negatif (GN), yalancı pozitif (YP) ve yalancı negatif (YN) değerleri.

Tablo-V: MRG'nin evrelere göre duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif ve negatif prediktif değerleri ile prevalans ve p değerleri.

Tablo-VI: Patellar kondromalaziye değerlendirmede farklı sekansların duyarlılık, özgüllük ve doğruluk oranları.

ŞEKİLLER ÇİZELGESİ

Şekil-1: Kartilaj histolojisi.

Şekil-2: Total protez ameliyatında, patella lateral fasette ve femur lateral kondilde ileri evre kondromalazi.

Şekil-3: Spin ve presesyon hareketi.

Şekil-4: Longitudinal manyetizasyon ve T1 zamanı.

Şekil-5: Transvers manyetizasyon ve T2 zamanı.

Şekil-6: Dizde artroskopik uygulama.

Şekil-7: MRG'de farklı sekanslarda patellar kartilajın, aksiyel görüntüleri.

Şekil-8: MRG cihazı ve diz MRG tetkiki.

Şekil-9: MRG'de, patellar kartilajı görüntülemeye kullandığımız diz koili.

Şekil-10: Olgu 1; Normal patellar kartilaj 26 yaşında erkek.

Şekil-11: Olgu 2; Evre 1 patellar kondromalazi 44 yaşında erkek hasta.

Şekil-12: Olgu 3; Evre 2 patellar kondromalazi, 62 yaşında erkek hasta.

Şekil-13: Olgu 4; Evre 3 patellar kondromalazi, 60 yaşında erkek hasta.

Şekil-14: Olgu 5; Evre 4 patellar kondromalazi, 49 yaşında erkek hasta.

GİRİŞ VE AMAÇ

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), kartilajı ve kartilaj lezyonlarını değerlendirmede en iyi radyolojik yöntem olmakla birlikte, MRG tekniklerinin kartilaj lezyonlarını saptanmasındaki kesinliği konusunda, önemli görüş ayrılıkları mevcuttur (1). Patellar kartilaj lezyonları erişkinlerde sık rastlanan ortopedik sorunlardandır. En sık semptomu patellofemoral ağrıdır. Patellofemoral ağrı sendromu, sıklıkla genç erişkinlerde ve yaşlılarda, bireyin günlük yaşam aktivitesini olumsuz yönde etkileyerek fonksiyonel kısıtlılığa yol açan ve önemli oranda iş gücü kaybına neden olan semptomlar bütünüdür. Bu sendrom, ilk kez 1928 yılında Aleman adlı araştırmacı tarafından “kondromalazi” olarak tanımlanmıştır (2). Patellofemoral eklem kartilajında yumuşama ve eşlik eden fissür, kondral defektler ve alttaki kemik değişiklikleri gibi dejeneratif değişikliklerin tümü kondromalazi spektrumundadır (3). Patellar kondromalazi tanısında artroskopi invaziv bir işlem olmakla birlikte altın standarttır (4-7). MRG ise günümüzde, patellar kondromalazi tanısında invaziv olmayan ve dokulara zararlı iyonizan radyasyon içermeyen, kontrast çözümüleme gücü en yüksek, etkinliği kanıtlanmış en uygun radyolojik görüntüleme tekniğidir (8,5,7,9,10). Rutin MRG sekanslarının klinik pratikte kartilajdaki ılımlı ve şiddetli hasarlar ile dejenerasyonların neden olduğu makroskopik defektlerin tespitinde doğruluğu kanıtlanmıştır (11). Buna karşın pek çok yayında kartilaj lezyonlarını yüksek doğruluk oranında saptamada sıklıkla, yağ baskılı hızlı spin eko (FSE) ve 3 boyutlu (3D: dimensiyonel) gradyent eko (GE) görüntüleme tekniklerinin kullanıldığı bildirilmiştir (3,11). Bu prospektif çalışmada, patellar kartilajı ve lezyonlarını değerlendirmede, yeni kullanılmaya başlanan, GE tekniklerinden, “Three-Dimension/WATer Selektif/C3 fluids” (3D/WATS/C3f) kullanılarak, bulguların artroskopi ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

2.1. KARTİLAJ HİSTOLOJİSİ

Destek dokunun özel bir çeşidi olan kartilaj, doğrudan doğruya mezenşimden gelişir (12). Kartilaj, düzgün yüzeyi ve basınca dayanıklı olmasından dolayı, eklem yüzeylerini kaplayarak kemiklerin rahat hareket edebilmelerini sağlayan kaygan yüzeyler oluşturarak sürtünmeyi minimuma indirir, aynı zamanda büyük ağırlıkları taşıyan kemiklere destek ve yastık görevi yaparak önemli bir işlevi yerine getirir (13).

Normal kartilaj, kondrosit denilen özelleşmiş hücrelerden, hücrelerarası ara maddeden veya matriksten, ve bu ara maddeye gömülü halde bulunan fibrillerden meydana gelmiştir. Kartilaj dokusunda hücrelerarası madde çok önemlidir ve hücrelere oranla daha fazladır. Hücrelerarası şekilsiz ara madde kimyasal yapısı nedeniyle içinde bol su tutabilme özelliğindedir (14).

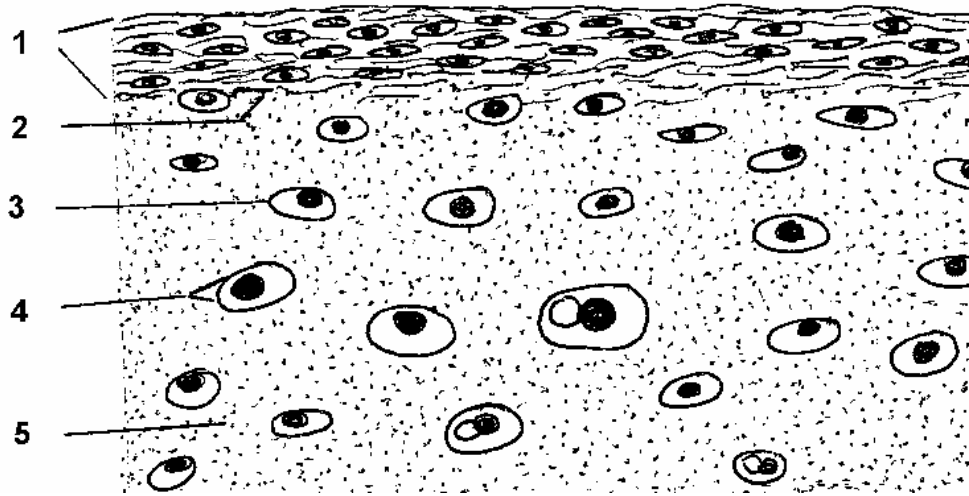
Kondrositler, kartilajın ara maddesini ve fibrilleri salgılar. Kartilaj matriksin yapı taşları, tip II kollajen, proteoglikanlar ve hiyalüranik asittir (14,15). “Agrekan” olarak adlandırılan en yaygın bulunan (%80-%90) proteoglikanlar, esas gövdeyi oluşturan protein ile glikozaminoglikan adı verilen karbonhidratlardan oluşmuştur. “Agrekan” molekülleri yeri geldiğinde uzun, düzlemsel bir polisakkarid olan hiyalünorata ilişmiştir (1). Kartilaj matriksinin esas glikozaminoglikanları, kondrotin sülfat ve keratan sülfattır. Keratan sülfat, dokunun sertliğini sağlar ve yaşla birlikte miktarı da artar (13).

Kartilajın yapısı derinliklerine inildikçe çeşitlenmekte ve dört histolojik tabaka ve bölgeden oluşmaktadır. En yüzeysel bölge artiküler yüzeye paralel olarak yerleştirilmiş uzun akslı kollajen liflere sahiptir. Proteoglikan içeriği bu bölgede en alt düzeydedir. Orta bölge daha düzensiz bir yerleşimle daha kalın kollajen liflere sahiptir. Derin bölge en

asgari düzeyde su ve azami düzeyde proteoglikan yoğunluğuna sahiptir. Bu bölgedeki kollajen lifleri kartilaj yüzeyine dik olarak yerleştirilmiştir. Hidroksiapatit tuzlarını içeren en derin tabakaya “kalsifiye kartilaj” denir (1).

Hiyalin, elastik ve fibröz kartilaj olmak üzere üç tip kartilaj vardır. Hiyalin ve fibröz kartilajın ara maddesinde kollajen fibriller, elastik kartilajın ara maddesinde ise elastik fibriller bulunur. Hiyalin kartilaj en yaygın ve karakteristik tip olup, eklemlerdeki kartilaj tipidir (13).

Kartilaj dokusunda kan damarı, sinir veya lenfatik damarlar bulunmaz. Hücreler besin maddelerini difüzyon yoluyla matriks etrafını saran bağ dokusundaki kan damarlarından alır. Bu yüzden kartilaj hücrelerinin üremesi ve dokunun onarılma hızı çok yavaş ve zor olur. Eklem yüzleri dışında tüm kartilaj doku dıştan fibröz bir bağ dokusu ile sarılıdır ve buna perikondrium denir. Eklem kartilajı ve intervertebral diskler dışında kalan tüm kartilajlar çepeçevre bağ dokusu yapısında perikondriumla örtülüdür. Perikondrium kartilajın beslenmesinde, korunmasında, tamirinde ve oluşumunda önemlidir. Eklem yüzlerindeki kartilajda ise perikondrium yerine sinoviyum vardır (13). Kartilaj yapısının şematik görünümü Şekil-1’de sunulmuştur.



Şekil-1: Kartilaj histolojisi: 1.Perikondrium. 2. Kollajen fibriller. 3. Kondrosit
4. Kartilaj kapsülü. 5. Ara madde (matriks).

2.2. PATELLAR KONDROMALAZİ

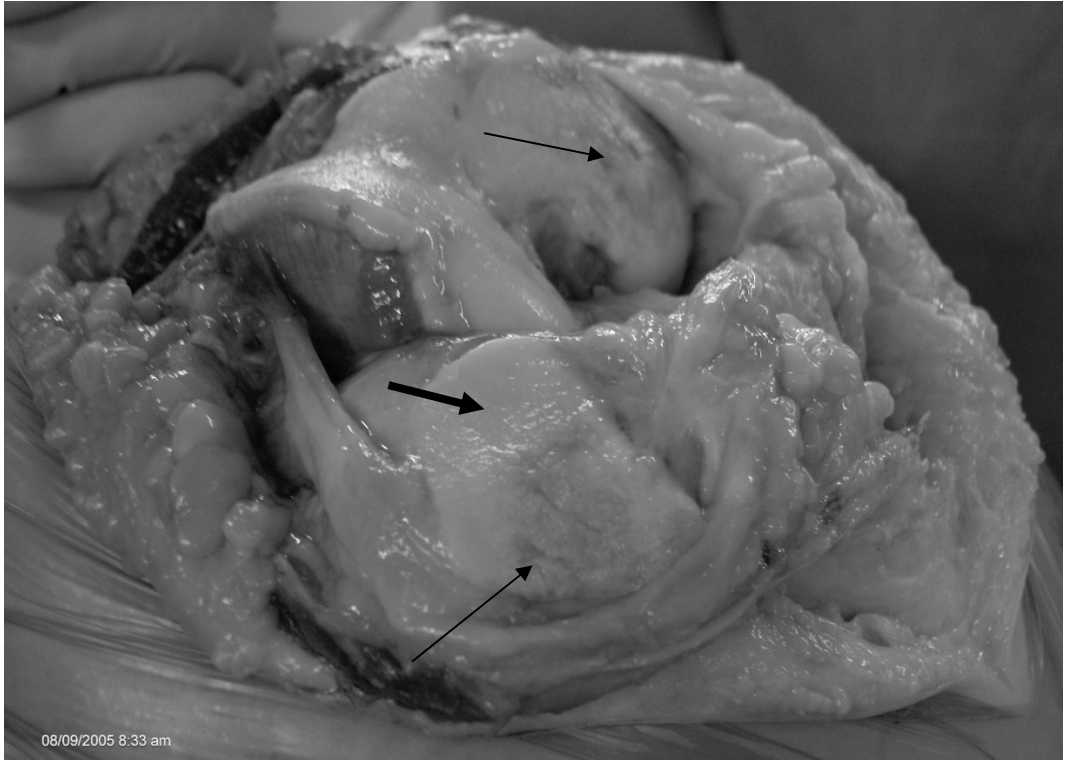
1904'te Beudinger, patellaya yansıyan ufak travmalar ile patella arka yüzündeki kartilajın bozulduğunu belirtmiştir. Bu durum ilk kez 1928 yılında Aleman adlı araştırmacı tarafından "kondromalazi" olarak tanımlanmıştır. Patellar kondromalazi, eklem kartilajında meydana gelen makroskopik ve mikroskopik düzeydeki patolojik değişikliklerin tanımıdır (16).

Etyopatolojik süreç tam olarak bilinmemekle birlikte, patellofemoral eklem kartilajının derin tabakalarında, fasikülasyonla giden bazal dejenerasyon, patellar subluksasyon, travma, aşırı kullanma ve yüklenme gibi faktörler sorumlu tutulmaktadır. Kartilajda yumuşama ve eşlik eden fissür, kondral defektler ve alttaki kemik değişikliklerin tümü patellar kondromalazi spektrumundadır (2,3).

Kondromalazi, erişkinlerde sık rastlanan ortopedik sorunlardan olup, patellofemoral ağrı sendromunun başlıca nedenidir. Patellofemoral ağrı sendromu, sıklıkla genç erişkinlerde ve yaşlılarda, diz eklemine etkileyen, bireyin günlük yaşam aktivitelerini olumsuz yönde etkileyerek fonksiyonel kısıtlılığa yol açan ve önemli oranda iş gücü kaybına neden olan semptomlar bütünüdür. Dahaven ve Lintner tarafından yapılan 7 yıllık bir takip çalışmasında patellofemoral ağrı sendromu sıklığının erkeklerde %18.1 ve kadınlarda %33.2 oranında olduğu belirtilmiştir. Genellikle patella arkasında ve çevresinde künt bir ağrı vardır. Bu ağrı, oturma, merdiven inip çıkma ve çömelme gibi patellofemoral reaksiyon kuvvetlerinin fazla olduğu pozisyonlarla ortaya çıkar (2). Ağrı ile birlikte krepitasyon görülebilir. Kondromalazinin belirtileri kimi olgularda menisküs patolojilerini taklit edebilir (18,19).

Kondromalazide, kondrositler, ara yapı ve kollajen doku zarar görür ve bunlar elektron mikroskopla değerlendirilebilir (16). Başlıca anormallik ara maddede bulunan sülfatlanmış mukopolisakkaritlerin azalmasıdır (21,17). Bu azalma kollajen ağının dayanıklılığını azaltır (8,17).

Patellar kondromalazide, tanımlanan patolojik bulgular patellar kartilaj dejenerasyonudur (5). Goodfellow, patellar kartilaj dejenerasyonunu bazal ve yüzeysel dejenerasyon olarak iki ayrı tanımlama ileri sürmüştür (20). Bazal dejenerasyon adelosan ve genç erişkinlerde eklem kartilajında bazal tabakada vertikal kollajen liflerde bozukluk ile başlar. Bu durumda kartilaj yumuşar ve bunu kabarmalar, ülserler ve parçalanmalar izler. Pekçok neden içinde travma ve doğuştan metobolik bozukluklar sayılabilir. Patellar kartilajın yüzeysel dejenerasyonu daha yaşlı kimselerde görülür. Başlangıçta ara madde veya kartilaj matriksi kaybolur, bunu yarıma, parçalanma ve en sonunda subkondral kemiğin ortaya çıkması (eburnasyon) takip eder (18) (Şekil-2). Son aşamada patellofemoral osteoartrit gelişir (20). Mikrotravmaların araşidonik asit salınımı yolu ile kartilaj dejenerasyonunu başlattığına inanılmaktadır. Shoji ve Granda'ya göre patellofemoral artrit, kondromalazinin ileri bir aşamasıdır (16).



Şekil-2: Total protez ameliyatında, patella lateral fasette ve femur lateral kondilde ileri evre kondromalazi (ince oklar). Normal patellar kartilaj (kısa kalın ok).

Shahriaree'in geliştirdiği derecelendirme sisteminde, kondromalazinin hem travmaya bağlı hem de travmasız gelişen tipleri birlikte değerlendirilmektedir ve yapılan çalışmalarda MRG bulguları ile artroskopi bulgularının ilişkilendirilmesinde faydalı olduğu grlmştr (20,21). Buna göre, kartilaj defektlerinin patolojik evrelemede dört evre tanımlanmaktadır (Tablo-I).

Tablo-I: Patellar kondromalazide kartilaj defektlerinin patolojik evrelemesi.

Evre	Bazal Dejenerasyon	Yüzeyel dejenerasyon
1	Yumuşama	Minör fibrilasyon
2	Blister (kabarcık) formasyonu	Fissür formasyonu
3	ülserasyon, yengeç ısırığı ve fibrilasyon	Fragmantasyon, ülserasyon ve fibrilasyon
4	Krater formasyonu ve eburnasyon	Krater formasyonu ve eburnasyon

MRG'de ise kondromalazinin derecelendirmesi artroskopiye benzer şekilde yapılmaktadır. Normal kartilaj Evre 0 olarak değerlendirilmektedir. Evre 1 kondromalazide, kartilaj yüzeyinin düzgün, çeperlerinde hiç değişiklik olmadan aşırı yoğunlaşma (hiperintensite) odakları ile küçük 1 mm'den ufak eklem kartilajı yüzey düzensizlikleri saptanabilir. Bu bulgular eklem kartilajının yumuşaması ve şişmesindeki en erken değişikliklere işaret etmektedir. Bu erken safhada bazal veya derin katmanda sinyal artışı odakları da görülmektedir. Evre 2 kondromalazide, altta yatan eklem kartilajında genellikle sinyal yoğunluğundaki artma ile ilişkili olabilecek veya olmayabilecek kabarcık (blister) lezyonu görülür. Bu bulgu eklem kartilajının yüzeyel ve derin katmanlarının ayrıldığına işaret eder. Eklem kartilajının yumuşamış bölgelerindeki yarılma ve fibrilasyonların çapı 1,3 cm'e, derinliği 1-2 mm'ye varabilir. Evre 3 kondromalazide, fissür ve fibrilasyonlar, eklem kartilaj kalınlığının yarısından fazla derinleşebilir ve

çapı 1,3 cm'i geçen bir alanı tutabilir. Eklem kartilajının yüzü yengeç eti gibi olur, altta yatan subkondral kemiğe tutunan çok sayıda kartilaj parçaları boşta sallanır. Ancak, subkondral kemik etkilenmemiştir. Evre 4 kondromalazide görülen ülserleşme ve subkondral kemiğin ortaya çıkması, MR görüntülerinde kendilerini bariz eklem kıkırdağı kayıpları ile ortaya çıkan subkondral kemik ve subkondral kemikte sinyal artışı olarak gösterir (1).

2.3. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

2.3.1. GİRİŞ VE TARİHÇE

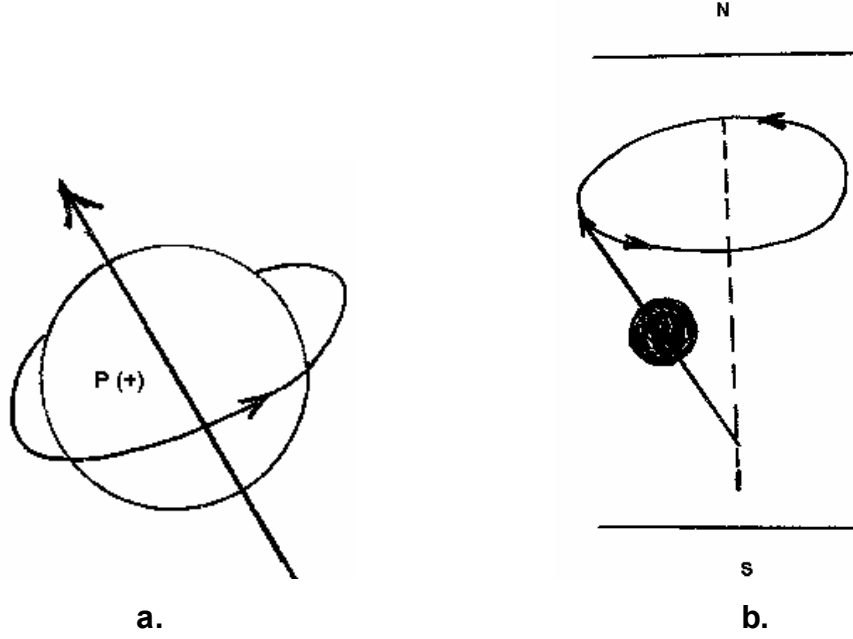
MRG, manyetik bir alanda, elektromanyetik radyo dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. MRG yumuşak doku kontrast çözümüleme gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir (8). Bu özelliği ile başta santral sinir sistemi olmak üzere vücuttaki tüm yumuşak dokuların incelenmesinde kullanılır. MRG ilk kez 1946 yılında birbirinden bağımsız olarak aynı anda Felix Bloch ve Edward Purcell tarafından tanımlanmıştır. Bu iki araştırmacıya bu çalışmalarından dolayı 1952 yılında Nobel ödülü verilmiştir. Fizik prensipleri Bilgisayarlı Tomografi'den önce geliştirilmiş olmakla birlikte görüntüleme yöntemi olarak kullanılması için uzun yıllar almış ve ilk kez 1973 yılında New York Eyalet Üniversitesi'nden Paul Lauterbur tarafından kullanılmıştır (22). 1980 yılında Hawkens, MRG'nin multiplanar görüntüleme özelliğini ortaya çıkarmış ve bu yöntemle ilk lezyonu saptamıştır. Geçen dönemlerde MRG, yeni sekans dizilimleri ve fonksiyonel görüntülemeler ile günlük pratikte yerini almıştır (8).

2.3.2. MRG'DE TEMEL FİZİK PRENSİPLERİ

MRG'nin fiziğini daha iyi anlayabilmek için öncelikle atom düzeyindeki bazı kavramları öğrenmek gerekmektedir. Bilindiği gibi atom çekirdeğinin temel yapısını, proton ve nötron adı verilen nükleonlar oluşturmaktadır. Proton ve nötronlar kendi eksenleri etrafında devamlı bir

dönüş hareketi yaparlar (23). Bu dönüş hareketine spin hareketi denilmektedir (Şekil-3a). Spin hareketi sayesinde nükleonlar, çevrelerinde doğal bir manyetik alan yaratırlar. Ancak, çekirdekteki nükleonlar, çift sayıda bulunduklarında, birbirlerinin spin hareketlerini ortadan kaldıracak şekilde dizilim gösterdiklerinden doğal manyetizasyonları yoktur. Bu nedenle sadece tek sayıda nükleonu bulunan çekirdeklerde doğal manyetizasyon ya da bir başka deyişle manyetik dipol hareketi bulunmaktadır (8,23).

Dışarıdan uygulanan bir manyetik alan olmazsa dokudaki hidrojen çekirdeklerinin dipolleri rastantısal olarak dizilirler ve dokunun net manyetizasyonu sıfırdır. Doku güçlü bir manyetik alan (B_0) içerisine konulduğunda bu dipoller dış manyetik alan vektörüne paralel ve anti paralel konuma geçerler. Daha az enerji gerektirdiğinden düşük enerji konumundaki paralel dipollerin sayısı, yüksek enerji konumundaki antiparalel dipollerin sayısından çok az olmak üzere fazladır. MR görüntülerinin oluşturduğu sinyaller işte bu çok az sayıdaki paralel konumlu dipollerden elde edilir. Protonlar eksternal manyetik alana paralel veya antiparalel konum aldıktan sonra manyetik alanın hayali çizgileri etrafında topaç benzeri bir salınım hareketi yaparlar. Bu harekete presesyon adı verilir (Şekil-3b).



Şekil-3: Spin ve presesyon hareketi: **a.** Protonlar pozitif elektrik yük taşırlar kendi eksenleri etrafında dönerek spin hareketi yaparlar. **b.** Bir manyetik alan içerisine yerleştirilen protonlar presesyon adı verilen topaç benzeri hareket yaparlar.

MRG'de sinyal kaynağı olarak manyetik dipol hareketine sahip proton ve nötronların, çift ve eşit olmayan çekirdeklerden yararlanılır. Biyolojik dokularda atomlar, hidrojen (tek proton), karbon (6 proton, 7 nötron), sodyum (11 proton, 12 nötron) ve fosfor (15 proton, 16 nötron)'dur. H^+ atomu çekirdeğinin tek protondan ibaret olması nedeniyle en güçlü manyetik dipol hareketine sahip elementtir. Suda ve yağda yoğun olmak üzere insan vücudunda bol miktarda bulunur. İşte bu nedenlerle MRG'de sinyal kaynağı olarak hidrojen çekirdeği kullanılır (24).

Presesyon hareketi, rezonans olayının temelidir. İncelenen bölgedeki protonlar ancak kendi frekanslarındaki bir radyofrekans pulsu ile uyarılabilir, yani rezonansa getirilebilir. Manyetik alan gücü ile presesyon frekansı arasındaki bu ilişki, Larmor denklemi adı verilen bir formülle ifade edilmiştir (24).

$$\omega_0 = \gamma \times B_0$$

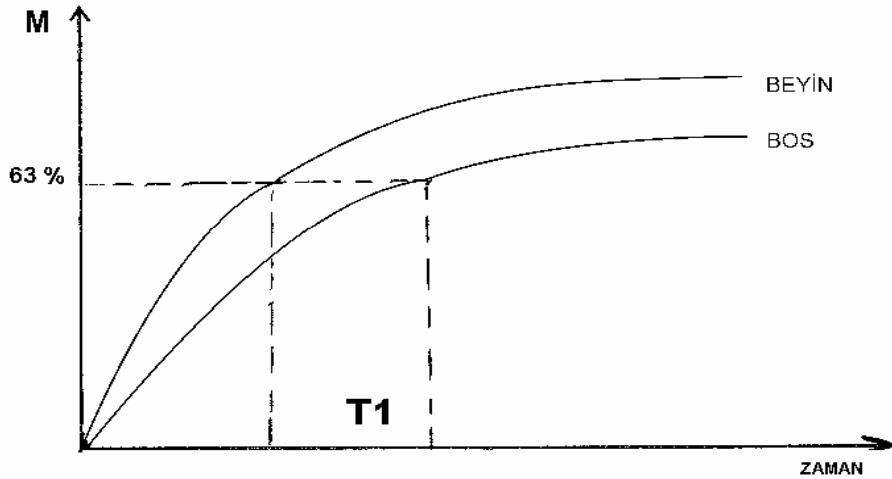
Bu eşitlikte ω_0 presesyon frekansı, B_0 eksternal manyetik alanın gücü ve γ , ise gyromanyetik katsayıdır. Bu katsayı her çekirdek için ayrı bir değerdir. Örneğin hidrojen için 42.6 MHz/Tesla, Karbon-13 için 10.7 Mhz/Tesla'dır.

MR cihazının manyetik alan gücünü göstermek üzere Tesla (T) birimi kullanılır. 1 Tesla, 10 000 Gauss karşılığı manyetik alan gücüdür. Bir manyetik alanın 1 cm² 'sinden geçen manyetik alan çizgi sayısı 1 ise o manyetik alanın gücü 1 Gauss'tur (8,3).

Doku içindeki protonlar normal şartlarda farklı vektöryel konumlarda bulunmaktadır. Ancak güçlü bir manyetik alan içine yerleştirildiğinde protonların, manyetik alan yönüne paralel ve antiparalel halde bir sıra haline dizilim gösterdiğinden ve paralel halde dizilim gösteren protonların antiparalel dizilimli protonların sayısından çok az olmak üzere biraz daha fazla olduğundan bahsetmiştik. Bu durum ana manyetik alana paralel doğrultuda, tek bir ok şeklinde “longitudinal manyetizasyon” olarak ifade edilir. Manyetik alana paralel dizilmiş protonlardan sinyal almak mümkün değildir. Bunlardan sinyal elde edebilmek için ana manyetik alan gücünde (B_0) ve Larmor frekansı eşitliğinde dışarıdan bir 90° radyofrekans (RF) pulsu vermek gereklidir. Bu temin edildiği taktirde longitudinal manyetizasyon olarak ifade edilen vektöryel ok manyetik alana dik düzleme yatırılmış olacaktır, buna “transvers manyetizasyon” denir. RF pulsu kesildiğinde, protonlar önceki düşük seviyeli konumlarına geri dönmeye başlarlar ve transvers manyetizasyon azalırken longitudinal manyetizasyon artmaya başlar. Bu arada protonların transvers manyetizasyon sağlandığında gösterdikleri faz uyumu bozulmaya başlar. Bu olaylar birlikte devam ederken net vektöryel büyüklük her an değişikliğe uğrar ve giderek küçülen halkalar şeklinde RF pulsu öncesi durumuna döner. Bu değişim “free induction decay” (FID) yani indüksiyonun kendi kendine azalımı olarak ifade edilir ve rezonans gösteren protonlardan sinyal kaydı bu safhada gerçekleşir. FID sinyali, transvers

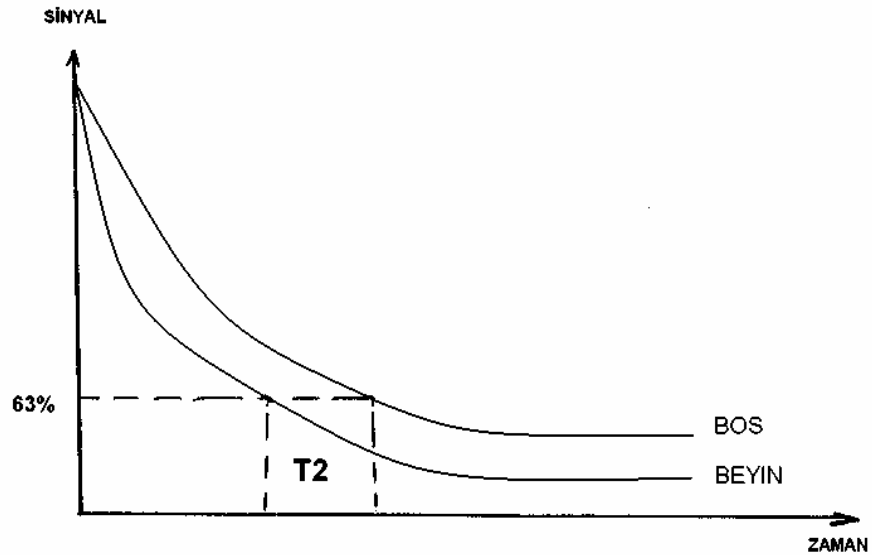
manyetizasyonun tamamlanmasını takiben maksimum düzeyde iken zamanla giderek azalmaktadır. Zaman içinde sürekli azalarak değişen bu manyetizasyon alıcı sargılar tarafından algılanır. Alternatif akıma dönüştürülür. Bilgisayarlar yardımı ile de görüntüye çevrilir (8,23,24).

Dokudaki protonlar ile aynı frekansta RF pulsu gönderildiğinde, bazı protonlar gönderilen bu enerjiyi alarak eksternal manyetik alana antiparalel hale geçerler. Bu süre zarfında longitudinal manyetizasyon giderek azalarak transvers manyetizasyona döner. RF pulsu kesildiğinde ise yüksek enerjideki protonlar yüklenmiş oldukları enerjilerini geriye, sinyal şeklinde vererek başlangıç durumlarına geri dönerler. Transvers manyetizasyon hızla kaybolurken, longitudinal manyetizasyon yeniden kazanılır. İşte, 90° RF pulsu verildikten sonra, eksternal manyetik alan yönündeki longitudinal manyetizasyonun, %63'ünün yeniden kazanılması için gereken süre T1 relaksasyon zamanı (spin-lattice) olarak adlandırılır (Şekil-4). Yağlı dokular, hızlı T1 süreleri nedeniyle hiperintens, BOS ise hipointens görüntülenir (8,23).



Şekil-4: Longitudinal manyetizasyon ve T1 zamanı. Relaksasyon hızı farklı dokularda değişiklik gösterir. Dokunun orijinal manyetizasyonunun %63'ünü geri kazanmasına kadar geçen zaman T1 zamanıdır.

90° RF pulsu verilmesinden hemen sonra transvers manyetizasyonun gücü, 90° pulstan önceki longitudinal manyetizasyonun gücüne eşittir. Bunun yanı sıra protonların spin hareketi ana manyetik alan yönündeki gibi aynı fazda oluşmaktadır. RF pulsunun kesilmesini takip eden zamanda, protonlar arasında manyetik alanın tamamıyla homojen olmamasından dolayı etkileşim ve faz kaybı oluşmaya başlar. Protonlar spin hareketleri sürdürmekle beraber bu faz kaybından dolayı birbirlerinden farklı dipol vektörleri gösterirler. Dipoller faz kaybettikçe transvers manyetizasyon azalır. İşte, 90° RF pulsu verildikten sonra maksimum düzeye ulaşan transvers manyetizasyonun %37 seviyesine inmesine kadar geçen süreye (veya sinyalin %63'ünün kaybına kadar geçen zamana) T2 relaksasyon zamanı denir (spin-spin) (Şekil-5). Genelde dokuların T2 süresi T1'den daha kısadır. T2/T1 oranı 1'e ne kadar yakınsa incelenen doku örneği sıvıya, 1'den ne kadar küçükse katiya benzer (8,23,24). T2* relaksasyon zamanı, T2 relaksasyon zamanının gradyent eko sekansındaki karşılığıdır.



Şekil-5: Transvers manyetizasyon ve T2 zamanı: Sinyalin %63'ünün kaybına kadar geçen zamana T2 zamanı denir. Bu da değişik dokularda farklılık gösterir.

2.3.3. MRG CİHAZI VE ÖZELLİKLERİ

MRG cihazlarının dış ortamdaki RF kaynaklarından etkilenmemesi ve aygıtın manyetik alanın da dış ortamı etkilememesi için, çevreden son derece iyi izole edilmiş ortamda çalıştırılmalıdır. Bu amaçla cihazın bulunduğu oda “Faraday kafesi” adı verilen bir kafes ile tecrit edilmelidir. Güçlü MRG cihazları yüksek manyetizasyonun sağlanması için sıvı helyum-nitrojen gazı ile soğutulduklarından bu gazların olası sızıntılarına karşı ortamda oksijen satürasyonundaki azalmaya duyarlı dedektörler bulundurulmalıdır. Cihazların verimli çalışması açısından ortam ısısı 18-20°C’de klimatize edilmelidir. MRG cihazı beş ana parçadan oluşmaktadır.

I- Ana Magnet: MR cihazının en önemli bölümü ve mıknatıs parçadır. Dokuda ölçülebilen manyetizasyonu oluşturmak için gerekli olan güçlü üniform manyetik alanı (B_0) sağlar. Permanent, rezistif ve süperiletken magnet tipinde olabilir (8).

a. Permanent Magnet: MRG sistemlerinde kullanılan bu tür magnetler mıknatıs sistemi olarak demir, brom ve neodim gibi üzerinde sürekli manyetizasyon bulunduran metallerin tuğla gibi dizilerek bir araya getirilmesi ile oluşturulmuştur. Enerjiye ihtiyaç göstermediklerinden maliyetleri ucuzdur. Yüksek ağırlıklarına rağmen manyetik güçleri düşüktür.

b. Rezistif Magnet: Elektromıknatıs tipinde magnetler olup içinde elektrik akımının geçirildiği bobin şeklinde sargılar bulunur. Manyetik alan, iletken tellerden geçirilen elektrik akımı ile sağlandığından ısı üretimi fazladır.

c. Süperiletken Magnet: Günümüzde MR aygıtlarında en çok kullanılan magnetlerdir. Bu magnetlerde de elektrik akımı kullanılır ve özel bir akım taşıyıcı iletkenleri vardır. Süper iletkenliği sağlamak için sistem

yaklaşık +4 Kelvin (-269°C)'e kadar soğutulur. Soğutmada helyum-nitrojen kriyojenleri kullanılır (24).

II- Shim Sargıları: Tüm MR magnet tiplerinde manyetik homojeniteyi en iyi hale getirmek için geliştirilmiş sargılardır.

III- Gradyent Sargıları: Sinyal lokalizasyonu yapabilmek için manyetik alanı her üç düzlemde de kontrollü olarak değiştiren sargılardır.

IV- Radyofrekans sargıları: İncelenen dokulardaki protonları uyarmak için RF pulsu gönderen ve dokulardan gelen sinyalleri saptayan “koil” adı verilen parçalardır. Koiller fonksiyonlarına şekillerine ve dizaynlarına göre bir çok alt gruba ayrılmaktadır. Spinleri uyarmak için RF pulsu gönderen koiller iletici-uyarıcı koil (transmit koil), uyarılmış spinlerin yaydığı MR sinyallerini toplayan koiller ise alıcı koil (receiver koil) olarak adlandırılır. Alıcı koiller spesifik bir frekansa ayarlanmış bir radyo sinyali için bir anten gibi davranırlar.

V- Bilgisayar: RF sargıları tarafından dokulardan alınan sinyallerin ossiloskopta ölçümünden sonra bunları güçlendirip, çeşitli filtrasyondan geçiren ve dijitalize ederek gri skala değerleri ile görüntüye çeviren cihazlardır (23,24).

Günümüzde MR aygıtları oluşturdukları manyetik alan gücüne göre ‘ultra low field’ (0.065-02 T), ‘mid-field’ (0.2-.05 T) ve ‘high field’ (1.0-2.0 T) olmak üzere üç ana grub altında toplanır. Alan gücü arttıkça artan signal/noiz (S/N) oranı nedeni ile daha ince kesitler alınabilmekte ve inceleme süresi alanın gücü ile orantılı bir şekilde kısalmaktadır (24).

2.3.4. MRG'DE GÖRÜNTÜ KARAKTERİSTİKLERİ

MRG'de görüntü karakteristiğini etkileyen faktörler iç ve dış faktörler olmak üzere iki başlık altında incelenir (8).

A. Dokuların iç yapı özelliklerine bağlı operatörün üzerinde değişiklik yapamayacağı parametreler:

1. Dokuların T1, T2 veya T2* süresi.
2. Dokunun rölatif proton yoğunluğu.
3. Dokunun akım karakteristiği.
4. Komşu dokuların karakteristik özellikleri ve birbirleri ile olan etkileşimleri.

B. Operatörün seçimine bağlı olarak değiştirilebilen faktörler:

1. TR (Time repetition): RF pulsunun tekrarlama süresi.
2. TE (Time echo): Eko dinleme süresi.
3. TI (Time inversion): İlk 180 derece pulsu ile 90 derece pulsu arasında geçen süre.
4. FA (Flip angle): GE sekansta kullanılan ve dokuların T1 ağırlığını belirleyen açısal bir parametre.
5. Seçilecek sekans tipi.
6. Voksel boyutu.
7. Faz.
8. NEX (Her bir basamakta veri toplama sayısı).

2.3.5. MRG'DE KULLANILAN İNCELEME SEKANSLAR

Spin Eko (SE) sekansı: En yaygın kullanılan sekanstır. Önce transvers manyetizasyonu sağlamak için 90° puls gönderilir, TE değerinin yarısı kadar bekledikten sonra 90° 'nin tersi yönde 180° pulslar gönderilir. SE sekansta, 90° pulslar arasındaki zaman aralığı TR, 90° pulstan maksimum eko sinyali elde edilene kadar geçen süre TE olarak ifade edilir. SE sekansta TR ve TE parametrelerini değiştirerek T1, T2 ve proton ağırlıklı görüntü elde edilir. TR görüntünün T1, TE ise T2 ağırlığından sorumludur. Sıvılar uzun T1 ve T2 süreleri ile T1 ağırlıklı görüntülerde (AG) hipo, T2 AG'lerde hiperintensdir. T1 AG'de TR kısa (700 msn altında) TE kısa (30 msn altında), T2 AG'de TR uzun (2000 msn üzerinde), TE uzun (70-80 msn üzerinde). Proton AG'de, TR uzun (2000 msn üzerinde), TE kısa (30 msn altında) olmalıdır. Proton dansite görüntüler T2 sekansta birlikte aynı süre içinde elde edilebilir, ayrı bir sekans gerektirmez (8,23).

Saturation recovery, partial saturation: Sadece 90° puls uygulama sonrası sinyallerinin toplanması ile karakterizedir. TR süresine bağlı olarak, T1 ya da proton dansite özelliği kazanmaktadır. Pulslar arası süre arttığında yani TR uzun seçildiğinde protonların saturasyonu için yeterli süre tanınacağı için imajlar proton ağırlıklıdır ve teknik saturation recovery adını alır. 90° pulslar arasındaki zaman kısaltıldıkça imajlar parsiyel saturation tekniği ile T1 A olarak elde edilir (8,23).

Inversion recovery (IR): Burada manyetizasyon başlangıçta 180° puls ile tersine çevrilir. TI denilen bir süre sonra 90° bir puls, bu sürede kazanılan longitudinal manyetizasyonu transvers düzleme yatırır. Daha

sonra SE görüntülemeye olduğu gibi TE/2 süresinde 180° puls uygulanır ve sinyal ölçülür. IR sekansta, TR 1500 msn ve üzeri, TI 300-600 msn, TE 30 msn altındadır. TI ve TR nin uzun tutulduğu sekansta sıvı baskılanır: Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) (8,23).

Short time inversion recovery (STIR): TI kısa tutulur. Yağ dokularının 180° puls sonrası longitudinal manyetizasyonunun 0 olduğu anda dokulara 90°'lik ikinci puls gönderilmektedir. Böylece yağ dokusunda transvers manyetizasyon oluşmayacak ve sinyal alınamayacaktır. Yağ baskılama için TI 300 msn altında tutulur. Görüntülerin sinyal özellikleri T2 ağırlıklı imajlara benzer (8,23).

Gradyent eko (GE) sekans: MR görüntülerinin kısa sürede elde edilmesine yöneliktir. GE sekansta 90° ve 180° pulslar varken, GE da 180° puls yerine gradyent çeviriciler konmuştur. 90° puls ise flip angle (FA) ya da vuruş açısı denen ve transvers manyetizasyonu daha küçük açı değerlerinde oluşturan açılarla gerçekleştirilir. FA ve TE değerleri görüntülerin T1, T2 veya proton ağırlığını belirler. T1 ağırlıklı görüntü elde etmek için FA 45° ve üzerinde TE 30 msn altında, T2 AG de FA 20° altı TE 60 msn üzeri, proton AG de FA 20° altı TE 30 msn altında olmalıdır. GE puls sekanslarının, genellikle kullanılan temel fizik kurallarının baş harfleri ile tanımlanan birçok varyantı geliştirilmiştir. Bunlara örnek olarak 'Gradient Recalled Acquisition in the Steady-State' (GRASS), 'Fast Low-Angle SHot' (FLASH), 'Fast Imaging with Steady-State Precession' (FISP) ve 'Fourier-Acquired Steady-State' (FAST) gibi puls sekansları sayılabilir (28). Bu sekanslardaki sinyal yoğunluğu ve kontrast sadece TR ve TE değerlerine değil FA'da bağlıdır (8,23,24).

Hızlı görüntüleme sekansları: MRG tekniğindeki son gelişmeler ve MRG'nin kas iskelet ve santral sinir sistemi dışında da kullanım alanının genişlemesi ile birlikte tetkik süresinin uzunluğu, hareket artefaktlarına imkan oluşturmaları gibi bazı dezavantajları da beraberinde getirmiştir. Bu dezavantajları çözmeye ve daha kısa zamanda görüntü elde etmeye yönelik yapılan çalışmalar sonucunda son zamanlarda SE ve GE tekniklerinden modifiye edilmiş uygulamalar kullanılmakta olup, FAST-GE, FAST-SE ve Echo Planar Imaging (EPI) gibi adlar ile isimlendirilmektedir (8,24).

2.3.6.TERMİNOLOJİ

MR görüntülerini yorumlamadan önce hangi puls sekansı ile elde edildiği ve seçilen uygulama sürelerini bilmek zorunludur. Önce inceleme tekniğinin (puls sekansının) adı söylenir (SE, GE ve IR gibi), daha sonra görüntünün hangi parametre ağırlığı ile edildiği (T1 veya T2 A gibi). Bu parametrelerin mutlak sınırları olmadığı için puls uygulama sürelerinin belirtilmesi daha doğru olacaktır (örnek SE: TR/TE: 1500/80 msn, IR TR/TE: 1200/40 msn). Görüntüler yorumlanırken gri skalanın beyaz tarafı hiperintens, siyah tarafı hipointens, referans dokuya eşit olan lezyonların ise o dokuya izointens olduğu söylenir. Yüksek sinyal alanları hiperintens, düşük sinyal alanları hipointens referans dokuya eşit sinyal alanları izointens tanımlanır (24).

2.3.7. MRG'DE KESİT ALIMI VE REKONSTRÜKSİYON

RF pulsu ile uyarılan protonlardan gelen sinyallerin saptanması temeline dayanan MRG de, görüntüyü oluşturabilmek için sinyalin nereden geldiğinin bilinmesi şarttır. MRG'de veri toplama ve görüntünün oluşumunda en çok kullanılan yöntem "Fourier Transformasyonu" (FT)'dur (24). Bu teknikte belirli aşamalar söz konusudur.

1. İnceleme için, vücut ana manyetik alan içine yerleştirilir.

2. Kesit alınması istenilen düzleme dik yönde bir gradyent uygulanır. "Kesit belirleme gradyenti" adı verilen bu gradyent ile vücut üzerindeki manyetik alan, baş ve ayak ucu tarafında farklı olmak üzere düzgün bir eğri şeklinde kontrollü olarak değiştirilir. Bu şekilde vücudun her bir noktasından ana manyetik alan gücü farklılaşmış olur.

3. RF sargıları ile, kesit alınacak vücut düzlemindeki manyetik alan gücü değerinde (Larmor frekansı eşitliğinde) bir RF pulsu gönderilerek, sadece istenilen kesit alanındaki protonlar uyarılır (selektif eksitasyon). RF

pulsunun frekansı hasta üzerindeki kesit yerini, frekans bant genişliği ise kesit kalınlığını belirlemektedir.

4. Uyarım kesildikten sonra, ilgili kesit düzlemindeki protonların rezonansından oluşan sinyaller algılayıcı sargılar tarafından toplanır.

5. Toplanan ham sinyaller, daha önceden seçilmiş frekans ve faz eksenlerine yerleştirilerek FT ile bir dizi bilgisayar işlemine tabi tutularak görüntüye çevrilir (8,21). Gerçekte MRG görüntüleme üniti, rezonans yapan doku protonların oluşturduğu sinyallerin faz ve frekansını saptayabilen bir metronom ve çok kanallı radyo kombinasyonu gibi davranır (24).

Görüntünün nasıl istendiği, rezolüsyonun ne olacağı ve bunlarla ilişkili olarak görüntünün kalitesi K-alanının, ne kadar zamanda ve ne kadarının doldurulacağına bağlıdır. Puls sekanslarındaki tüm değişiklikler K-alanına yansımaktadır. K-alanı, dokulardan gelen MR sinyallerinin FT'dan sonra uzaysal frekanslarına göre kodlanarak yerleştirildiği yerdir. FT kompleks bir sinyalin aritmetiksel olarak çözümlenmesi olarak ifade edilmektedir. K-alanındaki sinyallerin iki ekseninde çözümlenmesine 2 boyutlu (2D) FT, her üç ekseninde (kx, ky, kz) de çözümlenmesine 3 boyutlu (3D) FT adı verilmektedir. K-alanı ham bilgilerin toplandığı bir kavram olup, görüntüsü asıl MR görüntüsünden çok farklıdır. MR da asıl görüntü K-alanındaki bilgilerin ikinci kez FT'na tabi tutulduktan sonra oluşturulmaktadır. K harfinin kullanılması, fizikçilerin uzaysal frekansı bu harfle tanımlarından dolayıdır (8).

2.3.8. MRG'DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ

Doku kontrast farklılıklarının tanınması: Doku kontrastı tüm görüntüleme tekniklerinde görüntüye giren farklı özelliklerdeki dokuların net bilgilerle birbirlerinden ayırt edilebilmesini ifade eder. MRG,

günümüzde doku kontrast farklılıklarını en iyi tanımlayan görüntüleme yöntemi olarak kabul edilmektedir. MRG'de doku kontrastını o dokuların T1 ve T2 relaksasyon zamanları belirlemektedir. Bu da seçilen sekansa uygulanacak TR ve TE sürelerine bağlıdır (25).

Sinyal Gürültü Oranı (Signal Noise Ratio S/N): Bu oran inceleme bölgesindeki anatomik yapılardan alınan görüntüleri oluşturacak bilgileri içeren sinyal ile zemin gürültüsü (görüntü kalitesini bozan etkilere yol açar) arasındaki ilişkiyi ifade etmektedir. Bu oran manyetik alan gücü ile doğru orantılı olup, kullanıcının kontrolu dışındadır. Bununla beraber pek çok parametre S/N oranını doğrudan etkileyebilmektedir; uzun TR kısa TE seçimi, kesit kalınlığının artırılması, kesitler arası boşluğun geniş seçilmesi, NEX'in artırılması, geniş görüntüleme alanı (field of view: FOV) seçilmesi, yüzeyel koil kullanılması, paramanyetik kontrast kullanımı ve çeşitli artefakt giderici yöntemlerin uygulanması S/N oranını olumlu yönde artırmaktadır. Sinyal gürültü oranını kötü yönde etkileyen en önemli parametre ise matriks boyutlarının yüksek değerlerde seçimidir (8,25).

Uzaysal çözümüleme (spatial resolution): Bu tanım tetkik yönteminin ince anatomik ayrıntıları görüntüleyebilmedeki yeteneğini ifade eder. Uzaysal çözümüleme, MRG'de FOV ve kesit kalınlığı ile ters orantılı, matriks boyutları ile doğru orantılı bir ilişki gösterir. Uzaysal çözümüleme ile S/N oranı arasında tam ters bir ilişki bulunmaktadır. Yani MRG de S/N oranının arttırılması için yapılan girişimler, uzaysal çözümüleme gücünü düşürmektedir. Yani uzaysal çözümüleme gücünün yüksek olması istendiğinde S/N oranın düşmesi görüntü kalitesini bozacaktır. Örnek olarak yüksek uzaysal çözümülemenin gerekli olduğu bir incelemede matriks 256x256 ve kesit kalınlığını 3 mm seçtiğimizde, görüntü kalitesini optimize etmemiz açısından, S/N oranı ile NEX sayısı artırılarak yükseltilebilir. Tabii böyle bir sekansın inceleme süresinin de ciddi oranlarda artacağı unutulmamalıdır. Bu nedenle MRG tetkik yönteminin ve görüntüleme parametrelerinin seçiminde aranan patolojiye ve incelenen bölgenin özelliklerine göre karar verilmesi büyük önem taşımaktadır (25).

2.3.9. MRG' DE ARTEFAKTLAR

MRG' de görülen artefaktlar hastadan ve cihazdan kaynaklanan artefaktlar olarak iki grup altında sınıflandırılır (8,24).

I. Hastadan Kaynaklanan Artefaktlar:

Hareket Artefaktları: Tetkik süresince magnet içerisinde hareket etmeden ve kımıldamadan yatması istenen hastada istemli ya da istemsiz olarak gelişen hareketler, görüntülere faz kodlama gradyenti yönünde artefakt olarak yansımaktadır. Özellikle toraks incelemelerinde kalp hareketleri ve büyük damarlardaki pulsasyonlar çevre dokularda artefaktlara yol açmaktadır. Solunum ve gastrointestinal sistem peristaltizimine bağlı artefaktlarda, batın-toraks gibi anatomik kompartmanların incelemesi esnasında görüntülerde, vücut dışında batın ya da toraks ön duvarının hayali bir yansıması olarak, ilgili yapılara paralel şekilde çizgilenmeler izlenir.

II. MRG Cihazından Kaynaklanan Artefaktlar:

Aliasing Artefakt: İncelenen objenin boyutunun, seçilen görüntüleme alanı FOV'dan büyük olduğunda ortaya çıkan artefaktır. FOV dışında kalan sinyal, FOV'un içindeymiş gibi algılanarak faz eksenini yönünde ve görüntü alanı üzerine eklenir.

Trunkasyon Artefaktı: FT esnasında, görüntüleme için gerekli sürede sinyal kaydı yapılamamasına bağlı olarak faz eksenini yönünde ortaya çıkan, incelenen yapının konturuna paralel ince çizgilenmeler şeklinde görülen artefaktır.

Kimyasal Şift (Sapma) Artefaktı: Farklı dokulardaki hidrojen protonları arasındaki çok az olan salınım frekansı farklılığına bağlı olarak gelişen artefaktır. Bu artefakt özellikle su ile yağ dokularının birbiri ile komşulukta olduğu yüzeylerde ortaya çıkmaktadır. Yağdaki protonların sudakilerden daha yavaş olan salınımları nedeni ile lokalizasyonları cihaz tarafından

yanlış hesap edilmekte ve frekans eksenini boyunca bir taraf yüzeyde siyah, bir taraf yüzeyde ise beyaz bantlar şeklinde görülmektedir.

Manyetik Duyarlılık Artefaktı: Manyetizasyonu değişen dokular arasında, lokal manyetik alan inhomejeniteleri ve lokal alan gradyentleri manyetik duyarlılık artefaktlarına neden olabilir. Duyarlılık artefaktları rutin olarak hava, metal, kalsiyum ya da konsantre olmuş gadolinium kontrast materyal varlığında karşılaşılar. Fokal azalmış sinyal intensitesi ve anatomik distorsiyon görülebilir. Hipointensite çevresinde genellikle hiperintens rim görülür.

Cross-Talk (Excitation) Artefaktı: RF pulsunun kesit alanı dışında saturasyon etkisi oluşturmaması neticesinde gelişen artefaktır. Kesitler arası mesafe 0 (sıfır) olarak seçildiğinde komşu kesitlerdeki dokularda TR etkisi azalmaktadır. Bu durumda S/N oranı azalacağından dokularda kontrast kaybı gelişmektedir.

Faz Şift Artefaktı: Pulsatil kan ile BOS'un tipik olarak temporal loblarda, beyin sapında, bazal ganglionlarda ve spinal kordta faz eksenini yönünde oluşturduğu transvers seyirli titreşimlerdir.

2.3.10. MRG' NİN AVANTAJLARI VE DEZAVANTAJLARI

Avantajları:

1. Yüksek yumuşak doku kontrast çözümüleme gücüne sahiptir.
2. Multiplanar görüntüleme özelliği vardır.
3. Kemik yapıların artefakt oluşturma özelliği yoktur.
4. İyonizan radyasyon riski bulunmamaktadır.

5. Damarlar kontrast madde uygulamasına gerek kalmadan görüntülenebilir.

6. MRG'de kullanılan kontrast maddeler iyotlu kontrast maddelerden daha emniyetlidir.

7. Gebelerde ilk trimestirden sonra gebelerin ya da fetüsün incelemesine olanak tanır (8,24).

Dezavantajları:

1. Özellikle SE incelemelerde, görüntüleme süresinin uzunluğu nedeni ile hareket artefaktlarına duyarlılık fazladır.

2. Pahalı bir tetkiktir.

3. Dar ve kapalı yerde uzun süre kalma gerekliliği nedeni ile klostrofobi olan hastaların incelenmesi zordur. Bu hastalar ve pediatrik olguların incelenmesine imkan veren açık magnetler geliştirilmiştir. Ancak bu cihazlar daha düşük T gücünde magnete sahiptirler.

4. Vücudunda kalp pili, anevrizma klibi ve metalik implantlar olan hastalar tetkike alınamamaktadır.

5. Yüksek statik manyetik alan gücü ile gradyent ve RF sargılarının vücutta minimal ısı artımı ve aritmi oluşturma riski vardır (8,24).

2.4. ARTROSKOPİ

Artroskopi, optik bir araçla vücut boşluklarını görerek tanı koyma ve tedavi yöntemidir. Bu konu ile ilgili ilk girişimler 1918-1920 yıllarında Takagi ve Bircher tarafından başlatılmıştır. Artroskopinin kurucuları sayılan bu iki bilim adamı, Japonyada ve Avrupada aynı dönemlerde ve birbirlerinden ayrı olarak çalışmışlar, 1919-1920 yıllarında Bircher kadavra

dizlerinde yaptığı denemeleri, insan dizi üzerinde gerçekleştirerek 18 olguluk serisini artroskopi konusundaki ilk yayın olarak bildirmiştir ve kullanmış olduğu alete de 'arthroendoscopy' adını vermiştir. 1962 yılında tungsten lambasından oluşan ışık kaynağından ışığın ekleme iletim ilkesine dayanarak Watanabe ilk artroskopik cerrahi işlemi gerçekleştirmiştir. Türkiye'de ilk artroskopi 1977 yılında Ege Üniversitesi'nde düzenlenen artroskopi kursunda İsveçli Dr. Ejnar Ericsson tarafından yapılmıştır. Ülkemizde ilk artroskopik yayın 1979'da Dr. Erdoğan Altınal'e ait olup 'Menisküs Yırtıklarının Tanısında Artroskopinin Yeri'ni vurgulamıştır (26).

Günümüzde artroskopik cerrahi, diz eklemi dışında, omuz, dirsek, kalça, el ve el bileği sorunlarında hem tanıda hem de tedavide önemli rol oynamaktadır (26).

Bütün endoskopik araçlarda olduğu gibi diz eklemine optik sistemle görüntülenmesi sağlayan artroskopik görüntüleme sistemleri şu kısımlardan oluşmaktadır.

1. Işık kaynağı
2. İletim kablosu
3. Artroskop
4. Video kamera ve monitör.
5. Video kayıt cihazı

Artroskopik Cerrahide kullanılan Araçlar: Kanül, trokar, obturator, probe, pens, küvet, makas, bistüri, dikiş gereçleri, arthro-pump ve arthro-pneu unit, elektrokoter, laser cerrahisi araçları, diz tutucu (Leg-holder) (27).

Uygulama: Artroskop kalem şeklinde, kalemden daha ince, fiberoptik bir alettir. Artroskopa bir kamera sistemi bağlanarak görüntüler ekrana aktarılır. Artroskopi ise, artroskop yardımıyla yapılan eklem muayenesi ve

bu sırada yapılan cerrahi işlemlerdir. Artroskop yaklaşık yarım santimetrelilik delikten eklem içine sokulur. İkinci bir delikten ise cerrahi aletler yerleştirilir. Eklem içi, sıvı ile doldurulur. Eklem içi yapılar bu sıvı ortamında 6-10 kat büyütme ile görüntülenir. Dolayısıyla artroskopik yöntemle eklem içi yapıları ayrıntılı olarak görmek ve müdahale etmek, açık cerrahiye göre daha kolay ve zararsızdır (Şekil-6).



Şekil-6: Dizde artroskopi uygulaması.

Artroskopinin Avantajları:

1. Düşük morbidilite.
2. Cerrahi travma çok azdır. Kesiler ve skar küçüktür.
3. Komplikasyon oranı düşüktür.
4. Proprioseptif duyu zarar görmez.
5. Eşlik eden yaralanmaların da aynı anda tedavisine olanak sağlar.
6. Ulaşılması güç alanların (menisküslerin posterior boynuzları) gözle görülerek, çalışma olanağı sağlar.

7. Hastanın hastanede kalış süresi ve işe dönüş zamanı kısadır.
8. Hastane giderleri azalır (28).

Artroskopinin Dezavantajları:

1. Girişim süresi. Cerrah deneyimli bile olsa, zaman alıcı bir işlemdir.
2. İleri cerrahi teknik. Belli bir cerrahi eğitim ve deneyim gerektirir.
3. Eklem içi yaralanma olabilir.
4. Artroskopi ekipmanlarının pahalı oluşu (28).

Artroskopi, patellofemoral eklem sorunlarında özellikle patellar dengesizlikte, dinamik olarak tanı ve tedavi için çok gerekli bir girişimdir. Mekanik sorunu olmayan, fakat ağrı şikayetleri ile başvuran hastalarda, MRG veya diğer noninvaziv tanı araçlarıyla belirlenmiş basit bir kartilaj patolojisi için cerrahi uygulamanın hata olacağı da unutulmamalıdır (29).

2.5. KARTİLAJ GÖRÜNTÜLEMEDE RADYOLOJİK YÖNTEMLER

Eklem boşluğunu ve diğer yumuşak doku elemanlarını göstermek ve patolojilerini tanımlayabilmek için intravenöz yoldan (indirekt artrografi) veya direkt eklem içerisine (direkt artrografi) kontrast madde vererek yapılan radyolojik incelemeye artrografi adı verilir. Teknik gelişmelere bağlı olarak BT eşliğinde, BT artrografi, MRG eşliğinde yapılırsa, MR artrografi olarak adlandırılmaktadır (21,30). MRG'de eklemde efüzyon varlığında özellikle T2 ağırlıklı görüntülerde intra-artiküler yapıların görüntülenmesi kolaylaşır ve buna "artrografik etki" denir (31). MR artrografi, iatrojenik olarak bu artrografik etkiyi yaratarak intra-artiküler yapıların daha iyi görüntülenmesi amacıyla geliştirilmiştir. Her bir eklem için genel olarak kabul edilen artrografi endikasyonları mevcut olmakla birlikte artrografi tercihinde etkili olabilecek bazı faktörler vardır. Bunlar arasında radyoloji uzmanının deneyimi, ortopedik cerrahın yaklaşımı ve rutin tekniklerin bazı

durumlarda spesifik bir ön tanı vermemesi sayılabilir (21). BT artrografinin kullanımı kartilajı ve diğer yumuşak dokuları değerlendirmede yetersiz kalması ve iyonize radyasyon içermesi nedeni ile sınırlıdır (17).

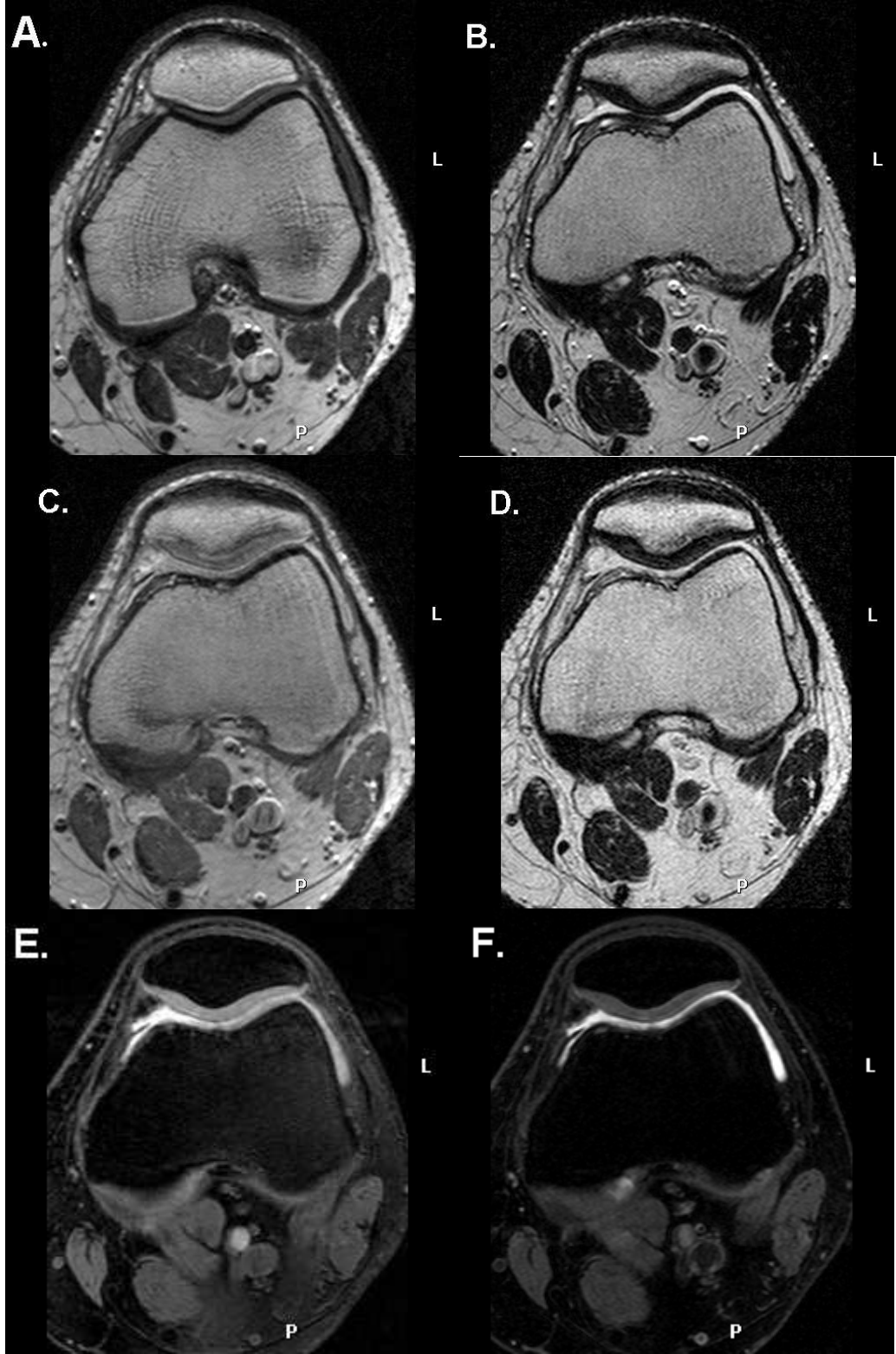
MRG, kartilaj lezyonlarını saptamada en yaygın kullanılan invaziv olmayan görüntüleme yöntemidir (31-33). Kartilaj ve lezyonlarını görüntülemekteki en iyi teknik MRG olmasına karşın, kartilajın doğru olarak değerlendirilmesi oldukça güçtür. Bu durum kısmen, artiküler kartilajın MRG'de kullanılan voksellerin boyutuna oranla daha ince bir tabakadan oluşması ve kıvrımlı yapıların içinde bulunması nedeniyledir (1,34). Kartilajda yüksek kalitede tanısal MRG için puls sekansların uygun seçimi önemlidir. Temel sekans SE'dur. Kontrast 90° ve 180° pulsar arasında TR ve TE zamanlarını değiştirerek elde edilir. Kısa TR ve TE ile T1 AG'ler, uzun TR ve kısa TE ile proton ağırlıklı ve uzun TR ve TE değerleri ile de T2 AG'ler elde edilir (35). Bu sekansların ana dezavantajı tetkik süresinin nispeten uzun olmasıdır. Mc Cauley, T2 ağırlıklı spin eko görüntülerin kondromalazik patella tanısında uygun olduğunu belirtmiş ve bu method pek çok ortopedik cerrah tarafından kabul görmüştür (5,6,31). Ancak günümüzde pek çok durumda daha hızlı görüntüleme istenir ve inceleme zamanını kısaltmak gerekebilir. Hızlı görüntülemelerde kullanılan sekanslar temel olarak GE, FSE, EPI sekanslarıdır. Her bir sekansın kendi avantaj ve sınırlıkları vardır (35).

GE tekniğinde, görüntüler TR, TE ve flip açısının bir fonksiyonudur. Kısa TE ve büyük flip açılarla T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir. T2 etkisi nispeten küçük flip açılar ve uzun TE'ler seçilerek artırılabilir. GE sekanslarda farklı üreticiler tamamen farklı adlandırmalar kullanmaktadır. Tüm GE sekanslarda kontrast özelliği SE sekanslarından farklılık gösterir. GE görüntülerde sinyal T2'ye değil T2* bağlıdır. GE sekanslar kesit 2D ya da 3D tarama olarak farklı şekillerde kullanılabilir. 2D multikesit taramada, görüntü elde edilmesi SE'ye benzerdir ve her kesitte veriler tam toplanır. 3D puls sekanslar ise ilgili volümün tümünü uyarırlar. Volüm taramanın

ana avantajı yüksek rezolüsyonda, parsiyel volüm etkisi azalmış olarak ince kesitler elde edilebilmesidir. Görüntü verileri üzerinden daha sonra reformasyon yapılabilir. Bazı GE parametreleri ile kartilaj SE görüntülerden daha iyi tanımlanır. Bu nedenle kartilaj görüntülemelerinde ve lezyonlarının saptanmasında 3D GE puls sekanslarının kullanımı önerilmektedir (32,35-37). Özellikle hiyalin kartilaj defektlerinin ortaya çıkarılmasında yağ baskılı 3D spoiled gradient echo (SPGR) görüntülemenin duyarlılığı yüksektir (36,37).

Çalışmamızda kullanılan 3D/WATS/C3f tekniği, temel olarak suyun selektif olarak uyarılması ve yağdan gelen sinyallerin baskılanması esasına dayanmaktadır. Bu sekansa su ve yağın manyetizasyon komponentlerini ayırmak için binomial puls kullanılır. 121 Binomial 90° lik puls, 22.5° , 45° ve 22.5° pulslardan oluşur. İlk 22.5° puls sonrası su ve yağ manyetizasyonu aynı fazdadır (in phase). Belli bir zaman sonra, su ve yağ protonlarının farklı salınım frekansına sahip olmalarından dolayı faz farkı artar. Su ve yağ protonları farklı fazda iken 45° puls uygulanır, su ve yağ manyetizasyonu tekrar aynı faza gelir (in phase), fakat bu protonlar vertikal aks ile farklı açıdadırlar. Presesyon, su ve yağ tekrar farklı faza gelene kadar devam ettirilir. Son olarak 22.5° puls uygulanarak, suyun manyetizasyonu transvers plana, yağın manyetizasyonu ise longitudinal plana getirilir. Bu durumda sudan gelen sinyaller artarken, yağdan gelenler baskılanır (38).

Farklı sekanslarla yapılan patellar kartilaj incelemelerine ait görüntüler Şekil-7'de sunulmaktadır.

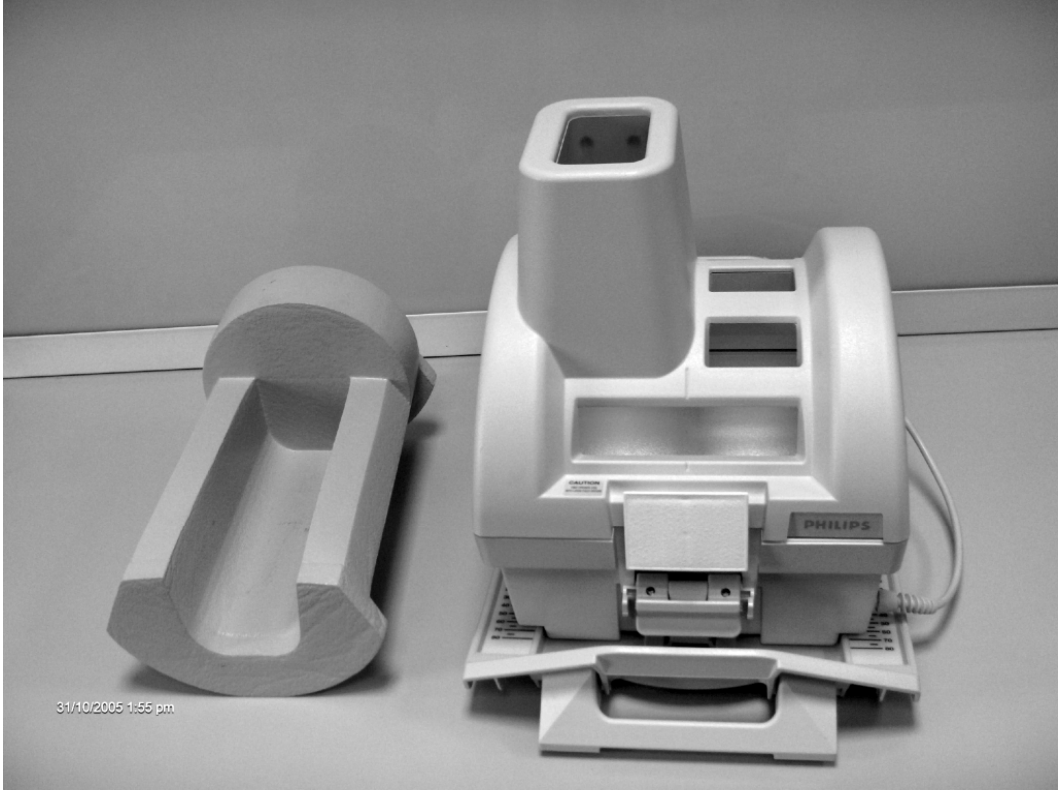


Şekil-7: MRG’de farklı sekanslarda patellar kartilajın aksiyel görüntüleri: A. T1A SE (TR/TE=600/20) B. T2A SE (TR/TE=2500/100) C. Intermediate A SE (TR/TE= 2500/20) D. Moderate T2A SE (TR/TE= 2500/60) E. Yağ baskılı 3D GE (TR/TE/FA=50/11/60) F. 3D/WATS/C3f (TR/TE/FA= 20/8/50).

Yüksek kalitede görüntü elde etmede, uygun lokal koil kullanımı en önemli konulardan biridir (Şekil-8). Koil seçimi görüntülenecek anatomik bölgenin boyut ve biçimine göre yapılır. Küçük alanların incelenmesine olanak sağlayan lokal ya da yüzeysel RF koilleri yüksek S/N oranı ile daha iyi görüntü elde edilmesini sağlar. Lokal koiller; tüm volüm, yüzeysel ve parsiyel volüm olmak üzere üç temel yapıda grublandırılır. Tüm volüm koiller silindriktir ve incelenecek kısım koilin içine tümü ile girebilir. Bu koiller uniform sinyal alma özelliğinde olup, el bileği ve dizde tüm kesit anatomi görülmek istendiğinde kullanılır. Biz bu çalışmada diz için özel imal edilmiş olan tüm volüm koili kullandık (Şekil-9). Yüzeysel koiller ilgili alan üzerine yerleştirilen yassı ya da yuvarlak konturlu halka şeklindedir. Sinyal alımı nonuniformdur, koilin yerleştirildiği yüzeyden kuvvetli sinyal gelirken derine gittikçe sinyal düşer. Parsiyel volüm koilleri ilgili alanın her iki yüzüne yerleştirilen ancak tamamen sarmayan koil tipidir. Uniformitesi tüm volüm olanlara göre daha düşüktür. Tüm volüm koillerin içine tam olarak yerleştirilemeyen bölgelerde kullanılır (35).



Şekil-8: MRG cihazı ve diz MRG tetkiki.



Şekil-9: MRG’de, patellar kartilajı görüntülemeye kullandığımız diz koili.

GEREÇ VE YÖNTEM

Nisan 2005 ve Ocak 2006 tarihleri arasında üniversitemiz Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı polikliniğine ön diz ağrısı şikayetleri ile gelen, patellar kondromalazi ve diğer diz patolojileri (menisküs ve ligaman patolojileri vb.) düşünülen 34 hasta (22 erkek [%64.7], 12 kadın [%35.3], 23-69 yaş aralığında [yaş ort. 47.32 ± 12.22]) bu çalışmaya dahil edildi.

Hastaların MR tetkikleri, Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda, 1.5T MR cihazı (Philips Intera Pulsar, Philips Medical Sistem, Hollanda) ile yapıldı. Hastalar supin pozisyonda yatırılıp, diz hafif fleksiyonda iken diz koili yerleştirildi. 3D/WATS/C3f sekansı ile aksiyel planda kesitler alındı ve patellar kartilaj görüntülendi. Bu sekansta çekim parametreleri; TR/TE/FA: 20msn/8msn/50°, FOV: 150 mm, matriks 196x256, NEX 2, kesit kalınlığı 3.0 mm ve sekans süresi 1dk 28 sn idi. Tüm görüntüler, bir uzman ve bir asistan tarafından birlikte değerlendirildi.

MRG tetkiki sonrası, en geç 15 gün içerisinde hastalara diz artroskopisi uygulandı. Tüm artroskopik muayeneler uzman ortopedistler tarafından yapıldı. Genel ya da spinal anestezi uygulanan hastalar supin pozisyonda yatırıldı. Dizler 90° fleksiyon yapacak şekilde her iki bacak ameliyat masasından aşağıya serbest bırakıldı. Ameliyat yapılacak tarafın uyluğuna bir bacak tutucu uygulanarak uyluk sabitlendi. Ekstremitedeki kan Esmarch bandajı ile boşaltıldıktan sonra uyluk proksimalinden havalı turnike uygulanarak 300-350 mm-Hg basınç aralığında şişirildi. Ekstremitede steril şartlarda hazırlanarak örtüldü. Standart anteromedial, anterolateral ve superolateral portallar açıldı. Eklem mesafesi ringer laktat solüsyonu ile şişirildi. Görüntülemeye 4 mm çapında 30° açılı skop kullanıldı. Patellar fasetler her üç portaldan da değerlendirildi. Patellar kartilajdaki yumuşama, blister, fissür ya da eburnasyon gibi lezyonlar görsel olarak ve bir prob yardımıyla değerlendirildi. Shahriaree'in sınıflamasına göre medial ve lateral faset lezyonları evrelendirildi. Bulgular not edildi.

Shahriaree'nin geliştirdiği artroskopik derecelendirme sisteminde, kondromalazinin derecelendirmesinde, normal kartilaj Evre 0 olarak kabul edilmektedir. Evre 1 kondromalazide yumuşama ve minor fibrilasyonlar görülmektedir. Evre 2 kondromalazide ise eklem kartilajının yüzeyi derin tabakasından ayrılıp kabarcık (blister) formasyonu oluşturur. Dikey kollajen lifleri açığa çıktıkça fissürler de eşlik edebilir. Kondromalazinin 3. Evre'sinde ülserleşme, parçalanma ve kartilaj fibrilasyonları daha fazla yer kaplar ve 4. Evre'de alttaki kemiği açığa çıkaran belirgin bir kartilaj  lserleşmesine ve subkondral kemik tutulumu bulgularına rastlanır (18).

MRG'de kondromalazinin derecelendirmesi artroskopiye benzer şekilde yapıldı. Normal kartilaj Evre 0 olarak değerlendirildi. Kartilaj yüzeyi düzgün, çeperlerinde hiç değişiklik olmadan hiperintensite odakları ile küçük 1 mm' den ufak eklem kartilajı yüzey düzensizlikleri Evre 1, eklem kartilajında sinyal yoğunluğunda artma ve kabarcık (blister) lezyonu Evre 2 kabul edildi. Fissür ve fibrilasyonlar, yengeç ısırığı görünümü Evre 3 olarak değerlendirildi. Evre 4 kondromalazide ülserleşme ve subkondral kemikte sinyal artışı mevcuttu (1).

MRG bulguları artroskopi bulguları ile karşılaştırıldı.

İstatistiksel Analiz:

Artroskopi altın standart kabul edilerek MRG bulguları Mc Nemar testi ile karşılaştırıldı. $P < 0.05$ değerler istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Uygulanan sekansın etkinliğini değerlendirmek için duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri, sonuçların güvenilirliğini görmek için pozitif ve negatif prediktif değerleri hesaplandı.

BULGULAR

Patellar kartilajı görüntülemeye ve patellar kondromalaziyi değerlendirmeye yönelik çalışmamızda 34 hastada toplam 68 faset değerlendirildi. MRG ve artroskopide, evrelerine göre lezyon sayıları ve lezyonların evrelerine göre dağılımı Tablo-II ve III' de özetlenmektedir.

Tablo-II: MRG ve artroskopide evrelerine göre lezyon sayıları

Evre	Artroskopi	3D/WATS/C3f
0	54	43
1	3	14
2	5	5
3	5	5
4	1	1
Toplam	68	68

Tablo-III: MRG ve artroskopide lezyonların evrelerine göre dağılımı.

Artroskopi Evreleme						
MR Evreleme	0	1	2	3	4	Toplam
0	42	1	0	0	0	43
1	10	2	2	0	0	14
2	2	0	3	0	0	5
3	0	0	0	5	0	5
4	0	0	0	0	1	1
Toplam	54	3	5	5	1	68

Hem artroskopide hem de MRG'de 42 (%61.7) faset normaldi (Gerçek Negatif=GN).

Artroskopide normal kabul edilen, medial fasette 8 (%23.5), lateral fasette 2 (%5.9) olmak üzere toplam 10 faset (%14.7), MRG'de Evre 1 lezyon olarak değerlendirildi (Yalancı Pozitif=YP).

Evre 1 de, ikisi de medial fasette olmak üzere 2 (%2.9) fasette her iki teknik ile ortak sonuca varıldı (Gerçek pozitif=GP). Artroskopide sadece bir lateral fasette Evre 1 lezyon saptanırken, bu lezyon MRG'de görülmedi (Yalancı Negatif=YN).

Evre 2'de, biri medial ikisi lateral fasette olmak üzere, toplam 3 adet lezyon hem artroskopide ve hem MRG'de saptanırken (GP), artroskopide saptanan bir medial ve bir lateral fasette toplam iki adet Evre 2 lezyon, MRG'de Evre 1 olarak yorumlandı. MRG'de ise Evre 2 lezyon olarak değerlendirilen iki medial faset artroskopik olarak normaldi (YN).

Evre 3 lezyon saptanan, biri lateral üçü medial fasette toplam 4 adet ve Evre 4 lezyon saptanan bir hastada lateral fasette lezyon izlendi ve her iki evrede MRG ve artroskopi bulguları uyumlu olarak bulundu (GP).

Evrelere göre GP, GN, YP ve YN yüzdeleri Tablo IV'te sunulmaktadır.

Tablo-IV: MR 3DWATS/C3f sekansta Evrelere göre gerçek pozitif (GP), gerçek negatif (GN), yalancı pozitif (YP) ve yalancı negatif (YN) değerleri.

Evre	GP %	GN %	YP %	YN %
1	2.9	61.7	14.7	1.4
2	4.4	61.7	2.9	0
3	7.3	61.7	0	0
4	1.4	61.7	0	0

Erken evre kabul edilen Evre 1 ve 2’de patellar kondromalazide duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla %67 ve %100, %81 ve %95, %80 ve %96 idi. İleri evre kabul edilen Evre 3 ve 4’te tüm sonuçların duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri %100 olarak bulundu. Erken evrede (Evre 1 ve 2) pozitif ve negatif prediktif değerleri %16 ve % 2, %60 ve %0 bulunurken, ileri evrede (Evre 3 ve 4) %100 ve %0’dı.

MRG ve artroskopi arasındaki Evrelere göre istatistiksel farklılıklar Mc Nemar testi kullanılarak mukayese edildiğinde Evre 1 kondromalazide $P<0.05$ bulunmuştur. Bu teste göre Evre 1 kondromalazide bu iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu, diğer Evrelerde ise fark olmadığı görölmüştür.

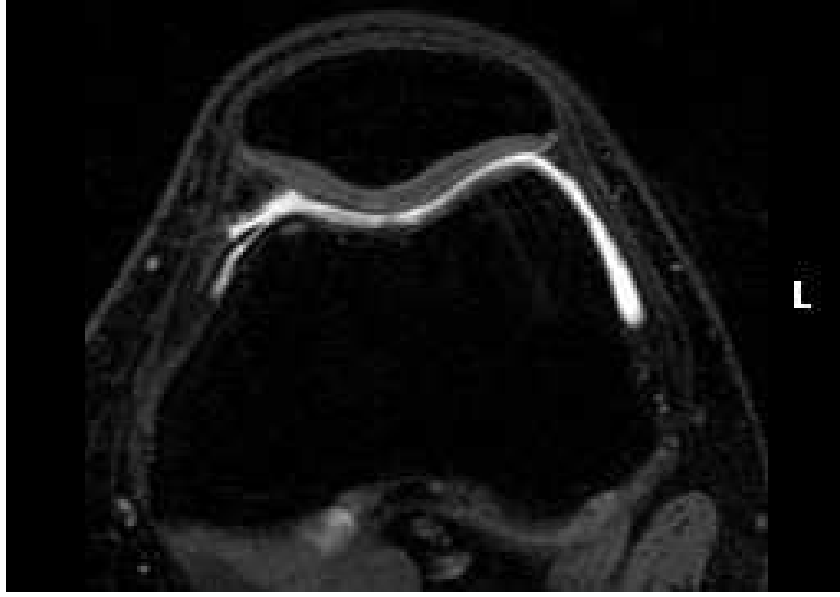
MRG’nin Evrelere göre duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif ve negatif prediktif değerleri ile prevalans ve p değerleri Tablo-V’te özetlenmektedir.

Tablo-V: MRG'nin Evrelere göre duyarlılık, özgüllük, doğruluk, pozitif ve negatif prediktif değerleri ile prevalans ve p değerleri.

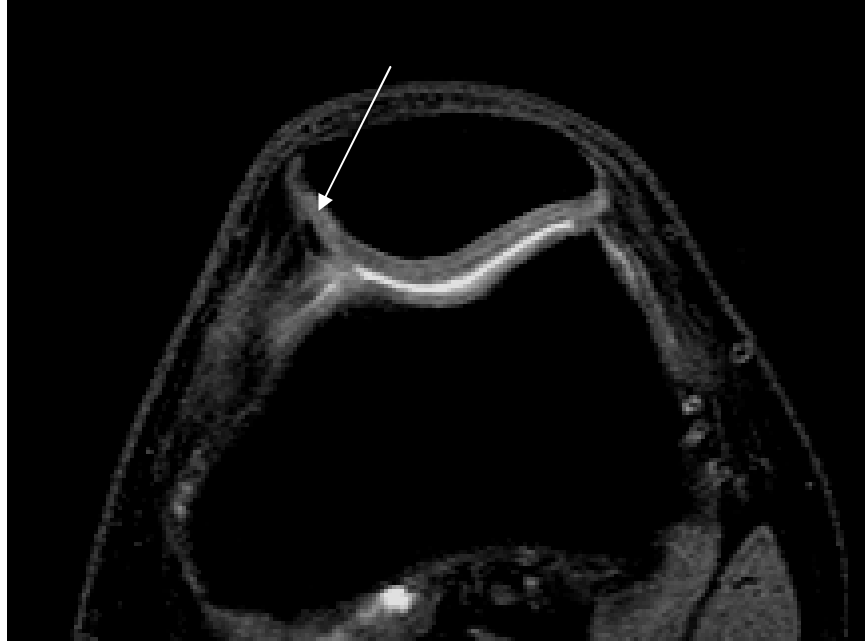
Evre	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	PPD	NPD	Prevalans	P*
	%	%	%	%	%	%	
1	67	81	80	17	2	5	0.012
2	100	95	96	60	0	6	0.5
3	100	100	100	100	0	11	1
4	100	100	100	100	0	2	1

* Mc Nemar testi

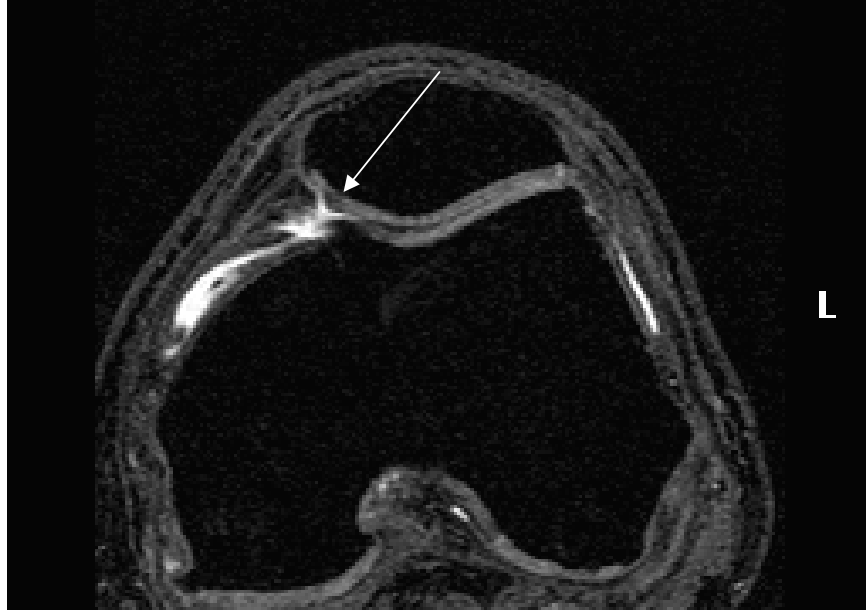
OLGU ÖRNEKLERİ



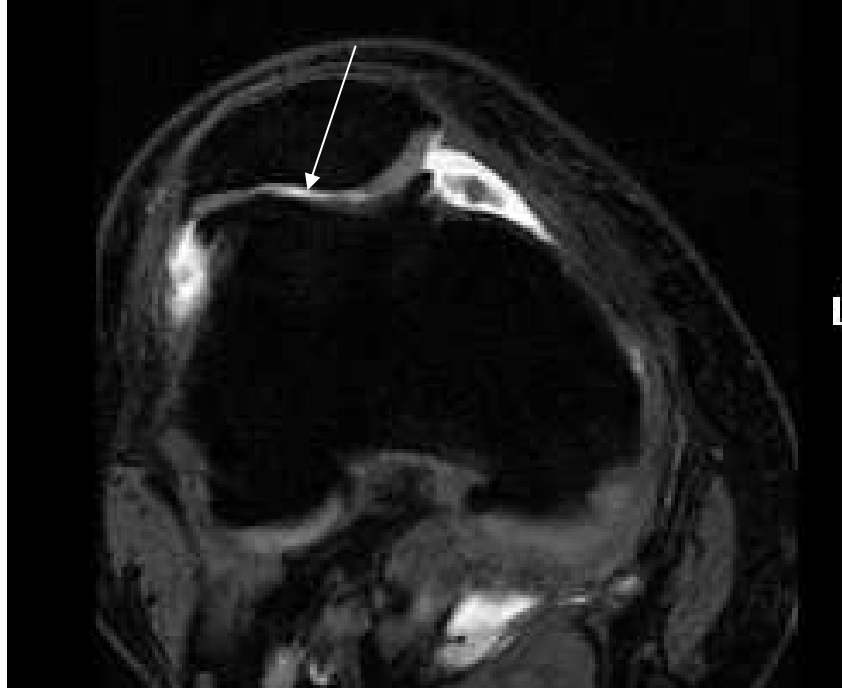
Şekil-10: Olgu 1; Normal patellar kartilaj 26 yaşında erkek: Patellar kartilaj homojen orta sinyal yoğunluğunda ve eklem sıvısı ile mükemmel kontrast oluşturuyor.



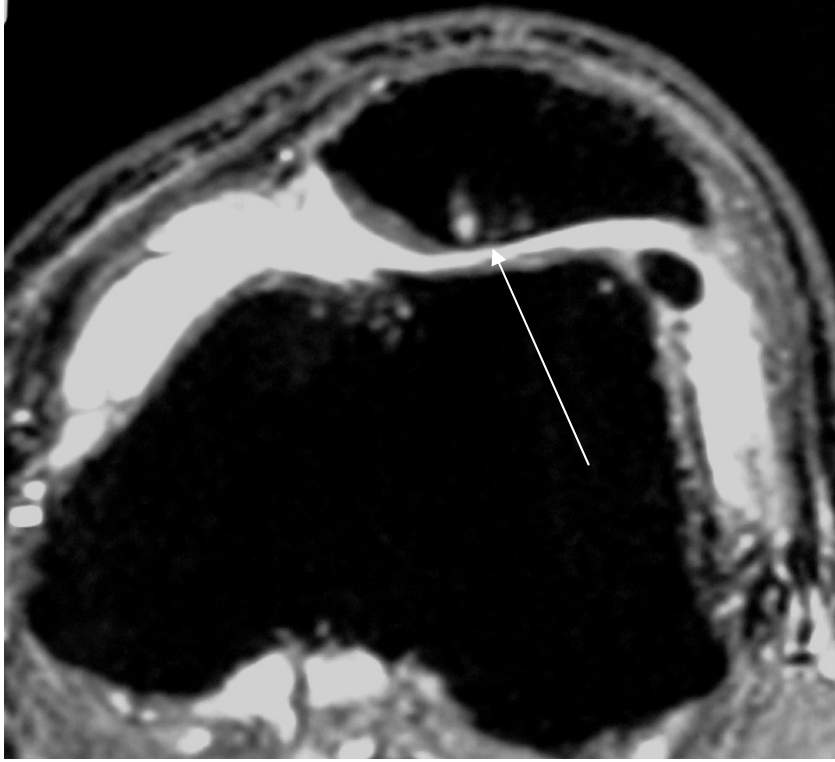
Şekil-11: Olgu 2; Evre 1 patellar kondromalazi 44 yaşında erkek hasta: Patella medial fasette fokal sinyal artışı (ok).



Şekil-12: Olgu 3; Evre 2 patellar kondromalazi, 62 yaşında erkek hasta: Patella medial fasette kabarcık (blister) formasyonu (ok).



Şekil-13: Olgu 4; Evre 3 patellar kondromalazi, 60 yaşında erkek hasta: Patella lateral fasette total kartilaj kaybı (ok), subkondral kemiğin normal olduğuna dikkat ediniz.



Şekil-14: Olgu 5; Evre 4 patellar kondromalazi, 49 yaşında erkek hasta: Patella lateral faset kartilajında total kayıp ve subkondral kemikte fokal sinyal artışları (ok).

TARTIŞMA

Kartilaj MRG konusunda çok sayıda çalışma olmasına karşılık, normal kartilaj MRG teknikleri ve kartilaj lezyonlarının saptanması konusunda kesin fikir birliği yoktur (1). Genel bilgiler bölümünde, kartilajın MR ile değerlendirilmesinin oldukça güç olduğunu, bu durumun kısmen artiküler kartilajın, voksel boyutuna oranla daha ince bir tabakadan oluşmasına ve kıvrımlı yapıları içinde barındırması nedeniyle çözünürlük limitlerine bağlı olduğundan bahsetmiştik. Bu güçlükler, çalışmamızda kullandığımız gibi daha ince tabakaları görüntüleyen 3D GE yöntemleri ve yeni geliştirilmekte olan, hem daha ince tabakaları, hem de daha küçük alan görüntülerini destekleyen yüksek performanslı gradyentler ile aşılabılır (32,35-37). Patellar kartilaj, vücuttaki en kalın kartilaj olması ve yüzeyel yerleşimi nedeni ile rutin MR sekansta görüntülenebilmekle birlikte, daha yüksek çözünürlüklü görüntüleme için uygun özelliklere sahiptir. Ancak tek başına çözünürlüğün iyileştirilmesi de patellar kartilajın MRG'si ile ilgili sorunları çözememektedir (1).

“Kondromalazi patella” terimi önceleri kartilajın yumuşamasını açıklamak için kullanılmış olan oldukça yanlış anlaşılmış bir terimdir. Fakat son zamanlarda patellar kartilajdaki her düzeydeki dejenerasyonu ve bazı farklı orjinli ‘retropatellar bölge ağrı sendromları’nı da kapsayacak şekilde genişletilmiştir. Kondromalazinin belirtileri kimi olgularda menisküs patolojilerini taklit edebilir (18). Patellar kondromalazi için hazırlanmış yarım düzineden fazla patolojik-artroskopik sınıflandırma şeması mevcut olup Outerbridge ve Shahriaree tarafından hazırlanan ve geniş bir biçimde site edilmiş iki şema daha çok kabul görmektedir. Çoğu şema, kartilajın yüzeyinin düzensizliği ile yumuşaması ve kabarmasını içeren erken evre değişikliklerin sıg ve sonra derin aşınımları, çatlakları ve son olarak kartilajın kaybı ve altta yatan kemiğin aşınarak erimesini tanımlar. Pek çok araştırma patellar kartilajdaki ‘kondromalazi patella’ denilen değişiklikler üzerine odaklanmış olsa da, MR görüntüleme oosteroartritik değişikliklerin

teşhis ve değerlendirmesinde de kullanılabilir (1,7). MR taramalarında eklem sıvısı ile dolu kesimlerde yüzey bozukluğu ve odaksal defektler olarak görülebilen fibrilasyon, aşınım ve çatlaklar gibi ileri evre değişiklikler kartilajın yapısında değişimler oluşturabilmektedir. Bu kartilaj anormalliklerinin saptanması ve kullanılan sekansların doğruluğunun değerlendirilmesi için en iyi sekansı tanımlamak amacı ile sayısız çalışma yürütülmüştür (1).

T1 ağırlıklı aksiyel kesitlerde normal patellar kartilaj orta derece yoğunlukta homojen sinyalli görülür (Şekil-7). Ancak, üstünü kaplayan ince sıvı tabakası genellikle altta yerleşimli, eklem kartilaj yüzeyinden kolayca ayırt edilemez. Eklem efüzyonları sıklıkla patellofemoral kondromalaziyle birlikte seyreder ve T1 ağırlıklı görüntülerde düşük yoğunluklu sinyal sergiler bu durumda kartilaj ile eklem sıvı arasında artrografik etki görülmez (18). “Artrografik etki” eklem sıvısının yardımı ile kartilajdaki yüzey düzensizliklerini MR artrografideki gibi görüntüleme yeteneğidir (31). Barry S. Yulih ve arkadaşları patellar kondromalaziyi MRG ile saptamaya yönelik ilk çalışmalarda T1 ağırlıklı görüntülerin anatomik detayları göstermede yeterli olduğunu, T2 ağırlıklı görüntülerde ise mevcut eklem sıvısının ‘artrografik etki’ yaratıp kartilajdaki lezyonların görünür hale geldiğini belirtmiştir (9). Artroskopiyle yapılan kaba sınıflandırmalarda tanımlanan eklem kartilajı değişikliklerini göstermede ve nitelemde T1 ağırlıklı görüntülemenin tek başlarına yeterli olmadığı görülmüştür. Vanarthos ve arkadaşları patellar kondromalazi tanısında yağ baskılı T1 ağırlıklı görüntülerin normal T1 ağırlıklı görüntülere göre daha yüksek doğruluk değerine sahip olduğunu belirtmişler. İleri evre patellar kondromalazide, T1 ağırlıklı görüntülerin duyarlılığı %67 iken, yağ baskılı T1 ağırlıklı görüntülerin duyarlılığını %92 olarak bulmuşlar. Bu iki tekniğin bir arada kullanılması ile de geç dönem kondromalazi tanısında doğruluğun %100, tüm evrelerde ise %90 olduğunu yayınlamışlardır (39). Yağın baskılanması özellikle Evre 4 kondromalazide izlenen subkondral

ülserleşme ve subkondral kemik tutulumunu ortaya çıkarması bakımından önemlidir (18).

Patellar kartilaj sıradan T2 ağırlıklı ve proton yoğunluklu görüntülerde daha az yoğunlukta sinyal oluşturur (Şekil-7). Geleneksel T2 ağırlıklı görüntülerde yanlış pozitif teşhislere varılabilir ve tecrübelerle göre bu sekans eklem kartilajı ve kemik korteksi arasında yeterli kontrast farkı sağlayamamaktadır (18). Thomas R. Mc Cauley ve arkadaşlarının patellar kondromalaziye teşhis etmeye yönelik olarak yaptıkları proton ve T2 ağırlıklı çalışmada, proton ağırlıklı görüntülerin erken dönem kondromalazide saptanan fokal sinyal artışlarını ve kontur düzensizliklerini göstermede duyarlılığı %62, özgüllüğü %78 ve doğruluğu %69 olarak bildirilmiştir. T2 ağırlıklı görüntülemelerde ise erken dönem kondromalazide, duyarlılık %86, özgüllük %74 ve doğruluk %81 olarak belirtilmektedir (14). Bu sonuçlara göre proton ağırlıklı görüntülemenin T2 ağırlıklı görüntülere göre duyarlılığı ve doğruluğu düşük görülmektedir (5). Brian J. Murphy, T2* ağırlıklı 3D GE görüntüler ile, ileri evre kondromalazide (Evre 3 ve Evre 4) duyarlılığı %83, özgüllüğü %97 olarak bildirmektedir. Bu yöntemin ileri evre kondromalaziye ortaya çıkarmada kullanılabilecek bir teknik olmakla birlikte, ılımlı kartilaj anomalilerinin saptanmasında güvenilir olmadığı belirtilmektedir (37). T2* GE görüntülemeler ise artık erken evre eklem kartilajı lezyonlarında kullanılmamaktadır. Çünkü bu sekansta eklem kartilajının yüksek sinyal yoğunluğu, eklem kartilajının yumuşadığı ve homojenliğini yitirdiği bölgelerin başarıyla saptanmasını sağlayacak yeterli ayırt edici çözünürlüğün elde edilmesine imkan vermemektedir. Eklem içi sıvısını emen küçük fissürler T2* GE yöntemleriyle elde edilen görüntülerde gözden kaçabilir (18).

Yağın baskılandığı T2 ağırlıklı fast spin eko (FSE) görüntülerinde ise short time inversion recovery (STIR) kesitlerine benzer hafif-orta derece sinyal yoğunluğu veya gri sinyal yoğunluğu izlenmektedir. Eklem kartilajı yüzey düzensizliklerinin saptanmasında üstünlüğü olan MR artrografi ile

karşılaştırıldığında, yağın baskılandığı T2 ağırlıklı FSE sekansı, bazal eklem kartilajı değişikliklerine daha duyarlı olabilir (18). Miriam A. Bredella dizde kartilaj defektlerinde yağ baskılı T2 ağırlıklı FSE sekansının doğruluğunu göstermeye yönelik çalışmasında, erken evre kondromalazide (Evre 1 ve 2 lezyonlarda) düşük duyarlılık (%61 ve %50) yüksek özgüllük (%93 ve %86) değerlerine karşın, doğruluk oranı %86 ve %78'di. İleri evre kondromalazide (Evre 3 ve 4 lezyonlarda) bu değerler, duyarlılık %83 ve %53, özgüllük %77 ve %97, doğruluk %79 ve %76 olarak saptanmış olup, Evre 4 lezyonlarda düşük duyarlılık belirtilmektedir (40).

Yağ baskılama hemen hemen her sekansın kesinliğini arttırmaktadır. Kartilaj anormalliklerinin saptanmasında kullanılan herhangi bir teknik için bildirilen en yüksek doğruluk (%95) Recht ve arkadaşları tarafından sunulan 3D, yağ baskılı, GE sekanstır. Benzer bulgular Disler ve arkadaşları tarafından da bildirilmiştir (1). Rose ve arkadaşları erken evre kondromalazide %94 ve ileri evre kondromalazide ise %98 özgüllük değerine ulaşmıştır (41). Sang Hoon Lee ve arkadaşları ise inversion recovery-fast spin echo (IR-FSE) görüntülemeye erken ve ileri dönem kondromalazide duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerlerini, sırasıyla erken evrede (Evre 1-2'de) %75, %94 ve 94, ileri evrede (Evre 3-4'te) %80, %99 ve %98 olarak bulmuşlardır (42).

3D/WATS/C3f görüntüleme, kartilajı değerlendirmede yeni bir sekanstır. Ulaşabildiğimiz literatüre göre daha önce bu sekansla yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Sekansın, suyun selektif olarak uyarılması ve yağdan gelen sinyallerin baskılanması esasına dayandığı yukarıda ayrıntılı olarak bahsedilmiştir. Bu sekansta eklem sıvısı yüksek, kartilaj orta, yağlı kemik doku düşük sinyalli olarak izlenmektedir (38). Böylelikle oluşan 'artrografik etki' ile kartilaj yüzeyindeki küçük fibrilasyonları, ülserleşmeleri ve kabarcıkları saptamak daha kolay olmaktadır. Yağın baskılandığı bu sekansta subkondral kemik düşük sinyal yoğunluğunda izlenirken, geç

evredeki subkondral kemik değişiklikleri fokal sinyal artışları şeklinde çarpıcı ve daha kolay saptanabilmektedir. Kartilaj yapısında değişikliklerin başladığı fakat aşınımların ve çatlakların olmadığı, eklem kartilajı yumuşaması ve şişmesi gibi erken histopatolojik değişiklikler, eklem kartilajının derin ara bölgesinde gerçekleşmektedir. “Kapalı kondromalazi” olarak adlandırılan, bu erken evre değişiklikler, yağ baskılı T2 ağırlıklı görüntülerde bazal katmanda, yoğunluk artışı odakları (hiperintensite) şeklinde kendini göstermektedir (18). Çalışmamızda kullanılan 3D/WATS/C3f sekansının artroskopide saptanamayan Evre 1 değişikliklerin görüntülemesinde başarılı olduğu görülmektedir. Yüzey değişikliği olmadığı için artroskopide normal olarak değerlendirilen olguların, MRG’de Evre 1 olarak tanımlanması sonucu, MRG bulguları ile artroskopi arasında istatistiksel farklılık ($p=0.012$) ortaya çıkmış ve MR bulguları YP olarak değerlendirilmiştir. 3D/WATS/C3f sekansı patellar kondromalazinin ileri evresinde, erken evreye göre yüksek duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri göstermekteydi. Artroskopi ile korelasyonu Evre 3 ve 4’te mükemmel ($p=1$) Evre 2’de ise çok iyiydi ($p=0.5$). Kullandığımız sekansın diğer avantajı tetkik süresinin rutin T1 ve T2 ağırlıklı sekanslara göre oldukça kısa olmasıdır. Buna bağlı olarak hareket artefaktları minimize edilmiş ve hastaların çekimi tolere edebilmesi sağlanmıştır. Ayrıca 3D görüntüleme ilgili volümün tümü uyarılmakta böylelikle yüksek rezolüsyonda, parsiyel volüm etkisi azalmış ve kimyasal shift artefaktı önlenmiş ince kesitler elde edilebilmektedir (43). Ancak bu bölgede saptanabilecek bir artefakt olan, popliteal arterden kaynaklanan pulsasyonun patellar kartilajda ve subkondral kemikte parlak sinyal odağı yaratacağı akılda tutulmalıdır (1).

Kullandığımız sekans, Philips İntera Pulsar 1.5 T marka cihaza spesifik olmakla birlikte, kullanılan parametreler ve teknik açıdan Simens’in Magnetom Vision 1.5 MR cihazında kullanılan, water-excitation 3Dimension fast low angle shot (WE 3D FLASH) sekansına benzerlik göstermektedir. Mohr, dizde kartilaj lezyonlarını saptamada, artroskopi

altın standart kabul ederek, WE 3D FLASH ve yağ baskılı proton dansite ağırlıklı spin eko (fat-saturation-PDW TSE) sekanslarını kullanmıştır. Mohr'un bu çalışmasında kartilajı görüntülemeye yönelik olarak kullandığı WE 3D FLASH sekansı çalışmamızdaki sekansa benzerlik göstermektedir. (TR/TE 28/11 ms, flip angle 40°). WE 3D FLASH sekansta düşük sinyalli eklem sıvısı ise patellar kartilajın yüksek sinyali, yetersiz kontrast oluşturmakta, böylelikle kartilaj düzensizlikleri açıkça görülememektedir. Mohr bu çalışmada kartilaj lezyonlarını saptamada, WE 3D FLASH görüntüleme tekniği için düşük duyarlılık (%46), ve yüksek özgüllük (%92) değerlerine karşın doğruluk değerini %74 olarak bulmuş ve bu sekansın erken evre kondromalazide beklediğimiz fokal sinyal artışını ve yüzeyel düzensizlikleri göstermede etkinliğinin zayıf olduğunu göstermiştir. Araştırmacının çalıştığı diğer sekans olan yağ baskılı proton dansite ağırlıklı SE görüntülerde ise duyarlılık %91 özgüllük %98 ve doğruluk %95 olup, değerler yüksekti (43).

Tablo-VI'da, patellar kondromalaziyi değerlendirmede farklı sekanslarla yapılan çalışmalar özetlenmiştir.

Tablo-VI: Patellar kondromalaziyi değerlendirmede farklı sekansların duyarlılık, özgüllük ve doğruluk oranları.

Araştırmacı	Yıl	Sekans	Duyarlılık %	Özgüllük %	Doğruluk %
Mc Cauley	1992	T2A SE	86	74	81
		Proton SE	62	78	69
Vanarthos	1994	T1A	67	—	90
		Yağ baskılı T1A	92	—	100
Bredella ve ark.	1998	Yağ baskılı T2A FSE	Evre 1, 2	Evre 1, 2	Evre 1, 2
			61, 50	93, 86	86, 78
			Evre 3, 4	Evre 3, 4	Evre 3, 4
			83, 53	77, 97	79, 76
Lee ve ark.	2001	IR-FSE	Evre (1-2)	Evre (1-2)	Evre (1-2)
			75	94	94
			Evre (3-4)	Evre (3-4)	Evre (3-4)
Mohr	2003	3D FLASH	46	92	74
		Yağ baskılı proton SE	91	98	95
Ulusoy ve ark.	2005	3D/WATS/C3f	Evre 1, 2	Evre 1, 2	Evre 1, 2
			67, 100	81, 95	80, 96
			Evre 3, 4	Evre 3, 4	Evre 3, 4
			100, 100	100, 100	100, 100

Kartilajdaki dejeneratif değişikliklerin değerlendirilmesi için MR görüntülemenin doğruluğunun artırılmaya çalışıldığı birçok sekans yanı sıra değişik teknikler de denenmiştir. Aynı zamanda “satürasyon transfer” görüntüleme olarak da adlandırılan manyetizasyon transfer kontrast (MTC) bu tekniklerden biridir. Dokularda temelde serbest ve bağlı su havuzu bulunmaktadır. MTC bağlı durumdaki makromoleküller ile serbest su molekülleri arasındaki manyetizasyon transferine dayanmaktadır. Prepuls

ile bağılı doku protonları baskılanarak iki doku arasındaki kontrast artımı sağlanır. MTC bu prensiple kartilaj ve eklem sıvısı arasındaki kontrastı arttırmak için kullanılır. Peterfy ve arkadaşları, MTC ile rutin yağ baskılı GE görüntüleme tekniğini karşılaştırmış ve rutin yağ baskılı GE görüntüleme tekniğinin daha üstün kontrast sağladığını bulmuşlardır (1,8).

Bazı yazarların son zamanlarda, artroskopinin, kartilaj bozukluklarını değerlendirmede altın standart olduğu hakkında da şüpheleri mevcuttur (40,42,43). Artroskopi ile karşılaştırıldığında, yüzey düzensizliği olmadan kartilaj dejenerasyonlarında, lezyonların gösterilmesinde artroskopinin yanlış negatif, MRG'nin ise yanlış pozitif olarak olarak değerlendirilmesi, kondromalazinin mevcut derecelendirmesinde yüksek risk taşımaktadır (43). Benzer şekilde çalışmamızda, Evre 1 lezyonlarda yanlış pozitiflik oranı nispeten yüksekti (%14.7). Artroskopik değerlendirme, ortopedistin gözlemine bağılı olduğundan ve prob kullanmadaki güçlükler nedeniyle, kapalı kondromalazi dediğimiz erken evre değişikliklerin değerlendirmesinde, yetersiz kalmaktadır (39,43). Çalışmamızda Evre 1 lezyonlarda artroskopi ile MRG arasında anlamlı fark olması ($p<0.05$) erken evre kondromalazide, MR 3D/WATS/C3f görüntüleme tekniğinin, artroskopiye olan üstünlüğünü ortaya koymaktadır. Kapalı kondromalazi dediğimiz erken evre değişiklikleri göstermesi açısından artroskopiye göre üstünlük gösteren çalışmamızdaki sekans, semptomatik hastaların tedavi ve takibinde de önem taşımaktadır. Bu hastalarda tanıya yönelik olarak yapılacak artroskopi veya artrografi gibi invaziv, anestezi gerektiren tetkikler azalacak, konservatif tedavi metodları ile yeni yaklaşımlar kullanılacaktır (18,2). Bununla birlikte bu tedavi metodlarının başarısız olması durumunda semptomları azaltmaya ve tedaviye yönelik olarak yapılacak artroskopi kaçınılmazdır (18).

Artrografi kıkırdak bozukluklarının tespitinde kullanılabilir olsa da, intraartiküler kontrast kullanımı üzerine yapılan çalışmaların sonuçlarında fikir birliği yoktur (1). Bu çalışmalarda, intraartiküler enjeksiyon öncesinde

ve sonrasında kullanılan MR tekniklerindeki değişkenlik nedeni ile aralarında karşılaştırma yapmak güçtür. Artrografik tekniklerin, doğruluğunun karşılaştırılmasındaki zorluklar ve tutarsızlıklar, performansıyla alakalı lojistik güçlükler ve yüksek hasta morbiditesi göz önüne alındığında, MR artrografi, kartilaj defektlerinin tespitinde rutin olarak kullanılmamaktadır (1,21).

SONUÇ

3D/WATS/C3f MR görüntüleme sekansı, patellar kartilajı ve kondromalaziyi göstermede, kontrast çözümüleme gücü mükemmel, invaziv olmayan, iyonize radyasyon içermeyen, doğruluk değeri yüksek bir görüntüleme tekniğidir.

Bu sekansda, 3D tarama tekniği kullanarak ilgili volümün tümü uyarılmakta, böylelikle patellar kartilaja yönelik, yüksek rezolüsyonda, parsiyel volüm etkisi azalmış ve kimyasal şift artefaktı önlenmiş, ince kesitler elde edilebilmektedir.

Sekans 'artrografik etki' ile orta sinyalli kartilaj ile yüksek sinyalli eklem sıvısı arasında mükemmel kontrast oluşturmakta, patellar kartilajı ve lezyonlarını değerlendirme açısından radyoloğa büyük bir kolaylık sağlamaktadır.

'Kapalı kondromalazi' dediğimiz erken evre değişiklikleri saptaması bakımından da artroskopiye göre üstünlük gösteren sekans, semptomatik hastaların tedavi ve takibinde önem taşımaktadır. Böylelikle bu hastalarda tanıya yönelik olarak yapılacak artroskopi veya artrografi gibi invaziv, anestezi gerektiren tetkikler azalacak, konservatif tedavi metodları ve yeni yaklaşımlar uygulanacaktır. Bununla birlikte bu tedavi metodlarının başarısız olması durumunda semptomları azaltmaya ve tedaviye yönelik olarak yapılacak artroskopi kaçınılmaz olacaktır.

Kullandığımız sekansın rutin diz MRG tekniği içinde uygulanabilmesi fazladan bir maliyet ve zaman kaybı getirmemektedir.

3D/WATS/C3f, patellar kartilajı ve lezyonlarını değerlendirmede etkin ve güvenilir bir sekanstır.

ÖZET

Amaç: Patellar kondromalaziyi değerlendirmede 3D/WATS/C3f MR görüntüleme tekniğinin doğruluğunun değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metod: Ön diz ağrısı ile gelen 34 hasta (34 diz) prospektif olarak MRG ve sonrasında artroskopi ile değerlendirildi. Aksiyel imajlar, 3D/WATS/C3f görüntüleme (TR: 20 msn, TE: 8 msn, FA: 50°, FOV: 150 mm, kesit kalınlığı 3 mm, matriks 196x256, NEX: 2) ile ve 1.5 Tesla cihaz ile elde olundu. Patellar kondromalazinin her evresinde görüntüleme tekniğinin duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri hesaplandı ve two-tailed Mc Nemar testi ile karşılaştırıldı.

Bulgular: Toplam 68 faset MRG ve artroskopi ile değerlendirildi. Artroskopide 42 (%61.7) faset normaldi. Erken evre (Evre 1 ve 2) patellar kondromalazide duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla %67 ve %100, %81 ve %95, %80 ve %96 idi. İleri evrede (Evre 3 ve 4) tüm sonuçların duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri %100 olarak bulundu. Sadece Evre 1 lezyonlarda MR ile artroskopi arasında istatistiksel farklılık bulundu ($p<0.05$). Bu grupta yalancı negatif ve yalancı pozitif oranları sırasıyla %1.4 ve %14.7 bulundu.

Sonuç: 3D/WATS/C3f diz MR görüntüleme, ileri evre patellar kondromalazide, erken evreye göre daha yüksek duyarlılık, özgüllük ve doğruluk göstermektedir. Evre 1 lezyonlardaki düşük duyarlılığın nedeni, yüzey değişikliğinin olmadığı ve bu nedenle artroskopide saptanamayan erken kartilaj değişimlerini göstermede, MRG' nin üstün olması şeklinde açıklanabilir.

SUMMARY

EVALUATION OF PATELLAR CARTILAGE WITH 3D/WATS/C3f MR IMAGING AND THE COMPARISON OF THE FINDINGS WITH ARTHROSCOPY

Purpose: To assess the accuracy of 3D/WATS/C3f MR imaging for the evaluation of chondromalacia of the patella.

Materials and Methods: Thirty-four patients (34 knees) with pain in the anterior part of the knee were prospectively examined with magnetic resonance (MR) imaging and subsequent arthroscopy. Axial images were obtained by using 3D/WATS/C3f MR Imaging (TR: 20 msec, TE: 8 msec, flip angle: 50°, 150 mm field of view, 3 mm thickness, 196 x 256 matrix, NEX: 2) with a 1.5-T MR machine. The sensitivity, specificity and accuracy of the imaging technique in the diagnosis of each stage of patellar chondromalacia were determined and compared by using the Mc Nemar two-tailed analysis.

Results: A total of 68 facets were evaluated with MR imaging and arthroscopy. Arthroscopy showed that 42 (61.7%) facets were normal. Sensitivity, specificity and accuracy in early grade (grade 1 and 2) of chondromalacia patella were 67% and 100%, 81% and 95%, 80% and 96%, respectively. In advanced grade (grade 3 and 4), all results for sensitivity, specificity and accuracy were 100%. There was statistical difference only in Grade 1 lesions ($p < 0.05$). In this group false negative rate and false positive rate were 1.4% and 14.7%, respectively.

Conclusion: 3D/WATS/C3f MR Imaging of knee revealed higher sensitivity, specificity and accuracy in the advanced grade of patellar chondromalacia compared to the early grade. In our opinion, the reason of low sensitivity in Grade 1 lesions was the superiority of MR imaging in

showing the early changes in the cartilage without surface changes which could not be detected with arthroscopy.

KAYNAKLAR

1. Kneeland JB, MR Imaging of Articular Cartilage and of Cartilage Degeneration. In: Stoller DW, eds. Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics Sports and Medicine. 2nd Edition, Philadelphia; Lippincott-Raven Publishers, 1997; 83-91.
2. Bilge Y, Alaca R, Göktepe A. Salim, Möhür H. Kalyon T. Alp. Patellofemoral Ağrı Sendromunda İzokinetik Egzersiz Programının Fonksiyonel Kapasite ve Ağrı Üzerindeki Etkisi. Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi. Ekim; 2001, Cilt: 47, Sayı 5.
3. Stoller DW, Tirman PFJ, Bredella MA. Pocket Radiologist Kas-İskelet En sık 100 Tanı. Çevirenler; Koç ER, Altın L, Nobel Tıp Kitabevi 2004; 136-138.
4. Sonin AH, Pensy RA, Mulligan ME, Hatem S, Grading Articular Cartilage of the Knee Using Fast Spin-Echo Proton Density-Weighted MR Imaging Without Fat Suppression. Am J Radiol, November 2002; 179: 1159-1166.
5. Thomas R. Mc Cauley TR, Kier R, Lynch KJ, Joki P. Chondromalacia Patella: Diagnosis with MR Imaging, Am J Radiol, January 1992; 158.
6. Rand T, Brossmann J, Pedowitz R, Ahn M, Haghighi P And Resnick D. Analysis of Patellar Cartilage. Comparison of conventional MR imaging and MR and CT arthrography in cadavers. Acta Radiologica 2000; 41: 492-497.
7. Baysal Ö, Baysal T, Alkan A, Altay Z, Yoloğlu S. Comparison of MRI graded cartilage and MRI based volume measurement in knee osteoarthritis. Swiss Med Wkly 2004; 134: 283-288.
8. Yeşildağ A, Oyar O. Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği. In Oyar O, Gülsoy KU eds. Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Baskı Rekmay Ltd. Ankara 2003; 279-372.

9. Yulish BS, Montanez J , Goodfellow DB, Brayn PJ, Mulopulos GP, Modic MT. Chondromalacia Patella: Assessment with MR Imaging. Radiology 1987;164: 763-766.
10. Koskinen SK, Komu M, Aho HJ. and Kormano M. MR imaging of patellar cartilage degeneration at 0.02 T. Study of 23 cadaveric patella. Acta Radiologica 1991; 32 Fasc.6
11. Kneeland BJ. Principles of MR İmaging of Cartilage. In Erden İ. eds. Kas-İskelet Manyetik Rezonans. Pozitif Matbacılık Ltd. Ankara 2004;15-16.
12. Cireli E. Genel Histoloji. Hücre ve Dokular. Beta Basım/Yayım ve Dağıtım. İstanbul 1983; 229-237.
13. Akay MT. Genel Histoloji. Kıkırdak Dokusu. Literatür Yayıncılık Ankara 1995; 107-114.
14. Regatte RR, Akella SSV, Borthakur A, Kneeland JB, Reddy R. In Vivo Proton MR Three-dimensional T1p Mapping od Human Articular Cartilage: Initial Experience. Radiology 2003; 229: 269-274.
15. Watrin A, Raud BJP, Guingamp NC, Gonord PD, Netter PA, Blum AG, Guillot GM, Gillet PM, Loeuille DHJ. T2 Mapping of Rat Patellar Cartilage. Radiolgy 2001; 219: 395-402.
16. Tan İ, Sarpel Y. Patellar Kondromalazi ve Patellofemoral Artrit. Ege R. Diz Sorunları. Bizim Büro Basımevi Ankara 1998; 527-535.
17. Harman M, İpeksoy U, Doğan A, Arslan H, Etlik O. MR arthrography in chondromalacia patellae diagnosis on a low-field open magnet system. Clinical Imaging 2003; 27: 194-199.
18. Stoller DW, Cannon WD, Anderson LJ. The Knee. In: Stoller DW, eds. Magnetic Resonance Imaging in Orthopaedics Sports and Medicine. 2nd Edition, Philadelphia; Lippincott-Raven Publishers, 1997; 203-442.
19. Paget AS, Gibofsky A, Beary JF, Pellici P. Romotoloji ve Klinik Ortopedi El Kitabı. Patellar Kıkırdak Erimesi. Çeviri Editörleri; Yazıcı Y, Erkan D, İnce A. Nobel Kitabevi 2004;134-135.

20. Hayes CW, Sawyer RW, Conway WF. Patellar Cartilage Lesions: In Vitro Detection and Staging with MR Imaging and Pathologic Correlation. Radiology 1990; 176: 479-483.
21. Şahin G. MR Artrografi. In: Erden İ, eds. Kas-İskelet Manyetik Rezonans. Pozitif Matbacılık Ltd. Ankara 2004; 6-14.
22. Gunderman RB. Temel Radyoloji. Radyolojiye Giriş. Cilt 1, Çeviri Editörü, Çetin M. Ankara: MN Medikal& Nobel, 2003.
23. Schild HH. Kolay MR(...olabildiğince). Çevirenler; Başak M, Ertürk M, Schering, 2002.
24. Tuncel E. Klinik Radyoloji. Bursa: Nobel ve Güneş 2002.
25. Diren BH. Manyetik Rezonans Görüntüleme. Kranium I Genel Yaklaşımlar-Konjenital Anomaliler. Ankara: MedArt Medikal Plaza, 2000.
26. Altinel E, Gür S, Artroskopi Tarihçesi. In: Ege R eds. Diz Sorunları. Ankara: Bizim Büro Basımevi, 1998.
27. Altinel E, Gür S, Görüntüleme Araçları. In Ege R eds. Diz Sorunları. Ankara: Bizim Büro Basımevi, 1998.
28. Aydın TA, Özenci M. Artroskopinin Avantaj ve Dezavantajları, Artroskopi Tekniği Anatomisi ve Komplikasyonları. In Ege R eds. Diz Sorunları. Ankara: Bizim Büro Basımevi, 1998.
29. Doral NM. Patello-Femoral Sorunlar ve Artroskopik Yaklaşım. In Ege R. eds. Diz Sorunları. Ankara: Bizim Büro Basımevi 1998.
30. Üstün EE. İskelet Sisteminde Görüntüleme Yöntemleri. In Üstün Emin E eds. İskelet Sistemi Radyolojisi. İzmir: Güven Kitabevi, 2003.
31. Hodler J, Resnick D. Chondromalacia Patella. Am J Radiol January 1992; 158: 106-17.
32. Brossmann J, Frank RL, Pauly JM, Boutin RD, Pedowitz RA, Haghighi P, Resnick D. Short Echo Time Projection Reconstruction MR imaging of Cartilage: Comparison with Fat-suppressed Spoiled GRASS and Magnetization Transfer Contrast MR Imaging. Radiology 1997; 203:501-507.
33. Hohe J, Faber S, Stammberger T, Reiser M, Englmeier H. and Eckstein F. A technique for 3D in vivo quantification of proton density and

magnetization transfer coefficients of knee joint cartilage. *Osteoarthritis and Cartilage* 2000; 8: 426-433.

34. Vande Berg BC, Lecouvet FE, Maldague B, Malgheem J. MR appearance of cartilage defects of the knee: preliminary results of a spiral CT arthrography-guided analysis. *Eur Radiol* 2004; 14: 208-214.

35. Memiş OA, Kas İskelet Sistemi MRG incelemesinde Teknik ve Fizik prensipler. In Erden İ eds. *Kas-İskelet Manyetik Rezonans*. Ankara: Pozitif Matbacılık Ltd, 2004.

36. Disler DG, Mc Cauley TR, Wirth CR, Fuchs MD. Detection of knee hyaline kartilaj defects using fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging: comparison with standart MR imaging and correlation with arthroscopy. *Am J Roentgenol* 1995; Vol 165: 377-382.

37. Brian JM. Evaluation of grades 3 and 4 chondromalacia of the knee using T2*-weighted 3D gradient-echo articular cartilage imaging. *Skeletal Radiol* 2001; 30:305-311.

38. Intera Achieva Release 1.2, Application Guide. Vol.1: 3-75.

39. Vanarthos WJ, Pope TL Jr, Monu JU. Comparison of axial T1 spin-echo and T1 fat-saturation magnetic resonance imaging techniques in the diagnosis of chondromalacia patella. *Orthop Rev.* 1994;23: 942-6.

40. Bredella AM, Tirman FJ P, Peterfy GC, Zarlingo M, Feller FJ, Bost WF, Belzer PJ, Wischer KT, Genant KH. Accuracy of T2-Weighted Fast Spin-Echo MR Imaging With Fat Saturation in Detecting Cartilage Defect in the Knee: Comparison with Arthroscopy in 130 Patients. *Am J Radiol*, April 1999; 172: 1073-10801.

41. Rose PM, Demlow TA, Szumowski J, Quinn SF. Chondromalacia patellae: fat-suppressed MR imaging. *Radiology.* 1994;193: 437-40.

42. Lee SH, Suh J-S, Cho J, Kim JS, Kim. JS. Evaluation of chondromalacia of the patella with axial inversion recovery fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging*, 2001; 13: 412-416.

43. Mohr A. The value of water-excitation 3D FLASH and fat-saturated PDW TSE MR imaging for detecting and grading articular cartilage lesions of the knee. *Skeletal Radiol* 2003; 32: 396-402.