

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
Radyodiagnostik Anabilim Dalı

91929

İNCEBARSAKLARIN DEĞERLENDİRİLMESİNDE

HASTE MR

GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMİ

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

(UZMANLIK TEZİ)

Dr. Hakan ÖNDER

TEZ YÖNETİCİSİ

Doç. Dr. Aslan BİLİCİ

DIYARBAKIR - 2000

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
GİRİŞ VE AMAÇ_____	1-2
İNCE BARSAK ANATOMİSİ_____	3-9
GENEL BİLGİLER	
TARİHÇE_____	10-13
TEMEL FİZİK_____	14-48
MATERYAL VE METOD_____	49-50
BULGULAR_____	51-53
OLGULAR VE ŞEKİLLER _____	54-67
TARTIŞMA_____	68-73
ÖZET VE SONUÇ_____	74-75
KAYNAKLAR_____	76-79

GİRİŞ VE AMAÇ

İnce barsak hastalıkları batında çeşitli semptomlara neden olmaktadır. Hastalar daha çok karın ağrısı, ishal, zayıflama, karında şişkinlik, kilo kaybı gibi şikayetlerde bulunurlar. Tedavileri basit ilaç tedavisinden kompleks operasyonlara kadar değişik şekillerde olabilmektedir. Onun için bu aşamada en önemli nokta teşhisin doğru konmasıdır.

İnce barsaklar batında geniş bir yer kaplayan, sindirimde önemli işlev gören organımızdır. İnce barsakla ilgili semptomu bulunan hastalardan radyolojik tetkik olarak öncelikle baryumlu ince barsak grafisi ve batın ultrasonografisi istenir. Bu tetkiklerin yetersiz kaldığı durumlarda bilgisayarlı batın tomografisi eklenebilir. Günümüzde yaygınlaşmaya başlayan Enteroklizis de ince barsak patolojilerinin aydınlatılmasında önemli katkılar sağlamıştır.

Günümüzde x- ışını gibi önemli bir dezavantaja sahip olmayan MR'ın kullanım alanı giderek genişlemekte, yeni sekanslar ve çekim teknikleri geliştirilerek mükemmel sonuçlar elde edilmektedir.

İnce barsak ile ilgili patolojilerde radyolojik olarak ince barsakların doğal görünümünü koruyup korumadığı kontrol edilir. Barsak duvar

kalınlıkları, lümen çapı, valvula conniventeslerde kalınlaşma (çoğunlukla ödem'e bağlı), mukozal düzensizlikler, operasyon geçiren hastalarda brid, fistül varlığı, barsakların komşu organlarla irtibatı, ince barsak komşuluğunda olan lezyonların ince barsakları etkileyip etkilemediği, barsak fonksiyonları iyi bir şekilde değerlendirilir.

Enteroklizis barsakların değerlendirilmesinde metilselüloz ve baryumla yapılan ve iyi sonuçlar alınan bir inceleme metodudur. Ancak hastanın ve tetkiki yapanların yüksek oranda radyasyona maruz kalması, her hastanın bu incelemeyi tolere edememesi, tetkikte kullanılan malzemelerin her zaman kolay bulunamaması gibi sebebler bizi ince barsakların değerlendirilmesinde yeni yöntemler aramaya sevk etmiştir.

Biz bu çalışmamızda kliniklere ince barsak hastalığını düşündürecek semptomlarla başvuran hastaların HASTE MR tekniğiyle ince barsaklarını görüntülemeye çalıştık. Aynı zamanda tüm hastalara ultrasonografi yaparak kontrol ettik. Hastaların bir kısmını ince barsak grafisi bir kısmını da enteroklizis ile takip ettik.

İNCE BARSAK ANATOMİSİ

İnce barsak kıvrımlı şekilde bir organdır. Pilor'dan valvula ileoçekalis'e uzanır. Burada kalın barsaklar ile birleşir. Genellikle 6-7 m uzunluğunda olduğu kabul edilir. Çapı başlangıcından itibaren son bölümlerine doğru yavaş yavaş azalır. İnce barsaklar ölümden sonra kas tonusunun kaybolması nedeniyle daha uzundur. Canlıda ortalama uzunluğu yetişkinlerde 5 m'dir. Ölümden hemen sonra yapılan ölçümlerde ince barsakların kadınlarda 3.35-7.16 m; erkeklerde 4.88-7.85 m ve ortalama uzunluğu kadınlarda 5.92 m; erkeklerde 6.37 m olduğu saptanmıştır. Ayrıca ince barsak uzunluğunun yaşa bağlı olduğu ve kişisel boy uzunluğu ile ilişkili olduğu görülmüştür. İnce barsaklar karın bölgesinin alt parçasında ve orta kısmında yer alır. Kalın barsaklar arasındadır. Önde omentum majus ve karın duvarı ile komşuluk yapar. Bir parçası pelvis içine doğru uzanır ve rektumun önünde yer alır.

Dıştan içe tunika seroza, tela subseroza, tunika muskularis, tela submukoza, tunika mukoza katmanlarından yapılmıştır. En dışta visseral periton tunika seroza'yı yapar.

Tunika muskularis uzunluğuna ve dairesel seyirli kas liflerinden oluşmuştur. Tunika mukoza, tunika muskularis'in içte yer alan dairesel

seyirli liflerinden kan damarı ve sinir lifleri içeren tela submukoza ile ayrılmıştır. Tela submukoza ile lamina propria arasında ince kas lifleri vardır.

Tunika mukoza barsak lümenine doğru yüksekliği 8 mm'ye kadar ulaşan kıvrımlar yapmıştır.

Bir kıvrım üzerinde 0,5-1,5 mm yüksekliğinde ikincil mukoza kıvrımları bulunur. Tunika mukoza'da çok sayıda barsak bezleri ve lenf folikülleri vardır. Bazı lenf folikülleri mukoza içine serpilmiş tek tek dağılmış küçük foliküllerdir. İleum'un alt bölümlerinde tek olan lenf folikülleri bir araya toplanarak büyük plaklar oluştururlar (Peyer plakları).

İnce barsak duodenum, jejunum ve ileum olmak üzere üç bölüme ayrılır.

DUODENUM

Duodenum ortalama 25-30 cm uzunluğunda olup, ince barsağın en kısa, en geniş ve en çok tespit edilmiş hareketsiz parçasıdır. Mezenteri yoktur. Kısmen periton ile örtülüdür. Özellikle tela submukoza'sında müköz bezler (Brunner bezleri) vardır. Pankreas başını üç yönden kuşatmıştır. Tamamen umblikus çevresinde yer alır.

Pilor'dan başlar. Karaciğerde kuadrat lobun arka yüzünün ve safrakesesinin boyun parçasının altında 1. bel omuru yüksekliğinde geriye, yukarıya ve sağa doğru 2,5 cm kadar ilerler. Midenin dolgunluk durumuna göre yönü biraz değişebilir. Sonra keskin bir köşe yapar ve sağ böbreğin iç kenarının önünde 7,5 cm aşağıya, genellikle 3. bel omurunun alt kenarı hizasına kadar iner. Burada ikinci bir eğiklik yapar ve horizontal olarak göbek hizasında kolumna vertebralis'i çaprazlayarak sağdan sola

geçer. Hafif bir eğrilik ile yukarıya doğru yönelir. Abdominal aortanın önünde ve sol tarafında 2,5 cm kadar yükselir. 2. bel omuru yüksekliğinde jejunum'da sonlanır. Jejunum ile birleşme yerinde aniden öne doğru döner ve duodenojejunal fleksura oluşur. Duodenojejunal fleksura transplorik plan'ın 1 cm altında ve orta çizginin 2,5 cm kadar solunda bulunur.

Duodenum 4 parçaya ayrılmıştır. Bunlar sırayla pars superior, pars descendens, pars horizontalis ve pars ascendens 'dir.

Pars superior: 5 cm kadardır. Dört parçanın en hareketlisidir. Pilor'dan başlar. Safra kesesinin boyun bölümünde sona erer. Pilor yakınında 2,5-3 cm kadar olan parçası daha geniştir. Bu parçaya Ampulla denir. Ampulla dışında pars superior'un yalnız ön yüzü periton ile örtülüdür. Ampulla her yandan periton ile örtülüdür. Küçük bir parçası bursa omentalis'in ön duvarının oluşumuna katılır. Omentum minus'un sağ parçası üst kenarına, omentum majus'un üst yarımı alt kenarına yapışır. Önde, yukarıda karaciğerin quadrat lob'u ve safra kesesi ile; üstte, daha çok arkada olmak üzere foramen epiploikum; arkada arterya gastroduodenalis, duktus koledok, vena porta; aşağıda pankreasın kaput ve korpus'u ile komşuluk yapar.

Pars Descendens: 8-10 cm uzunluğundadır. Safra kesesi boynu hizasında kolumna vertebralis'in sağ kenarı boyunca 3. bel omurunun alt kenarına kadar iner. Transvers kolon tarafından çaprazlanır. Transvers kolon'un arka yüzü duodenum'a gevşek bağ dokusu ile bağlanmıştır. Transvers kolon'un altında ve üstünde kalan duodenum parçaları periton ile örtülüdür. Önde yukarıdan aşağıya doğru karaciğer'in sağ lob'u,

transvers kolon, mezokolon transversumun radiks'i, jejunum;arkada sağ böbreğin hilum'u,sağ renal arter, vena kava inferior ,m.psoas major ;iç kenarı pankreas'ın baş'ı,duktus koledok;dış kenarı fleksura koli dekstra ile komşuluk yapar. Bazen pankreas başı'nın küçük bir parçası pars descendens'in duvarına gömülmüştür. Duktus koledok ve duktus pankreatikus bu parçanın iç tarafında yan yana gelirler.İki kanal eğik olarak barsak duvarına girer ve ampulla hepatopankreatika adı verilen kısa geniş bir kanalı oluşturmak üzere birleşirler. Bu iki kanal pars descendens'in arka duvarı üzerinde uzunlamasına seyirli bir plika oluştururlar. (plika longitudinalis duodeni)

Ampul'un dar olan distal ucu plika'nın alt ucunda bulunan papilla duodeni majör'n tepe noktasına açılır. Papilla duodeni majör, pilor'dan 8-10 cm aşağıda bulunur. Duktus pankreatikus aksesoryus bulunduğu zaman papilla duodeni majör'n 2 cm kadar üstünde, papilla duodeni minör'e açılır.

Pars Horizontalis:10 cm kadardır.3. bel omurunun alt kenarının sağ tarafında başlar. Vena kava inferiorun nnden sola geçer. Aorta'nın önünde sona erer. n yüzde arteryaya ve vena mazenterika superior ile radiks mezenter tarafından çaprazlanan bölümü dışında periton ile örtülüdür. Arka yüzü peritonsuz'dur.

Pars Assendens:Ortalama 2,5 cm'dir. Aorta'nın önünde ve solunda 2. Bel omurunun üst kenarına kadar yükselir. Fleksura duedenojejunalis'de öne doğru dönerek jejunum ile devam eder. Arkada sol sempatik trunkus, musculus psoas majör, böbrek, a.v. testiklaris (ovarika) ve vena mezenterika inferior ile komşudur.Sağ kenarı boyunca radiks mezenteri'nin üst parçasına tutunur. Sağ kenarı boyunca radiks

mezenteri'nin üst parçasına tutunur. Mezenteriumun sol yaprağı ön yüzü üzerinde devam eder. Sol tarafında sol böbrek ve üreter, yukarıda kaput pankreas önde transvers kolon, mezokolon transversum vardır. Bu duodenojejunal fleksurayı bursa omentalis ve mideden ayırır.

Damarlar

Arterler: Duodenum arterleri arterya gastrika dekstra, arterya gastroepiploika dekstra, arterya pankreatikoduodenalis superior ve inferior'dan gelir. Duodenum'un üst parçası omentum minus'un sağ parçasında ilerleyen arterya hepatica propria'dan ve arterya gastroduodenalis'den küçük dallar alır. Bu damarlar pilorik kanal'ın komşu bölümlerini de besler.

Venler: Vena splenika, vena mezenterika superior ve vena porta'ya dökülür.

Lenfler: Duodenum lenf damarları pilorik lenf nodlarına, oradan da hepatik ve superior mezenterik lenf nodlarına dökülür.

Sinirler: Çöliak plexus'dan gelir.

JEJUNUM VE İLEUM

İncebarsağın diğer parçaları flexura duodenojejunalis'den valvula ileoçekalis'e uzanır ve caecum ile colon ascendens'in birleşme yerinde sona erer. Barsakların bu parçası tamamen periton ile örtülüdür. Karın arka duvarına mezenterium ile tutunmuştur.

Jejunum ile ileum olmak üzere ikiye ayrılır. Duodenum' dan sonra incebarsak' ın ilk beşte ikilik (2/5) parçası jejunum , son beşte üçü (3/5) ileumdur. Bu iki parça arasında kesin bir morfolojik çizgi yoktur. Fakat jejunum'un başlangıcından, ileum'un sonuna kadar yavaş yavaş değişiklikler ortaya çıkar. Bu iki bölüm arasında karakteristik farklar görülür.

Jejunum : Ortalama 4 cm çapındadır. İleum'dan daha kalın daha kırmızı ve daha çok damarlıdır. Mukozadaki plika sirkularisler daha geniş ve kalındır. Villusları ileumdan daha büyüktür. Lenf folikülleri jejunum'un üst bölümünde yoktur. Alt bölümünde ileum'dan daha az ve daha küçüktür.

Jejunum'un büyük bir bölümü umbilikal bölgede uzanır. İlk jejunum kıvrımı sol böbreğin ön yüzü ile transvers mezokolon'un sol parçası arasındaki bir çıkmazda yer alır.

İleum: 3,5 cm çapındadır. Duvarı jejunum'dan daha incedir. İleum'un büyük bölümü pubik bölgede, terminal parçası pelvis'de yer alır.

Damarlar

Arterler: Jejunum ve ileum'a gelen arterler arterya mezenterika superior'dan başlar. Bu damarın jejunum ve ileum'a giden dalları mezenterik kenardan barsağa girer, seroza ve kas katmanları arasında uzanır. Bu damarlardan çıkan bir çok dallar kas katını delerek kat için 'de dağılırlar. Damarların submukoza katında oluşturdukları ağdan çıkan küçük dallar bezlere ve villuslara geçer.

Venler: Arterlere benzer.

Lenf damarları: İki grup oluşturmışlardır. Mukozada ve muskular kat içinde bulunurlar. Villusların lenf damarları bu oluşumlardan başlar. Mukoza ve submukoza'da karışık bir plexus yaparlar. Folliculi lymphatici solitarii'nin tabanında lenf damarları ile birleştikten sonra barsakların mezenterik kenarında daha geniş damarların başlangıcına açılır. Bu damarlar mezenteriel lenf düğümlerinden geçerek nodi lymphatici mesenterici superiores'e dökülür.

Sinirler: İnce barsak sinirlerini çöliak ganglionlar içinden geçen nervus splenicus, nervus vagus ve arterya mezenterika superior çevresindeki plexuslardan alır. Sinir lifleri longitudinal ve sirküler kas lifleri arasında bulunan myenterik plexus'a gelir. Aynı zamanda ganglion da içeren bu plexus'dan çıkan lifler barsağın kas katında dağılır. İkinci plexus plexus submukosusdur. Sirküler kas tabakasını delerek gelen dalların oluşturduğu bir sinir ağıdır. Bu plexusda da ganglion nöronları vardır. Her iki plexusun nöronları parasempatiktir.

Sempatikler sindirim kanalının peristaltik hareketlerini inhibe eder, sfinkterleri uyarır.

Parasempatikler peristaltik hareketleri artırır. Sfinkterleri inhibe eder.

GENEL BİLGİLER

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME TARİHÇE ve FİZİK PRENSİPLERİ;

TARİHÇE;

Elektrik ve manyetizm konusunda bilimsel çalışmalar 18. Yüzyılın sonlarına doğru başlamıştır. Atomik çalışmalar, atomun keşfinden sonra 20. Yüzyılda yapılmaya başlandı. Bu alanda çalışma yapan önemli isimler arasında; Ampere, Bahr, Coulomb, Curie, Faraday, Gauss, Hertz, Oersted, Tesla ve Weber sayılabilir. 1939 yılında, Dr. Isador Rabi ve arkadaşları nükleer manyetik rezonans (NMR) olayını araştırdılar. 1946 yılında Harvard Üniversitesinden Edward M.Purcell ve Standford Üniversitesinden Felix Bloch parafın, mum ve suyun NMR özellikleriyle ilgili yaptıkları deneysel çalışmalarla 1952 yılında Nobel ödülünü kazandılar. Sonra Raymond Damadian 1971 yılında ve Paul Lauterbur 1973'de NMR ile insan vücudunun görüntülenebileceğini gösterdiler. 1980 yılında Aberdeen tarafından görüntü elde edilmesinde iki boyutlu Fourier Transform tekniğinin kullanımı ortaya kondu. 1984 yılında ilk defa MRG'de kontrast madde (Gd-DTPA) kullanılmaya başlandı. 1986

yılında Haase ve arkadaşları hızlı görüntüleme yöntemlerini kullandılar. 1980 yılında Ackerman ve arkadaşları yüzey koillerinin ilk uygulamasını yaptılar.

MR'ın multiplanar özelliği ve bu yöntemle saptanan ilk lezyon 1980 yılında Hawkes ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır.

Değişik görüntüleme modaliteleri, belirli fizik prensiplere göre grafiler üzerinde doku ve organları siyah ve beyazın tonları şeklinde görüntülerler. Röntgenogramlarda beyazlık ve siyahlık röntgen filmi üzerine düşen X-ışını miktarına ve bu da X-ışınının geçtiği dokunun kalınlığı, yoğunluğu ve atom numarasına bağlıdır. Dokunun kalınlığı, yoğunluğu ve atom numarası ne kadar yüksekse, röntgen filmi üzerine düşen X-ışını o kadar az olacak ve görüntü beyaz tonlarda oluşacaktır. Bilgisayarlı tomografide ise ölçülen, dokunun elektron yoğunluğu tarafından belirlenen X-ışınının zayıflama derecesidir. Elektron yoğunluğu yüksek olan kesimler röntgende olduğu gibi X-ışınlarını daha az geçireceklerinden karşılıklı olan pikseller gri skalanın beyaz tarafı ile boyanacaklardır. MR görüntülemesinde ise bu modalitelerden farklı olarak, aynı lezyon bazı MR görüntülerinde siyah görülürken bazılarında beyaz görünür. Bu modalitede beyazlık ve siyahlık sadece dokuya ait özelliklere göre değil görüntüleme tekniklerine göre de değişir. Dahası dokuya ait özellikler aygıtın manyetik alanının gücü ile de değişiklik gösterirler. Bu özellikler sebebiyle MRG'nin fizik prensipleri diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha karmaşık bir yapı sergiler.

Radyolojik görüntüleme yöntemlerinin çok hızla gelişmekte olduğu günümüzde, MRG tüm dünyada üzerinde en çok çalışma ve

araştırmaların yapıldığı, çok hızlı bir biçimde gelişmelerin elde edildiğı ve rutin radyolojik incelemeler arasında en çok ilgi çeken yöntemdir.

MRG, yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin sensitivitesi çok yüksektir.

Tekniğın bu yüksek sensitivitesi yanında spesifitesi bu derece yüksek değildir. Bazı durumlarda birçok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirine benzeyebilir. Görüntüleme yöntemi olarak kullanılan diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna multiplanar görüntüleme denir. Diğer inceleme yöntemlerinde (BT gibi) hastanın pozisyonunu değiştirmek zorunda olduğumuzdan dolayı inceleme sagittal veya oblik gibi planlarda yapılamazken, MRG ile hastanın pozisyonu değiştirilmeden her planda kesit alınabilmektedir. Bu özellik bize lezyonun üç boyutlu lokalizasyonu açısından değerli bilgiler verir ve hastanın inceleme sırasındaki rahatsızlığını önler. MRG’de iyonizan radyasyon kullanılmaz. Birtakım üst limitlere uyulduğunda, bugüne kadar hiçbir zararlı biyolojik etkisi bulunmamıştır. Bu özelliğı nedeniyle hastada defalarca tekrarlanabilme avantajına sahiptir. MRG kesitsel anatomik görüntülerde vasküler yapılarıdaki akım dinamikleri hakkında bilgi verir ve kontrast madde kullanılmaksızın, sadece vasküler yapıları görüntüleyebilme olanağı sağlar (MR Anjiyografi). Yöntemin diğer önemli bir özelliğı, bugün rutin klinik kullanıma girmemiş olan spektroskopidir. Bu yöntem ile dokulardaki metabolik süreçleri inceleyebilmek ve biyokimyasal analizleri yapmak olanaklıdır.

Yöntemin kendine özgü birtakım artefaktları olmakla beraber diğer görüntüleme yöntemlerinde bulunan bazı artefaktlar (BT’de kemik-hava artefaktı gibi) bu yöntemde görülmez. Bu nedenle diğer teknikler ile iyi görüntülenemeyen pek çok anatomik bölge ve yapının değerlendirilmesi mümkündür. Özellikle posterior fossa ve medulla spinalis incelemelerinde temel inceleme yöntemi olarak kullanılmaktadır.



TEMEL FİZİK (FİZİK PRENSİPLERİ)

Bilindiği gibi doğadaki tüm maddeler atomlardan meydana gelmektedir. Atomlar ise proton, nötron ve elektron dediğimiz partiküllerden oluşmaktadır ve bunlar bir nükleus ve çevresinde değişik yörüngelerde yer alan elektron bulutlarını oluştururlar. Atom nükleusu içinde (+) yüklü protonlar ve yüksüz nötronlar yer almaktadır. Protonlar gerçekte birer küçük gezegen gibi davranarak belli bir ekseninde kendi çevrelerinde dönmektedirler. Buna protonların “Spin” hareketi denilir. Fiziksel olarak nerede hareketle yönü değişen bir elektrik akımı varsa, o ortamda bir de “manyetik alan” oluşmaktadır.

Manyetik alan içerisinde bazı atom çekirdekleri, belirli frekansda radyo dalgaları ile uyarılırsa, absorbe ettikleri enerjinin bir bölümünü radyo sinyalleri şeklinde yayar. Benzer koşullarda biyolojik dokuların yaptığı sinyaller (receiver coil) tarafından toplanır ve bilgisayar yardımı ile görüntü oluşturulur. Bu yöntem de Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) adını alır.

MRG’de kullanılan radyan enerji radyofrekans (RF) dalgalarıdır. RF dalgaları ve X-ışınları elektromanyetik spektrumun zıt uçlarında yer alır.

Atom nükleusundaki proton ve nötronların (nükleon) hareketleri ile ortaya çıkan nükleer manyetizma her atomda görülmez; atomun belli bazı özellikleri nükleer manyetizmanın oluşup oluşmayacağını belirler. Bugüne kadar elde edilen tecrübeler göstermiştir ki; nükleer manyetizma kütle numarası tek sayıda olan ve tek sayıda proton ve tek sayıda nötronu olan atomlarda görülmektedir. Nükleusda bulunan proton ve nötronlar çiftler halinde bulunacak olurlarsa karşılık olarak birbirlerini nötralize etmektedirler ve nükleer manyetizma oluşmamaktadır (Nükleer manyetizma momenti=0). Buna karşın proton veya nötronlar veya her ikisinin birlikte sayıları tek olursa, bu atomda nükleer manyetizma oluşmaktadır. Bu atomlar için “NMR aktif” denmektedir (3).

Biyolojik olarak önemli olan ve NMR aktif, yani nükleer manyetizma nedeni olan atomlar tablo halinde sunulmuştur.(tablo 1)

Tablo 1 . tanışal olarak kullanılabilir bazı nükleusların manyetik rezonans özellikleri

Nükleus	Göreceli yoğunluk (%)	Göreceli (%) sensitivite*	Manyetogirik oran (mHz/T)
1 H	99.98	1	42.58
2 H	0.015	9.65×10^{-3}	6.53
13 C	1.11	0.016	10.71
19 F	100	0.830	40.05
23 Na	100	0.093	11.26
31 P	100	6.6×10^{-2}	17.23
39 K	93.1	5.08×10^{-4}	1.99

*Sabit alanda eşit sayıda nükleus sayısı

Bununla birlikte; nükleusdaki bu partiküllerin oluşturduğu manyetizma çok zayıf olduğundan dolayı, görüntü elde etmek için milyonlarca atoma ihtiyacımız vardır. Bu nedenle nükleusunda sadece bir proton olan, nötronu bulunmayan hidrojen izotopu (H1) insan vücudunda (özellikle su ve yağ dokusunda) çok miktarda bulunduğundan (tüm atomların %80'i) MRG için en uygun atomdur ve günümüzdeki MRG sistemlerinde görüntü oluşturmak için en sıklıkla kullanılan atom hidrojen atomudur (Hidrojen atomu sayı olarak çok olmakla birlikte MRG için tercih edilmesinin bir diğer sebebi ise hidrojenin en yüksek MR sensitivitesine sahip olmasıdır).

Yüksek statik manyetik alanlı MR donanımlarıyla, başka çekirdeklerle de görüntü elde edilmeye başlanmıştır. Hidrojenle karşılaştırıldığında, dokudaki Na konsantrasyonu çok düşüktür. Ancak, intra ve ekstrasellüler kompartmandaki yoğunluk farkının çok büyük olması (ekstrasellüler sıvıda 10 kat daha fazla) görüntülemeye kullanılmasını sağlar. Hücre zarının geçirgenliği infarkt, tümör vs gibi nedenlerle bozulduğunda hücrenin sodyum içeriği belirgin biçimde artar. Bundan yola çıkılarak, Na görüntüleri ile serebral infarktlar ve yine göz, Na içeriğinin fazla olması nedeniyle göz incelemeleri yapılabilir(3).

MRG yöntemi, Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleme (BT) yönteminden daha yüksek sensitiviteye sahiptir. BT kısaca, vücut dokularının X-ışını absorpsiyon dağılımını kesitsel olarak gösteren bir yöntemdir. Dokular proton içeriği farkı açısından büyük farklılık gösterirken, X-ışını absorpsiyon değerleri çok farklı değildir. (toblo 2).

Ayrıca BT tek bir parametre (X-ışını attenuation coefficienti) ile çalışırken, MRG çok sayıda parametre ile çalışmaktadır. Bu nedenle MRG daha sensitiv olup, daha iyi kontrastlı görüntüler verir(4).

MRG günümüzde geniş anlamda görüntüleme yöntemi olarak kullanılmakla beraber, bu sistemin önemli bir özelliği daha bulunmaktadır. Spektroskopi yöntemi kullanılarak dokunun kimyası ve fiziksel çevresi hakkında bilgi edinmekteyiz. Bundan sonraki gelişmeler daha çok MR spektroskopi alanında beklenmektedir. MR spektroskopi MRG'den çok daha fazla ve önemli bilgiler verebilecek ve ileride tıpta çığır açacak niteliktedir. Aslında MR spektroskopinin fiziksel özellikleri yaklaşık 40 yıldır biliniyor ve çalışmalar yapıyordu; bundan hareketle nükleer manyetik momentlerden görüntü oluşturma fikri ortaya çıktı ve günümüzde kullanılmakta olan MRG gelişti.

Doku	Attenuasyon kat sayısı M (cm ⁻¹)
Kemik	0.400
Kan	0.215
Beyin dokusu	0.210
BOS	0.207
Su	0.203
Yağ	0.185
Hava	0.0002

Tablo 2 . biyolojik dokuların attenuasyon değerleri

Bu teknikte, öncede bahsettiğimiz protonlar arasındaki kimyasal shift (chemical shift) etkisi kullanılarak, protonların mikroskopik çevreleri hakkında bilgi elde edilmektedir. Protonların çevrelerinde belli seviyelerde hareket halinde bulunan negatif yüklü elektronlar protonlar üzerine “shielding” (gölgelenme) etkisi göstermekte olup, magnetin proton üzerine olan etkisini kısmen değiştirmektedir. Kısaca suda ve yağ dokusunda bulunan protonlar farklı kimyasal ilişkiler gösterdiklerinden, farklı “shielding” etkiye maruz kalacaklar, bu da salınım frekanslarını farklı kılacaktır (bu kimyasal shift olarak bilinir). Şudaki proton, laktatda, yağ dokusunda ve diğer önemli biyolojik yapılarda protonların frekanslarını birbirlerinden ayırabilirsek protonların içinde bulundukları kimyasal ilişkileri de birbirinden ayırabiliriz, bu da spektroskopi tekniğinin temelini oluşturur. Vücutta nükleer manyetik vektörü olan ve farklı kimyasal ilişkiler içinde bulunan birçok atom bulunur (H1, P31,F19,Na23,C13 gibi), bununla birlikte spektroskopi içinde kullanımı en uygun olan atom, hidrojenidir. Çünkü vücutta farklı kimyasal çevrelerde olmak üzere fazla miktarlarda bulunur ve en yüksek MR sensitivitesine sahiptir.

Günümüzde spektroskopik çalışmalar klinik kullanıma tam olarak girmekle dünyada pekçok merkezde “proton spektroskopi” haricinde bahsettiğimiz atomlar ile yapılan spektroskopi çalışmaları devam etmektedir. Bu teknik ile patolojik dokuların biyokimyasal analizlerinin yapılmasının yanısıra, normal dokularda mevcut biyokimyasal ilişkilerde araştırılmaktadır.

Tablo 3. Spektroskopide kullanılabilecek bazı element atomlarının net MR sensitivite

Element	Net MR sensitivite
H1	1
C13	1.8×10^{-4}
N 15	4×10^{-6}
F 19	0.83
Na 23	9.3×10^{-2}
P 31	6.6×10^{-2}

MRG süreci şu dört aşamada incelenebilir:

- 1) Hazırlayıcı Dizilim Fazı (Preparatory Alignment Phase)**
- 2) Uyarma Fazı (Excitation Phase)**
- 3) Sinyal saptama (Signal Detection)**
- 4) Görüntü oluşturma (Image Generation)**

1-HAZIRLAYICI DİZİLİM FAZİ

Hatırlanacağı gibi elektriksel olarak yüklü, spin hareket yapan nükleuslar, çevrelerinde manyetik alan oluşturmaktaydı. Bu nedenle bunları küçük bir "mıknatıs çubuğu" (dipol) gibi kabul edebiliriz (Şekil 1). Protonlar, belli bir ekseninde kendi çevrelerinde dönerek (spin hareketi yaparak) normalde dağınık bir şekilde bulunmaktadır. Eğer bu protonlar

güçlü bir manyetik alan içine konulacak olurlarsa tümü bu manyetik alan ile etkileşime girerek manyetik alan yönüne paralel yada anti-paralel bir dizilim gösterirler (şekil 2).

Gerçekte ise, manyetik alan yönünde paralel bir dizilim gösteren protonların miktarı antiparalel dizilim göstericilerden sayıca çok az bir farklılık gösterirler. Örneğin, 1.5 Teslalık bir manyetik alanda, paralel konumdakiler sadece 1×10^{-5} adet daha fazladır(3). MRG’de iki enerji konumu arasındaki fark, eksternal manyetik alanın gücüne bağlıdır(3). Yani :

$$E_{1/2} - E_{-1/2} = \Delta E = \hbar \gamma B_0$$

$\hbar$: Magnetogric sabit

h : Planck sabiti

B_0 : Eksternal magnetik alan gücü

Biz protona $\hbar E$ değerinde bir enerji uygularsak, rezonans fenomeni ortaya çıkabilir. Diğer bir önemli nokta, nükleer manyetik vektörlerin ana manyetik alanla ayrı yöndeki dizilimi dışında, bu alanın yönü çevresinde salınım (precession) yapmasıdır. Presesyon hareketi, yeryüzü gravitasyonel çekim alanındaki bir topacın hareketine benzetilebilir. Protonların salınım frekansı “**Larmor**” formülü ile ifade edilir(3). Bu formül

$\omega_0 = \gamma B_0$ şeklindedir.

ω_0 =Salınım frekansı (Precession frequency H2 veya Mhz)

B_0 =Dış manyetik alan gücünü (Tesla=T)

γ = Gyromanyetik sabite

Manyetik alan birimi “Gauss”tur. 1 Gauss: 5 amperlik akım geçirilen bir telin 1 cm ötesinde oluşan manyetik alan gücüdür.(6)

1 Tesla (T)=10000 Gauss=10 kilo Gauss olarak tanımlanır.(6)

Dünyanın kendi çevresinde dönmesiyle oluşturduğu manyetik alan, ekvatorda 0.3G, kutupta 0.7G tur. Yani dünyanın manyetik alanında bir gradienti vardır ve biz bunun sayısal değerini bilirsek, dünyanın neresinde olduğumuzu da anlayabiliriz. Benzer biçimde MRG’de de doku içinde ve uzaysal lokalizasyonu saptamada gradient manyetik alanlar kullanılır.(6)

Eksternal manyetik alan çevresinde presesyon yapan manyetik vektörler transvers planda birbirlerinin etkilerini yok eder. Çünkü transvers planın bir yönünde olan vektör sayısı kadar, diğer yönde de mevcuttur. Sonuçta, transvers planda hiçbir net manyetizasyon vektörü ortaya çıkmaz. Ancak longitudinal planda, vektörler aynı yönde olduğu için, birbirlerine eklenir ve presesyon yapan vektörlerin toplamı kadar bir longitudinal net manyetizasyon elde edilir. Net manyetizasyon vektörü (M) tamamıyla net longitudinaldır. Bu anda sistem dinamik denge koşullarında olur relaksedir. Vektörün transvers komponenti olmadığı için bu aşamada hiçbir sinyal saptanamaz. Manyetizasyon vektörünü denge koşullarından saptırmak, manyetizasyonun longitudinal plandan biraz transvers plana kaymasını sağlayacak ve böylece bir sinyal üretilmesi mümkün olacaktır.

Bu nedenle dış manyetik alan yönünde olmayan, örneğin, dış manyetik alan yönüne dik yani transvers düzlemdeki bir manyetik kuvveti algılayarak ölçüm alabiliriz. Bu durumda yapmamız gereken dış manyetik alan yönü ile paralel durumda bulunan hastadaki longitudinal manyetizasyon yönünü

değiştirmek olacaktır. Bunu da “Radyo dalgaları” kullanarak yapacağız. İşte bu aşama “Uyarma süreci” dediğimiz 2. basamaktan meydana gelmektedir.

2-UYARMA SÜRECİ (Excitation Process)

Rezonans ve RF Puls (resonance, RF pulse)

Güçlü manyetik alan (magnet) içine konan dokuda oluşan net manyetik vektör, yukarıda belirttiğimiz gibi B_0 vektörüne bağlıdır. Bu durumda dokunun net manyetik vektöründen faydalanarak dokudan sinyal elde edebilmemiz için “Radyo dalgası” kullanmamız gerekmektedir. Radyo dalgası kullandığımızda, salınım hareketi yapmakta olan bazı protonların radyo dalgasından enerjiyi absorbe edip konum değiştirmeleri ve bir süre sonra yine aynı protonların absorbe ettikleri enerjiyi ortama vererek eski konumlarına geri dönmelerine “Rezonans” denmektedir.(7)

Radyo dalgası amplitüdü ve frekansı olan elektromanyetik bir dalgadır. Elektromanyetik dalgada frekans artırılırsa dalga uzunluğu azalır, buna karşın enerjisi artar, dolayısıyla elektromanyetik dalganın enerjisini frekansını değiştirerek artırabilir veya azaltabiliriz.(8) MRG’de radyo dalgası uygulaması devamlı, belli sürede ve belli güçte demetler halinde uygulanmaktadır, bu nedenle uygulamaya “RF Puls” denmektedir.

RF dalgaları elektromanyetik dalga spektrumu için, dalga boylarının büyük olması nedeniyle “noniyonizan” grupta yer alırlar. RF pulse uygulamadaki amaç hastadaki longitudinal manyetizasyon yönünü değiştirmektir. RF pulse uygulaması, normalde dış manyetik alan yönünde kendi hallerinde “precession” hareketini sürdürmekte olan protonların, manyetik vektör yönünü değiştirmeyi amaçlamaktadır. Ancak her RF pulse

bu işlemi yerine getiremez. Bunun gerçekleşebilmesi için RF dalgasının, proton ile enerji değişimine girmesi gerekmektedir. Bu enerji değişiminin olabilmesi içinde, göndereceğimiz radyo dalgasının frekansının ortamda bulunan protonların "precession frekansı" ile aynı değerde olması şarttır. Aksi halde herhangi bir enerji transveri gerçekleşemez. Radyo dalgasının frekansını ise "Larmor denklemi" sayesinde seçmekteyiz. Yani Larmor denklemi bize protonların precession frekansını belirleme imkanı verecektir ve buradan protonların precession frekansı ile eşdeğerde RF pulse kullanma şansını elde edebiliriz. Tetkik edilen bölgeye ortamdaki protonların precession frekansı ile aynı frekansda RF pulse uyguladığımızda, protonlar ile enerji değişimi gerçekleşecektir. Bu olaya "resonance" adı verilmekteydi, buna örnek olarak "diapozan titreşimleri" gösterilebilir.

MR cihazında tetkik edilmekte olan hastada bu durum nasıl oluşmaktadır. MR cihazında yatmakta olan ve mevcut dış manyetik alan yönüne paralel, longitudinal manyetizasyon oluşmuş hastamıza, protonların precession frekansı ile aynı frekansta bir RF pulse gönderelim. Bu gönderdiğimiz radyo dalgası, protonlarla etkileşime girecek ve bir kısmı ile enerji transferi oluşacaktır.

Bu durumda protonların bir kısmının enerji seviyesi yükselecek ve bunların manyetik vektörü dış manyetik alan yönündeki paralel konumlardan anti-paralel konuma geçecektir (şekil 4b). Bu durumda hastalarda mevcut longitudinal manyetizasyon zayıflayacaktır. Gönderilen radyo dalgasının burada ikinci bir etkisi de Z ekseninde precession göstermekte olan protonların bir araya toplanmasına neden olmasıdır(Şekil

4a). 6 proton longitudinal manyetizasyonu teşkil etmektedir şekil 4 (b)'de RF gönderilmekte ve enerji transferi ile bunlardan 2'si antiparalel konuma geçmektedir. Bu arada paralel konumdaki 4 proton ve anti-paralel konumdaki 2 proton aynı zamanda bir araya gelmekte ve aynı fazda (in phase) precession hareketi göstermeye başlamaktadır. Bu durumda protonların vektöryel manyetik momentleri Z ekseninde birbirlerini nötralize ederken, Y ekseninde birbiri üzerine eklenmektedir. Bu olay sonunda longitudinal manyetizasyon azalarak kaybolmakta ancak Z eksenine dik Y düzleminde yeni bir manyetik alan oluşturmaktadır. İşte şekil 4(c)'de gösterilen bu yeni manyetik alana da "transvers manyetizasyon" denmektedir (Şekil4).

Bu transvers manyetizasyon, precession hareketini göstermekte olan protonların çevresinde dönmektedir. Dışarıdan bakıldığında bu manyetik vektör bize doğru gelmekte tekrar geri dönerek uzaklaşmakta, yeniden gelmekte tekrar geri dönmekte ve bu böyle sürmektedir. Ritmik olarak bu değişimin olması bir elektrik akımı üretir ve bunlarda manyetik alan oluştururlar. Bu elektriksel akım MR cihazında incelemekte olduğumuz hastadan aldığımız MR sinyalini ifade etmekte ve MR görüntüsü bu sinyaller ile oluşturulmaktadır.(9)

MR Sinyalinin Özellikleri

Longitudinal ve Transvers Relaksasyon Zamanı

MR cihazına tetkik için alınan hastaya RF pulse gönderdiğimiz anda longitudinal manyetizasyon azalarak kaybolmakta ve bu anda Y düzleminde transvers manyetizasyon oluşmaktaydı. RF pulse uygulamasını kestiğimiz

anda bu olay tersine döner. Çünkü, uyarılmış protonlar tekrar eski konumlarına dönerler. Ayrıca in phase konumundaki tüm protonlarda yine yavaş yavaş birbirlerinden açılarak ilk konumlarına geçerler. Bu duruma protonların “dephasing phenomenon’i” denir. Ve sonuçta transvers manyetizasyon azalarak kaybolur ki işte bu süreye “transvers relaksasyon zamanı” denir. Bu arada longitudinal manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar. Longitudinal manyetizasyonun da ilk konumuna gelmesi için geçen zamana “Longitudinal relaksasyon zamanı” denir.

Longitudinal Relaksasyon Zamanı

RF pulse ile enerji seviyesi yükseltilerek anti-paralel konuma gelen protonlar, (şekil 5 a) RF pulse kesildiğinde hepsi aynı anda eski konumuna dönmezler. İncelenen vücut kesimindeki dokuların moleküler bağlanma özelliklerine bağlı olarak bazı protonlar daha hızlı bazıları daha yavaş eski konumlarına dönerler. Ancak sonunda hepsi eski konumlarına ulaşarak RF pulse verilmeden önceki longitudinal manyetizasyon kuvvetini oluştururlar.

Transvers Relaksasyon Zamanı

Transvers manyetizasyon oluşuktan sonra RF pulse uygulamasını kestiğimizde “in phase” konumundaki protonların bu konumu bozularak eski haline dönmeye başlar. Bu esnada transvers manyetizasyon kuvveti azalmaya başlayacaktır. Sonunda bu protonlar eski konumlarına dönerler ve transvers manyetizasyon tamamen ortadan kalkar. Bu işlem için geçen zamana “Transvers relaksasyon zamanı ” denir (Şekil 6).

Dokuların T1 ve T2 Relaksasyon Zamanları

T1 zamanı T2 zamanından daha uzundur. Klinik uygulamada T1 zamanı 300-2000 m sec., T2 zamanı 30-150 m sec arasında olmaktadır. T1 ve T2 zamanları gerçekte, incelenen dokunun karakteristik özelliklerini yansıtmaktadır.(9)

Su yada su içeriği fazla olan dokuların T1 ve T2 relaksasyon zamanları uzundur. Patolojik yada hasta dokularda genellikle su içeriğinin arttığını görürüz. Bu nedenle bunları MR resimlerinde T1 ve T2 zamanları uzun alanlar olarak görürüz. Yağ dokusunun ise suya oranla T1 zamanı kısa, T2 zamanı daha kısadır.

T1 Zamanını Etkileyen Faktörler

Gerçekte T1, doğrudan doğruya dokunun yapısal bileşimine ve çevresindeki oluşumların özelliğine bağlıdır. Bir dokunun sıvı içeriği ne kadar az ise veya molekülleri ne kadar büyük ise enerji transferi o oranda hızlı olacağından, uyarılmış protonlar longitudinal konumlarına hızla dönerler ve dolayısıyla katı maddelerin T1 zamanı kısadır. Yağ dokusunda T1 zamanı, yağ asitlerindeki hidrojen atomlarının protonlarının frekansı, Larmor frekansına çok yakındır ve etkili bir enerji transferi gerçekleşir. Bu nedenle T1 zamanı kısadır. T1 zamanı dokuların özellikleri dışında bir de dış manyetik alan gücüne bağlıdır. Yani dış manyetik alan ne kadar büyükse T1 zamanı da o oranda uzamaktadır. Tabi ki bu uzama dokulardan alınan T1 sinyallerine de belli bir oranda yansır. T1 ağırlıklı görüntülerde sıvılar düşük manyetik alan gücüne sahip MR sistemlerinde daha az siyah, yüksek manyetik alan gücüne sahip sistemlerde ise daha çok siyah görünmektedir.(9)

T2 Zamanını Etkileyen Faktörler

Sıvı içeriği yüksek dokularda iç manyetik alan nispeten daha homojendir. Yani kesitsel olarak büyük farklılıklar göstermez. Böyle bir durumda “in phase” konumundaki protonlar bu durumlarını uzun süre korurlar, yani “dephasing” süresi uzundur. Bu da T2 zamanının uzun olmasına neden olur. İşte sıvıların T2 zamanının uzun olmasının sebebi budur. Tersine ise, yani incelenen dokuda sıvı içeriği az ise, büyük moleküller mevcutsa bunların iç manyetik alanları arasında büyük moleküller bulunacaktır. Bu büyük moleküllerin hareketi de daha yavaş olacağından, çevresinde oluşturacakları manyetik alanlar birbirlerini daha yavaş ve güç nötralize edecektir. Bu da dokunun iç manyetik alanında büyük farklılıkların gelişimine neden olur. Bu durumda oluşturulan transvers manyetizasyonun miktarını, bir tel sarmal (bobin, receiver coil) aracılığıyla ölçebiliriz. Manyetizasyon vektörü presesyon yaptıkça tel sarmalda elektriksel sinyal ortaya çıkar. Saptanan sinyalin büyüklüğü, herhangi bir anda vektör ile sarmaldaki teller arasındaki açıya bağlıdır. Maksimum sinyal, sarmal ile vektör arasındaki açı 90 derece olduğunda ortaya çıkar ki; bu da transvers manyetizasyonun maksimum olduğu konumdur. Nükleuslar, termal çevre ağına enerjilerini aktararak denge koşullarına geri döner. Manyetik vektörün longitudinal plana geri dönüşü kademelidir. Dolayısıyla sinyalin azalması da kademelidir.

T1 relaksasyon zamanı longitudinal manyetizasyonun %63.2 oranında geri dönüşünün sağlandığı süredir. Solid örneklerde moleküller birbirlerine

çok yakındır ve T1 süresi sıvılara göre daha kısadır. Değişik biyolojik dokuların değişik T1 değerleri vardır.

Spin-spin etkileşimi sonucu, nükleuslar, enerjilerini birbirlerine aktarır. Nükleusların bir kısmı yavaşlar, bir kısmı hızlanır. Nükleuslar arası faz bağılılığı azalır. Longitudinal manyetizasyonun geri dönmesinden bağımsız olarak, gelişigüzel defaze olmuş nükleuslar birbirlerinin etkilerini yok eder ve MR sinyali sonunda 0 olur. Vektörlerin defaze olması ve sinyalin azalma oranı T2 relaksasyon zamanı adını verdiğimiz bir başka zaman sabiti ile belirlenir. T2 sinyalin orijinal değerinin %36.8'ine kadar düşmesi için gereken süredir. Kabaca $T2=1/10 T1$ 'dir. T1 milisaniye cinsinden yüzlerle ifade edilirken, T2 onlarla ifade edilir. T2 incelenen maddenin yapısı ile ilgili sinyal kaybolma zamanıdır.

Yüksek ısıdaki sıvılarda T1 ve T2 hemen hemen birbirine eşittir. Bu süre saf suda yaklaşık 2 sn'dir. T2 T1'den daima daha kısadır. T2/T1 oranı bire yakınsa incelenen örnek sıvıya, çok küçükse katıya benzer yapıdadır. Biyolojik dokuların içindeki protonların T1 ve T2 relaksasyon zamanları, dokunun su içeriği çok yüksek olsa bile, suyun değerine göre çok daha kısadır. Serbest veya gevşek bağlı olan su, dokunun T1 relaksasyon zamanını, sıkı bağlı olan su fraksiyonu ise T2 zamanını etkiler. Dokuda bulunan çok küçük konsantrasyondaki paramanyetik çekirdekler her iki relaksasyon zamanını da belirgin şekilde kısaltır. Vücudun hidrasyon durumu, ısı, yaş relaksasyon zamanlarını etkileyen faktörlerdir. Ancak değişik dokulardaki farklı relaksasyon zamanlarının nedeni tümü ile anlaşılamamıştır.

Eksternal manyetik alanın inhomojenitesinden kaynaklanan T2 istenmeyen bir durumdur. Eksternal manyetik alanın inhomojenitesi, spin-spin etkileşimini hızlandırır. Spinlerde faz bağılılığı o kadar hızla kaybolur ki; tüm T1 ve T2 enformasyonu maskelenir. Bu süre T2 adını alır ve incelenen dokuya bağlı olmayıp, mıknatısın kalitesine ve alanın inhomojenitesine bağlıdır. Klinik yarar beklenen bir MR sürecinde bu etki yok edilmelidir.

MR sinyali daha önce de belirttiğimiz gibi sönümlüdür. Bu nedenle MR sinyaline Free Induction Decay(FID) adı verilir. FID en basit MR sinyalidir. Şiddeti ve süresi total manyetik vektörün, eksternal manyetik alan doğrultusundan sapma derecesi ve spin sayısına bağlıdır.(3)

MR görüntüsünün sinyal yoğunluğunu belirleyen faktörler dokuya veya sisteme ait olabilir: Sıralayacak olursak:

Dokuya Ait Parametreler

- 1-Proton yoğunluğu fazla ise sinyal şiddeti fazla.
- 2-T1 relaksasyon süresi uzun ise sinyal zayıf, kısa ise sinyal kuvvetli.
- 3-T2 relaksasyon süresi uzun ise sinyal kuvvetli, kısa ise sinyal zayıf.
- 4-Akım varsa sinyal alınmaz. Akım yavaşlamış veya durmuşsa sinyal zayıf.

5-Kimyasal değişim.

6-Pulsasyon.

Sisteme Ait Parametreler

1-Manyetik alan gücü

2-Sarmalların (verici ve alıcı coil'lerin) özellikleri

3-Görüntüleme tipleri

MR sinyali elde etmek için seçeceğimiz sekanslar görüntünün tipini belirler. RF uyarıları arasındaki süre TR (Repitition time: tekrarlama zamanı), RF uyarısı ile sinyalin kaydı arasındaki süre TE (Time echo) adını alır. TR ve TE görüntüleme sekansları olarak isimlendirilir.

Kısa TR/Kısa TE (200-1000 msec/20-25msec) ile T1 ağırlıklı, UzunTR/UzunTE (2000-2500msec/75msec) ile T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir. UzunTR/Kısa TE görüntüler ise proton dansitesi görüntüleridir.

30 m sec'den kısa TE süresine "KısaTE", 80 m sec'den uzun, 500 m sec'den kısa TR süresine "Kısa TR", 1500 m sec 'den uzun TR süresine de "Uzun TR" denir.

T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler kullanıldığında, bu özellik normal ve anormal doku karakterizasyonunu belirler. T1 ağırlıklı görüntüler kemik iliği ve subkutan yağ gibi yüksek yağ içerikli yapılardaki anormal dokuları belirlemeye yardım eder. En yüksek sinyal-görüntü oranını (SNR) saptadığı için, anatomik yapıları değerlendirmede optimal koşulları sağlar. Kısa T1 relaksasyon zamanlı yapılar (yüksek sinyal veren) yağ, lipid içeren maddeler ve proteinöz sıvıları kapsar. Uzun T1'li dokular (düşük sinyal yoğunluğu) normal vücut sıvıları (Bos- idrar), kalsiyum (kortikal kemik9, tendon ve ligamanların çoğunu kapsar. Kaslar, tümörler, enfekte dokular dahil olmak üzere diğer yumuşak dokuların çoğu T1 ağırlıklı görüntülerde orta derecede sinyal verir.(3)

T2 ağırlıklı görüntüler, normal dokuları anormal dokulardan ayırt etmeye yardım eder. Kısa T2 değerli dokular (düşük sinyal yoğunluğu); kalsiyum yüksek dokular, kortikal kemik, ligament ve tendonların çoğunu

içerir. Uzun T2 değerli dokular neoplazm, inflamasyon ve sıvıların çoğunu kapsar. Normal kas düşük veya orta derecede sinyal verir. T2 değerlerindeki bu farklılık tümör sınırlarının ve yumuşak doku içindeki enfeksiyonun tanımlanmasına olanak sağlar.

T1 ve T2 ağırlıklı görüntülerin dereceleri vardır ve bu da doku görünimleri için geniş bir spektrum sağlar. Hastadaki spesifik patolojiye göre uyarı sekansları seçilir.

Hızlı Görüntüleme (Fast- İmaging) Sekansları

MR, görüntüleme tekniği olarak kesinlikle hareketsizliğe ihtiyaç gösterir. Görüntüler tek tek elde olunmayıp bir tetkik bölgesi bütünüyle incelendiğinden, hastanın en ufak hareketinde tüm imajlar bozuk gelmektedir. Bu nedenle çeşitli hızlı görüntüleme sekansları genel anlamda "gradient echo" sekansı olarak adlandırılır. FLASH (Fast low Angle Shot, GRASS (Gradient Recalled Acquisition at Steady state) gibi özel isimler alırlar. Gradient echo sekansının çalışma prensibini şöyle açıklayabiliriz. Spin echo sekansında echo almak için 180 derece RF pulse yerine bir manyetik alan gradient oluştururuz. Yani mevcut manyetik alan üzerine bir manyetik alan daha ekleriz. Bu eklediğimiz manyetik alanı kısa bir süre için devreye soktuğumuzda, incelemekte olduğumuz kesitte daha büyük bir manyetik inhomojenite ortaya çıkar ve bunun sonuna RF pulse ile uyarılmış protonlar daha hızlı dephasing gösterir ve sonuçta transvers manyetizasyon daha hızlı kaybolur.

Bu anda gradient manyetik alanı devreden çıkarırsak manyetik inhomojenite azalacağından hızla dephasing'de bulunan protonlar yavaşlar

ve kısmen rephasing gösterirler... Bu durumda sinyal kaydı artacaktır. Gradient echo sekanslarında (flip angle) RF pulsler göndeririz, genellikle hızlı görüntüleme sekanslarında 10-35 derece arası flip angle seçilerek RF pulsler kullanılır. Gradient echo sekanslarında ne kadar büyük flip angle seçilirse elde edilen görüntü o kadar T1 ağırlıklı olur. Eğer uzun TE seçilirse T2 ağırlıklı imajlar elde edilir. Ayrıca gradient echo sekanslarında damarlardaki kandan yüksek sinyal kaydı gerçekleşir ve MR Anjiyografi yapılabilir. Tekniğin hızlı olmasına bağlı olarak 3 boyut (3Dimention=3D) görüntüleri elde edilir.

En çok kullanılan MRG yöntemlerinden birkaçını gözden geçirecek olursak:

SATURATION RECOVERY YÖNTEMİ

90 derece 'lik RF uyarılarının uygulanıp, ekoların alınmasıyla elde edilir. İyi bir T1 kontrastı ve sinyal yoğunluğu elde etmek için TR seçimi uygun olmalıdır.

Sinyalin Yoğunluğu;

$$S=N(1-\exp) (-TR/T1)$$

Eşitliği ile gösterilir.

TR yeterince uzun tutulursa, eşitlikten de anlaşılacağı gibi, görüntü proton ağırlıklı olur.

INVERSION RECOVERY

T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir. 180 derece pulse verilerek antiparalel konuma getirilen manyetizasyon vektörü, uyarı kesildiğinde defaze olmaya başlar. Belirli bir zaman aralığından sonra (T1: inversion time), 90 derecelik

RF pulsu uygulanarak ölçülebilir sinyal elde edilir. Üretilen sinyal T1'e bağlıdır.

SPIN ECHO YÖNTEMİ

T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir. Tekniğin temeli defaze olan spinlerin yeniden refaze edilmesidir. Bunun için 90 derece pulsunu takiben defaze olan spinler, 180 derece puls ile birbirleriyle refaze edilerek başlangıç noktasına göre simetrik echo teknikleri geliştirilmiştir. Ancak her zaman spin echonun alternatifi olamaz.

MRG incelemesinin zaman alıcı olması önemli bir dezavantajdır. Tek bir kesit için gerekli süre; $T_{acquisition} = \text{matrix büyü.x eksitasyon sayısı} \times TR$ formülü ile hesaplanabilir. MR'de tipik bir kesit 4-8 dakikada elde edilir. Bu sürenin büyük bir bölümü protonların relaksasyonu için harcanır. Ancak bu bekleme süresinde diğer kesitlerin protonları eksite edilebilir. Böylece bu süre içinde 4 veya 8 kesit alınarak yapıların “multisection” görüntülenmesi ile tetkik süresi kısaltılabilir.(3)

4-GÖRÜNTÜ OLUŞTURULMASI

Elde edilen MR sinyallerinde görüntü oluşturabilmek için, bu sinyaller uzaysal (spatial) olarak lokalize edilmelidir. Bunun gerçekleştirilmesi için, Lauterbur tarafından önerildiği gibi, ana manyetik alan içerisinde ağırlıklı (gradient) manyetik alanlar yerleştirilir. Gradient alanlar, manyetik yoğunluğun, ana manyetik alanın karşılıklı noktaları arasındaki lineer varyasyonudur. Bu belirli bir yöndeki her bir noktanın değişik şiddette bir manyetik alana maruz kaldığı anlamına gelir. Böylece her bir noktanın

Larmor frekansı ufak farklılıklar gösterir. Gradient varlığında, görüntünün her bir noktası, kendi özgün frekansında salınır. Bir gradient boyunca saptanan sinyaller mevcut frekansların toplamıdır.

Saptanan frekansları, gradient yönü boyunca her bir noktadan gelen sinyalin amplitüdünü çözümleyecek bir yöntem gerekir. Bunu yapabilecek matematiksel işlemin adı “fourier transformation” dur. Amplitüd tipi veriyi frekans tipi veriye dönüştürür ve böylece MRG’de anahtar rol oynar.

2-DFT(2-Dimensionel Fourier Transformation) yöntemi Crookes (1983) ve Kumar tarafından önerilmiştir (4). İyi bir SNR (Signal to noise ratio) sağlaması, hareket artefaktları ve manyetik alan inhomojenitelerinin daha az problem yaratması nedeniyle, günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır.

2-DFT ile MR görüntüsü elde etmek için 3 adet gradient kullanılır.

1-KESİT SEÇME GRADİENTİ(Slice Selecting Gradient):

Kesit görüntünün konumunu ve kalınlığı belirler. Gz olarak simgelenir. Aktive edildiğinde spesifik bir aralıktaki RF frekans değişikliğine (bandwidth: range of frequency) karşı gelen kesitteki spinler uyarılır. Bunu takiben gelen MR sinyali belirli bir dilimden gelmelidir. Gz transvers, koronal, sagittal veya herhangi bir planda görüntü alınmasını sağlayacak biçimde yerleştirilebilir.

2-FAZ KODLAYICI GRADİENT:

Bir dilimdeki spinler uyarıldıktan sonra, faz gradient (Gy) fazı her bir “Y” kolonu yönünde hafifçe değiştirir. Bu gradient çalıştırılmadığında spinler kendi özgün frekansında (Larmor) salınır. Sonuçta Y yönünde saptanan her bir pozisyon diğerinden hafif farklı bir faz açısına sahip olur.

Faz gradient matriks dizilimindeki her bir x için bir kez tekrarlanır. Örneğin 256×256 matriks için 256 kez tekrarlanmalıdır.

3-READOUT GRADIENT (Frekans Kodlayıcı Gradient)

G_z 'den sonra G_y ile birlikte bir G_x uygulanır. G_x her bir G_y değeri için uygulanmalıdır. Kesitin tümünden gelen MR sinyalleri toplanana kadar, x ve y gradientleri ile belirlenen her nokta bu süreçte değerlendirilir.

Özetle, dilim seçici gradient vücutta incelenecek kesiti belirler. Faz kodlayıcı bu dilimi şeritler, readout gradient bu şeritleri küpler halinde keser. Sonuçta vücut volüm elementleri veya voxeller denen ufak küplere ayrılır. Son iki gradient görüntünün spatial rezolüsyonunu belirler.(6)

MRG esnasında, hastanın duyduğu tek gürültü, gradient sarmallardan geçen elektriki akımdan kaynaklanır. Bu gürültünün şiddeti eksternal manyetik alanın karesi ile orantılıdır.(3)

Günümüzde 3-DFT (3-Dimensional Fourier Transformation) teknikleri de başarıyla kullanılmaktadır. Dilim seçici dar frekans aralığı yerine geniş bir frekans aralığı kullanılarak tüm volüm uyarılmaktadır. Sonra iki adet değişken faz kodlayıcı gradient aynı anda kullanılmakta verilen readout gradientten sonra toplanmaktadır. Üç tane Fourier transformasyon önce readout gradient sonra da diğer iki yön boyunca uygulanır. Bu verilen herhangi bir planda görüntü oluşturmak için reformatlanabilir. Üç boyutlu yaklaşımda SNR yüksektir. Çünkü veri büyük bir volümentoplanmaktadır.(3)

MRG' DE GÖRÜNTÜ KALİTESİ

Görüntü kalitesi; spatial rezolüsyon ve SNR arasındaki dengeye bağlıdır. Spatial rezolüsyon voxel boyutu; **FOV** (field of view,) matriks boyutları ve dilim kalınlığı ile düzenlenir(3).

SNR: Sinyal-gürültü oranı demektir. İnsan vücudu istediklerimizle birlikte gelişigüzel RF sinyalleri de yapar. Buda pixel sinyal yoğunluğunda gelişigüzel değişikliğe veya görüntüde gürültüye (noise) sebep olur. Gürültü; düşük kontrastlı yapıların görülmesini zorlaştırır, görüntü ayrıntısına ve elde edilme süresine dolaylı etkileri görülür. Çoğu merkezde, snr sinyal ölçüm sayısı artırılarak yükseltilir. Ancak zaman alıcıdır.

SNR' ye görüntülemelemedeki bazı süreçlerin etkileri şöyle özetlenebilir:

Voxel boyutu: Büyük voxel .snr'yi artırır. Ancak spatial rezolüsyonu azaltır.

TR: TR değeri T1 değerine yaklaştıkça SNR artar.

TE: TE değeri yükseldikçe sinyal yoğunluğu azalır. Bu nedenle T2 ağırlıklı görüntüler gürültülüdür.

Ölçüm sayısı (Averaging): Ölçüm sayısı artıkça gürültülüdür.

Manyetik Alan Gücü: Sinyal yoğunluğu manyetik alan gücünün karesi ile, gürültü ise lineer veya karekökü ile doğru orantılıdır. SNR ile manyetik alan gücü arasında tüm görüntüleme sistemlerine uygulanabilir basit bir ilişki yoktur.

RF Sarmallar (Coils): Manyetik alanda vücudumuzdaki elektrolitlerin brownian hareketleri elektriksel akım üretir. Bu sinyaller de

toplanırsa gürültü ortaya çıkar. Bu süreç vücut ısısına bağlı olduğundan “thermal noise” olarak adlandırılır. Yüzey sarmalları vücut sarmallarından daha fazla sinyal daha az gürültü toplayarak iyi bir SNR elde edilmesi sağlar.

MGR ÜNİTESİNİN ENSTRÜMANTASYONU

Bir MRG ünitesi başlıca şu bölümlerden oluşur.(7)

a-Ana magnet

b-Shim salgıları (Shim coil)

c-Gradient salgıları (Gradient coil)

d-RF salgıları (RF coil)

e-Modulator-demodulator

f-Image processor

Genellikle rezistiv magnetler 0,15 ile 0,2 tesla arasında, permanent magnetler 0,08 ile 0,4 tesla arasında ve superkondüktiv magnetler 0,15 ile 2 tesla arasında çalışmaktadır (12) (bu, ABD`de çoğu MRG sistemlerinin niye superkondüktiv olduğunu açıklar). Oluşturulan güçlü manyetik alanın vektör yönlerinde de farklılıklar vardır; permanent magnetlerde vektör üst-alt aksisinde iken, diğer magnet tiplerinde bu hasta masasına paraleldir. Permanent magnetlerde manyetik güç sabit olup (bildiğimiz mıknatıs gibi), manyetik güç oluşturmak için herhangi bir enerjiye gereksinim göstermezler. Buna karşın dezavantaj olarak çok ağırdırlar (0,3 tesla sistem 80-100 ton gibi) ve yüksek tesla diğerlerine ulaşamazlar. Rezisitiv ve super kondüktiv magnetlerde ise,

gelişeceğinden dolayı kriyojenlerin çok hızlı biçimde kaynaması ile sonuçlanır (7,13).

Shim sargıları (shim coil) superkondüktiv, rezistiv veya hibrid magnetlerde, ana magnetin iç kısmında bulunmaktadır. Bu sargılar ana magnetin tam olmayan homojenitesini düzeltmek ve hastaya uygulanacak son manyetik kuvveti kompanse etmek amacıyla kullanılırlar. Eğer hastaya uyguladığımız güçlü manyetik alan homojen olmaz ise kesitte uzaysal lokalizasyonlarda hatalar olacaktır.

Gradient sargılar (Gradient coil), (daha önce MRG' de görüntünün oluşturulması başlığı altında detaylı olarak anlatıldığı gibi) kesit-belirleme, faz-kodlama ve frekans-kodlama gradientlerinden oluşur. Bunların görüntü oluşturulurken çok hızlı biçimde defalarca açılıp kapatılması gerekmektedir (inceleme sırasında duyulan ses bu gradient sistemin açılıp kapatılması nedeniyledir). Gradient sargı çalıştırıldığında, gradientin bir ucu ile diğer ucu arasında değişen değerlerde manyetik kuvvet farklılıkları olacaktır, buna bağlı olarak gradient aksisi boyunca protonlar birbirlerinden çok az da olsa farklı salınım frekansları göstereceklerdir ve bu sayede elde edilen sinyalin lokalizasyonu yapılabilmektedir (konu daha önce detaylı olarak tartışılmıştır). Bu sistem ile, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesitler aksiyal, koronal, sagittal veya gradient sistem uygun biçimde düzenlenmiş oblik olarak elde edilebilmektedir.

RF sistemlerinin ilk amacı, dokudaki mevcut longitudinal manyetizasyon vektörlerini istediğimiz açıda (flip angle) saptırmak için

hastaya uygun RF puls göndermektir (**RF Transmitter**). İstediğimiz kesit görüntüsü için RF puls frekansı uygun bir biçimde ayarlanmalıdır (sadece RF puls frekansı ile protonların salınım frekansları aynı olduğu zaman enerji transferi gerçekleşebilmektedir); bu amaçla RF puls'ın frekans bandını ve gücünü düzenleyen "RF modulator" kullanılmaktadır. RF sisteminin ikinci amacı ise, hastadan gelen sinyal saptamak ve kaydetmektir (**Alıcı sargı**) (**RF receiver, antenna**).

Sinyal buradan "modulator-demodulator" e gider. Bir takım işlemlerden geçtikten sonra ekrana görüntü olarak gelir. RF sargılarının yapısında, yapılacak olan incelemeye göre değişen bir takım farklılıklar vardır (Head, body ekstremite gibi) ve bunlardaki en önemli nokta, incelenecek dokuyu saran RF sargıların dokuyu homojen olarak etkilemesinin gerekliliğidir.

RF sargılarının sensitivitesi (kalitesi) "Q"veya "quality factor" (kalite faktörü) ile değerlendirilir; yüksek Q olarak değerlendirilen sargılar mükemmel transmitter ve alıcı (receiver) olarak çalışırlar. RF puls uygulaması sırasında kullanılan enerji, hastanın hacmine ve inceleme tipine göre değişmektedir (bu genellikle cihazlarda otomatik olarak ayarlanmaktadır). **Yüzey (surface) salgıları** incelemek istediğimiz (yüzeye yakın) bölgeye direkt olarak yerleştirilen, değişik şekil ve yapılarda olabilen alıcı RF salgılarıdır (transmitter görevi görmezler). Bu yüzey salgılarını en büyük avantajı, sadece belli bir bölgeden sinyal topladığı için elde edilen sinyalde gürültünün (noise) düşük, buna bağlı olarak da SNR yüksek olmasıdır. Spine, ekstremite MRG incelemeleri gibi, özellikle incelemek

istediğimiz doku yüzeye yakın ise, bu yüzey salgıları rutin olarak kullanılmaktadır (Yüzey salgıların haricindeki, vücudun daha büyük bölümlerini incelemek için kullanılan, hem alıcı hem de transmitter olarak görev yapan RF salgılarına ise **Volüm sargıları** denmektedir.

Magnetin konulduğu ve MR incelemelerinin yapıldığı odanın özellikleri şunlardır.

MRG inceleme odası, radyo dalgalarına karşı geçirken olmayacak şekilde düzenlenmektedir. Yine kontrol paneli önündeki inceleme odasının görülmesini sağlayan cam da radyo dalgalarına karşı dirençlidir. İnceleme odasının radyo dalgalarına karşı dirençli olması, bilgisayarlardan, TV istasyonlarından veya diğer hastane cihazlarından gelebilecek radyo dalga etkileşimini engeller. İnceleme odasının radyo dalgalarına karşı dirençli olma özelliğine karşın magnetin oluşturduğu manyetik alan sınırlanamaz.

İnceleme odasındaki magnet çevreyi belirgin derecede etkilemektedir, 1,5 tesla değerli magnette merkezdeki manyetik alan gücü 1,5 tesla(15.000 Gauss) olup bu dünyanın oluşturduğu manyetik alan gücünden 30.000 defa daha güçlüdür. Bu manyetik alanın gücü merkezden çevreye doğru gittikçe azalmaktadır.

Magnet çevresinde olan ve magnetten uzaklaştıkça azalan manyetik güç bizim için iki nedenle önemlidir.

1-Magnetin etki alanında bulunan pek çok cihaz bundan etkilenmektedir. Örneğin kardiyak pacemaker'lar 5 Gauss'luk bir manyetik güçten etkilenebilmektedir.

2-Çevrede bulunan pek çok cihazda MR sisteminin çalışmasını etkileyebilmektedir. Örneğin 3 Gauss'luk etki sınırında olan asansör MR sistemini etkileyebilmektedir(8).

MRG'nin BİYOLOJİK ETKİLERİ ve KONTRENDEKSİYONLARI

MRG'nin büyük doku rezolüsyonu yanında , bu kadar kısa süre içinde bu derece yaygınlaşmasının bir nedeni tekniğin pacemaker'lar ferromanyetik implantlar ve anevrizmatik klipler haricinde belirgin kontrendikasyonlarının olmaması, sistemde iyonize radyasyonun kullanılmaması ve bugüne kadar belirgin biyolojik zararının saptanmamış olmasıdır. Ancak şunu söylemek gerekir ki ; teknik çok yenidir ve uzun sürede ortaya çıkabilecek etkilerini bugün çok iyi bilmiyoruz.

MRG sistemlerinde biyolojik zarar olarak karşımıza çıkabilecek 3 kaynak vardır ;

a-Sabit güçlü manyetik alan (magnet)

b-Hızla değişen manyetik alan (gradient sargılar)

c-RF enerji birikimi

Güçlü manyetik alanın neden olduğu belirgin bir biyolojik etki şu ana kadar bulunamamıştır; bununla birlikte düşük tesla değerli

sistemlerde belirgin olmasa da, sistemin tesla değeri arttıkça belirginleşen, makro moleküllerin oryantasyonunda, kimyasal ilişkilerde veya membran permeabilitelerinde bozulmalar veya sinir iletimlerinde azalmalar muhtemeldir. Yüksek tesla değerli sistemlerde yapılan hayvan deneylerinde EKG değişiklikleri saptanabilmektedir. Fakat bu biyolojik etkiler 2 tesla'nın altındaki sistemlerde görünmez. Bu nedenle, klinikte kullanılabilecek maksimum tesla sınırlaması mevcuttur. Bu sınırlama ABD için 2 tesladır; ingiltere ise bunun için 2.5 tesla'yı tavsiye etmektedir (14). Ülkemizde ise böyle bir sınırlama halen mevcut değildir: bununla birlikte halen Türkiye'de kullanılan en yüksek tesla değeri 1.5 tesla'dır.

Bunun haricinde, hızlı biçimde devamlı uygulanan RF puls da vücutta elektrik akımına neden olabilmektedir. Uygulanan RF puls etkisinin enerji değişimi ile olduğunu biliyoruz; bunun sonucu olarak bu etki karşımıza ısı olarak çıkar (mikrodalga ısıtıcılara benzer şekilde). Bunun miktarları sistemin tesla değerlerine, RF puls frekansına , kullanılan sekansa vücudun yüzey alanına ve dokunun derinliğine bağlı olarak değişmektedir (yüzey dokular, derin dokulardan daha fazla etkilenmektedir).SAR (the spesific absorption rate) dokunun kilogram başına kaç watt enerji absorbe ettiğini tanımlamak için kullanılır. MRG için kabul edilen maksimum SAR 0,4 w/kg'dır (bunu yaklaşık olarak ısı şeklinde verirsek, vücut sıcaklığı 1 dereceden fazla artmamalıdır) (16,14). (Ağır egzersiz sırasında bu 15W/kg'a kadar çıkmaktadır). MRG' nin bu biyolojik etkilerinin yanında bazı

kontrendikasyonları vardır; bunlar kesin ve göreceli kontrendikasyonlar olarak iki bölümde incelenebilir.

Kesin kontrendikasyonlar

Bunlar; kardiyak pacemaker'lar serebral anevrizma klipsleri, şarapnel gibi metalik yabancı cisimler, vena kava filtreleri, IV stentlerdir. Aslında anevrizmatik klipslerin çoğu manyetik özelliklerde olmadığından dolayı, magnetin belirgin etkisi olmaz; bununla birlikte bazı metallerden yapılmış klipslerde belirgin etki görülebilmektedir (MRG' nin yaygın olarak klinik kullanıma girmesinden sonra bu tür materyallerin nonferröz metalik alaşımlarından "beta-3titanium gibi" yapılmaya başlaması ile bu sorun büyük oranda giderilmiştir) . Orbital metalik yabancı cisimler yine önemli bir kontrendikasyon oluşturur; böyle bir şüphe var ise önceden röntgen veya BT ile orbitada metalik cisim olup olmadığı tespit edilmelidir(16,15)

Göreceli kontrendikasyonlar

Bunlar orta kulak protezleri, cerrahi implante (ortopedik) protezlerdir (cerrahi protezlerde mümkün ise metal, hasta magnet odasına girmeden test edilmelidir (16).Gebelik yine göreceli kontrendikasyon olarak kabul edilir.

Hastanın vücudunda bulunan metallerin yanında, hastanın üzerinde taşıyabileceği metalik cisimler, hastaya zarar verebilir ve magnet homojenitesini bozacaklarından görüntüde artefaktlara neden

olabilmektedir (Ferromanyetik materyallere bağlı oluşan artefaktlardan daha önce bahsedildi). Bunlara ek olarak, bugün klinik kullanımdaki hemen tüm yardımcı tıbbi araçlar (oksijen tankları, sedyeler, tekerli sandalye, serum askısı gibi) metaldir ve bunlara bağlı olarak istenmeyen etkiler oluşabilmektedir. Bu nedenle magnet odasına sokulacak tıbbi araçlar bu sistem için özel olarak üretilmiş olmalıdır.

MR incelemelerinde, uzaysal rezolüsyon amacıyla kullandığımız gradient sistemlerin açılıp kapanması belli bir şiddette ses (gürültü) oluşturmaktadır. Bu ses oldukça şiddetli olabilir ve hastaya zarar verebilir (yaklaşık 65-95 dB). Yüksek tesla değerli sistemlerde bu ses daha şiddetli iken, tesla değeri düştükçe bu sesin amplitüdü de düşmektedir (sesin amplitüdü kullanılan sekans tipi ile de değişmektedir; rneğin FSE’ de çok daha yüksektir); bu nedenle bu sesin neden olduğu rahatsızlık genellikle 1 teslanın üzerindeki sistemlerde görülmektedir. Buna en iyi çözüm sesin daha iyi sınırlandığı sistemler üretmektir; ancak bu şimdilik mümkün değildir. Bu nedenle bugün en çok kullanılan yöntem hastanın gürültüden rahatsız olmasını büyük oranda azaltan kulak tıkacıdır. Bunun yanında MRG sistemlerindeki bu gürültünün hastayı rahatsız etmesi ve buna bağlı olarak inceleme kalitesini bozmasını engellemek için magnet odalarında kullanılabilen müzik sistemleri uygulanmaya başlanmıştır(17). Orta ve yüksek tesla değerli sistemlerde (süper kondktiv) kullanılan kriyojenler (helyum, nitrojen) magnetin çalışması için gereklidir (sistemi belli bir ısının altında tutmak için). Bunların manipulasyonları sadece yetkili personel

tarafından yapılmalıdır; direkt temaslarda soğuk yanıklarına (frostbite) neden olabilir. Sistemde diğer karşımıza çıkabilecek diğer problem ise, kriyojenlerin konulduğu tanklardan sızmasıdır. Bu durumda gaz halindeki kriyojen ortamdaki oksijen ile yer değiştirmektedir, inceleme odasındaki hasta bu nedenle oksijensiz kalabilir. Bazı sistemlerde odanın oksijen oranını devamlı kontrol eden dedektörler kullanılmaktadır.

Daha önce kontrast maddeler başlığı altında anlatıldığı gibi, MRG’de kullanılan kontrast maddelerin istenmeyen bazı yan etkileri olabilir. Ancak kullanılan bu kontrast maddelerin neden olduğu yan etkiler, radyolojide kullanılmakta olan iyonik kontrast maddelere göre daha azdır.

Gebe kadınların MRG incelemeleri hala şüphe konusudur. Şu ana kadar belirgin bir yan etki saptanmamış olmasına rağmen, gebelerin özellikle ilk trimestirinde rutin MRG incelemeleri tavsiye edilmez (8,18). Bununla birlikte kesin gerekli olduğunda bu inceleme yapılmaktadır. Yine bunun gibi, MRG’de çalışan gebe personeli durumu belirsizdir.

HASTANIN TETKİKE HAZIRLANMASI

MRG güvenilir ve invaziv olmayan gelişmiş bir teknik olmakla birlikte, inceleme hasta açısından rahatsızlık duyulabilecek gürültülü bir ortamda yapılmaktadır. Bunun yanında incelemenin yukarıda bahsedilen kesin ve göreceli olmak üzere bazı kontrendikasyonları vardır. Bu nedenle inceleme öncesinde hasta çok iyi bilgilendirilmeli (genellikle

bu amaçla MRG hastalarına tetkiki açıklayıcı küçük kitapçıklar verilmelidir) ve kendisi açısından risk taşıyabilecek ferromanyetik protez, pacemaker veya anevrizmatik klips taşıyıp taşımadığı kesinlikle sorgulanmalıdır. Hastadan magnet odasına girmeden önce her türlü saç tokaları, gözlük ve takılar gibi çeşitli eşyaların çıkarılması istenmelidir. Bunun yanında demir oksitli makyaj boyalarının inceleme öncesinde temizlenmesi istenmelidir. Bu tür makyaj malzemeleri magnetin oluşturduğu manyetik alanı etkilemekte ve görüntü kalitesini bozabilmektedir (bu özellikle orbital incelemelerde görüntüde artefakta neden olmaktadır (15,19). Hastaların çıkarılabilen tüm protezlerin (dış, duyma cihazları, takma kol-bacak gibi) çıkarıldıktan sonra inceleme odasına alınmalarına dikkat edilmelidir.

MRG incelemelerinde klostrofobi önemli bir problemdir. Bu süperkondüktiv magnetlerde magnetin tipine bağlı olmak üzere diğer magnetlerden daha fazla oranlarda görülmektedir. Hastaların inceleme hakkında daha önceden bilgilendirilmelerinin klostrofobiyi belirgin derecede azalttığı görülmüştür. Bütün çabalara rağmen gerekli olan sedasyonun sağlanamadığı durumlarda oral veya parenteral yoldan sedatifler kullanılmaktadır. Yine bunun gibi, küçük çocuklarda inceleme öncesi premedikasyon ile sedasyonun sağlanması çoğunlukla gerekli olmaktadır. Sedatize edilen hastalarda aspirasyon riskini azaltmak için , 1 yaşından küçük bebeklerde oral sedasyon öncesi 3-4 saat, daha büyük bebeklerde IV sedasyon öncesi 6-8 saat aç kalması önerilmektedir (hastanın aç olmasının bir diğer avantajı da, abdominal incelemelerde gastrointestinal peristaltizmin

az olmasıdır). Sedasyon yapılacak hastaların klinik olarak değerlendirilmesi, olabilecek yan etkiler yönünden önemlidir. Bugün oral olarak sıklıkla kullanılan sedatif ilaç oldukça güvenli olan chloral hydrate'dır; dozu incelemenin süresine ve tipine göre ayarlanır (50-100 mg/kg). Bu oral sedatif ilaç incelemeden 20-40 dakika önce verilir. Hastanın yaşı artıkça oral sedatif ilacın (chloral hydrate) etkinliği düşmektedir. 18 aylıktan daha büyük bebeklerde genellikle IV sedatif ilaçlar kullanılmaktadır (pentobarbital sodium); bolus şeklinde 2-3 mg/kg olmak üzere ilaç tekrarlanabilir(19). Sedasyonda olan tüm hastalar moniterize edilmelidir. (direkt gözleme, EKG, solunum gibi)

İnceleme süresince hastanın mutlaka hareketsiz kalması gerektiğinden hasta inceleme masasına mümkün olan en rahat pozisyonda yatırılmalı, gerekli görülür ise hastanın yakınının veya sağlık personelinin inceleme süresince hasta ile beraber inceleme odasında kalması sağlanmalıdır. Yine pediatrik incelemelerde hasta anne,babasının inceleme odasında bebek ile kalması hasta anksiyetesini azaltmaktadır.

MATERYAL VE METOD

Eylül 1998-Haziran 2000 tarihleri arasında Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi radyodiagnostik anabilim dalında; genel cerrahi, acil servis, hematoloji, gastroenteroloji, intaniye kliniklerinden çeşitli nedenlerle (kronik ishal, gastroenterit, distansiyon, dispepsi...) başvuran hastalara, HASTE sekansları ile 1 Tesla gücünde (Magnetom Expert; Siemens superconductive magnet) MR cihazıyla çekimler yapılarak ince barsakları incelendi. Hastaların 18'ini baryumlu ince barsak grafisi, 2'sini de metil selüloz ve baryum kullanarak çektiğimiz enteroklizis ile karşılaştırıldı.

HASTE MR kesitleri 6-8 saatlik açlık durumunda alındı. Hastaya 1.5-2 litre su içirildikten 10-15 dakika sonra çekimlere başlandı. Koronal, sagittal ve aksiyel planlarda görüntüler hızlı bir şekilde alındı. Her bir çekimde hastaya nefes tutturularak 19 saniyelik periyotlar halinde görüntüler alındı. 7-8 mm aralıklarla (masa hareketi) görüntü alındı. Tek bir protokolda 17-20 kesit alındı. TR 6.0 ms, TE 60 ms, TD 650 ms, Flip angle 150 deg. olarak değerlendirme yapıldı. Her hastadan 150-200 ortalama 175 kesit alındı. Kesit kalınlığı (Dist fact.) 0.25 mm, FoV ortalama 350-400 mm (şişman hastada 400, normal kilolu hastalarda 350), Matrix 144x256 olarak değerlendirmeler yapıldı.

İnceleme Protokolü: (cp-body-array/Abdomen routine)

1-T2 Haste transvers,coronal, sagital.

2-T2 Haste-FS-transvers,coronal,sagital.

3-T1-Turbo flash-coronal.

Hastanın MR cihazına alınıp çekimin yapılması ortalama 10-15 dakika sürdü.

Görüntü kalitesi (Number of acquisitions) 1 değerindedir.

Değerlendirmede ince barsak anslarının lümen çapları, duvar kalınlıkları, valvula conniventeslerin transvers çapları ölçüldü. Büyümüş lenf bezleri araştırıldı, lokalizasyonları tarif edildi. Ayrıca kesit alanına giren diğer organ patolojileri değerlendirildi.

BULGULAR

Çalışma grubumuz toplam 20 hastadan ibaret olup bunların 12'si (%60) erkeklerden, 8'i (%40) kadınlardan oluşmaktaydı. Vakalar 14-60 yaşlar arasında ve yaş ortalaması 33 idi.

Barsakların sıvı ile doluluk oranları sıvı miktarına göre sınıflandırıldı. Hastalarımızın 15'inde (%75) ince barsaklarda %50 den az sıvı tespit edildi, 5 hastada (%25) ince barsaklarda %25 den az sıvı mevcuttur. 11 hastada (%55) % 25-50 sıvı mevcuttur, 4 hastada (%20) % 50-75 sıvı mevcuttur, 6 hastada jejunum ve ileumda eşit hacimli sıvı mevcuttur. Hastalarımızın 9'unda jejunumda daha fazla sıvı saptandı, 5 hastada ileumda daha fazla sıvı saptandı.

Jejunumun maksimum çapları 15-27 mm arasında değişmektedir. Ortalama 21 mm (sıvı dolu iken 33 mm dir). İleumun çapı ortalama 19 mm (sıvı dolu iken 41 mm), 13 ile 25 mm arasındadır. Jejunum ve ileum duvar kalınlığı normal olgularda ve lezyonlu hastaların normal barsak anslarında 2 mm ölçüldü.

Valvula konniventeler jejunumda ileumdan daha kolay izlendi. Transvers boyut 1 hasta hariç diğer hastalarda 3 mm'yi aşmadı (behçetli hastada 3-4 mm ölçüldü) (Olgu 4). Duvarı kalın barsak segmentlerinde valvula conniventesler izlenemedi.

Crohn hastası olan 1 vakada HASTE sekansla artmış duvar kalınlığı net bir şekilde gösterildi. Kalınlık 5 ile 9 mm arasında değişmekteydi (olgu2). Hastada obstrüksiyon saptanmadı.

Karnında şişkinlik ve zayıflama şikayeti olan 2 hasta enteroklizis (Resim 2) sonrası MR'a alındı. Hastanın birinde mezenterik, paraaortik en büyüğü 4x4.5 cm boyutlarında çok sayıda LAP'lar vardı (Olgu 6). LAP basısı bulunmayan ince barsak segmentlerinde lümen çapları ve duvar kalınlıkları normaldi. Ayrıca bu hastanın batında yaygın serbest sıvısı ve bilateral böbrek pelvikalisiyel yapılarda 1. dereceden ektazileri mevcuttu. Diğer hasta normaldi. Enteroklizis ile her iki hasta da normal değerlendirildi.

Behçet hastalığı bulunan ve karın ağrısı olan bir hastada ince barsak grafisinde mukozal pli yapıları HASTE MR ile de hafif kalın izlendi (3-4 mm) (Olgu 4).

Hasta grubumuzun%50'sini (10 hasta) ince barsak lenfoması düşünülen vakalar oluşturmaktaydı. Bunlardan 4'ünün ince barsak grafilinde mukozal pli yapılarında kabalaşma olduğu düşünüldüğü halde bunlar MR ile net bir şekilde gösterilemedi. Diğer 6 hastada ince barsakda çeşitli seviyelerinde duvar kalınlaşmaları MR ile net bir şekilde gösterildi. 4 hastada mezenterik, paraaortik büyümüş lenf bezleri tespit edildi (Olgu 1, 3, 5, 6, 7, 8, 9)

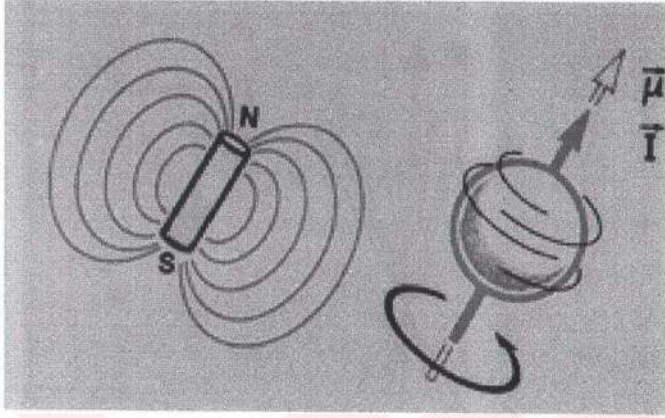
Tüberküloz peritonit düşünülen ve batında yaygın asiti olan bir hastada ince barsak grafisinde mukozal düzensizlikler olduğu halde HASTE MR ile bulgu saptanamadı.

İleus ön tanısıyla acil serviste takip edilen 1 hastada ince barsaklar MR ile normal izlendi.

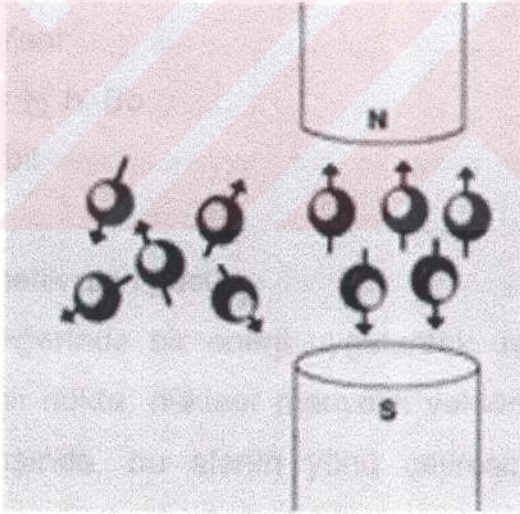
Ayrıca hastalarımızda ince barsak haricinde saptanan diğer bulgular şunlardır;

1 hastada karaciğer de 1.5 cm'lik hemanjiom, 1 hastada sol böbrekte 1 cm çapında basit kortikal kist saptandı.

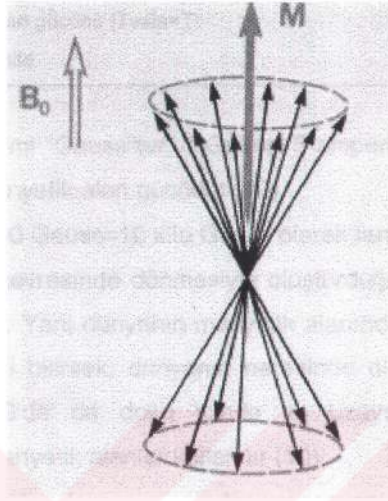




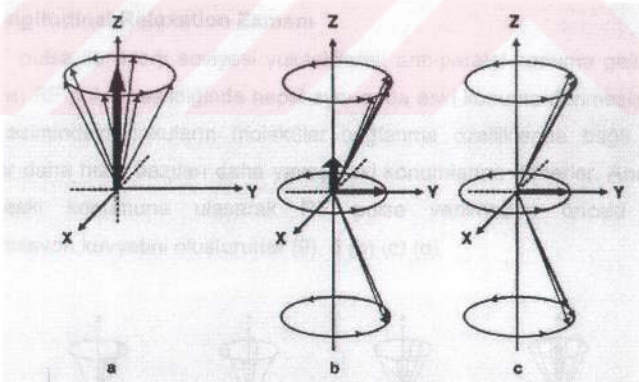
Şekil 1. Manyetik nükleuslar küçük mıknatıs çubukları gibi davranır ve çevrelerinde manyetik bir alan oluşturur(3).



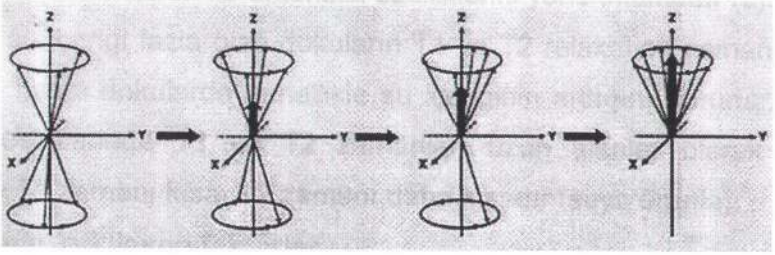
Şekil 2. Protonlar yüksek manyetik alan içinde paralel ve antiparalel dizilim gösterirler.



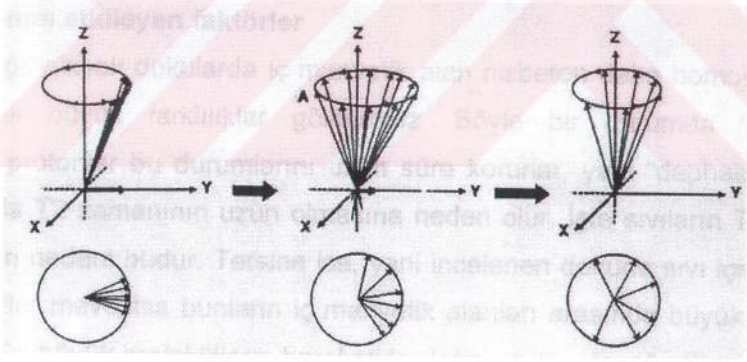
Şekil 3. Dizilim halindeki manyetik momentler eksternal manyetik alan boyunca paralel dizilim göstererek makroskopik bir manyetizasyon noktası meydana getirirler. Rastgele dizilim gösterdiklerinden bazı transvers spinle antiparalel konumdadır(3).



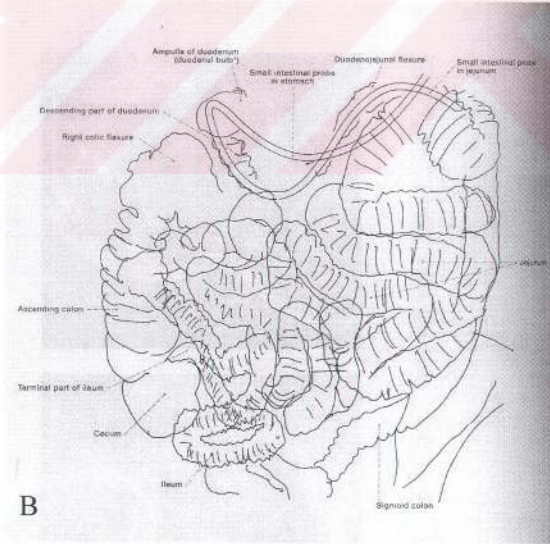
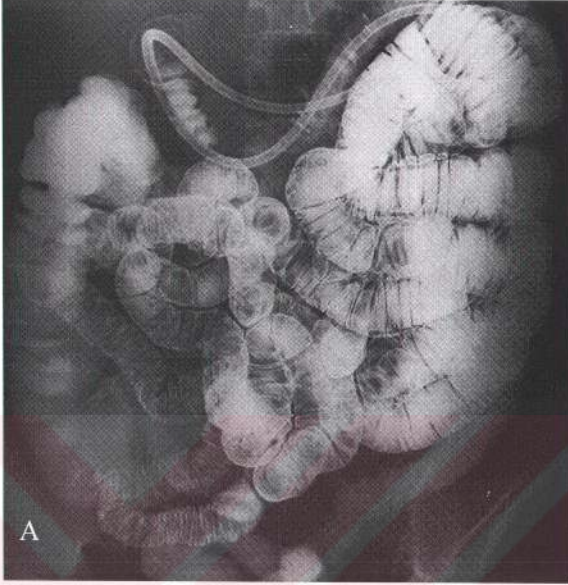
Şekil 4. Hastadaki longitudinal manyetizasyon (a), gönderilen RF puls etkisi ile azalırken transvers düzlemde yeni bir manyetik alan oluşur(b), ve RF pulse'nin uygulama süresine bağlı olarak sonunda tamamen ortadan kaybolur ve transvers manyetizasyon oluşur (c).



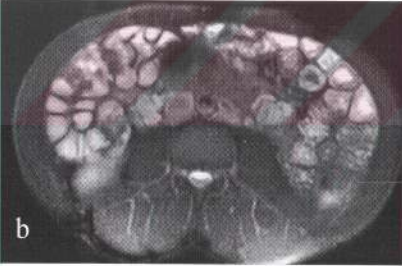
Şekil 5. RF pulse kesildikten sonra, enerji seviyesi yükselmiş olan protonlar birer birer eski konumlarına döner ve longitudinal manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar.



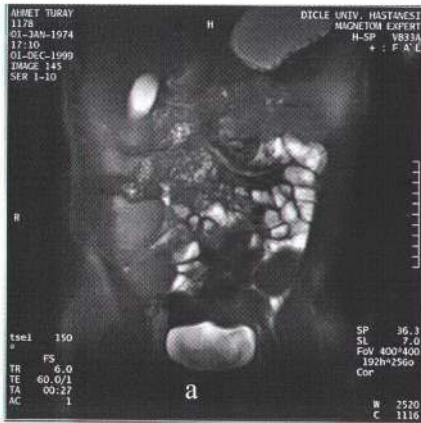
Şekil 6. RF pulse kesildikten sonra, in phase durumundaki protonların bu konumu bozulur ve yavaş yavaş eski konumlarına dönerler. Bu esnada transvers manyetizasyon da azalarak ortamdaki kaybolmay başlar.



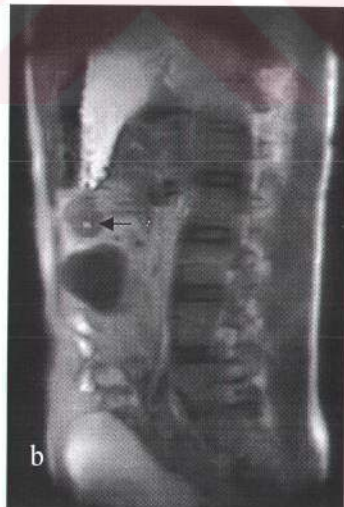
Resim 3. a) Enteroklizis b) Şematik resmi



Normal ince barsak görüntüleri, a.Koronal, b.aksiyel, c.sagital.



Olgu 1. Lenfoma ön tanılı hastada normal HASTE MR görüntüleri.



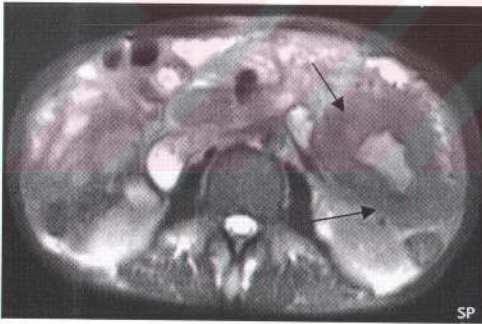
Olgu 2. Crohn hastasında ince barsakta segmental darlıklar ve barsak duvar kalınlaşması (oklar).



a



b

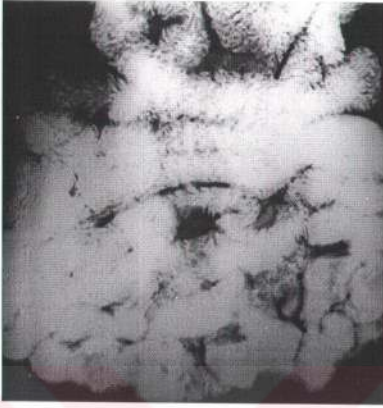


c

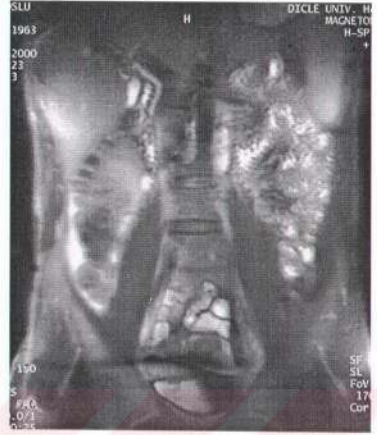


d

Olgu 3. Jejunumda geniş bir alanı tutan duvar kalınlaşması (siyah oklar) (b, c, d) v paraaortik LAP (beyaz ok). a-b)Koronal c)Aksiyel, d)Sagittal kesitler

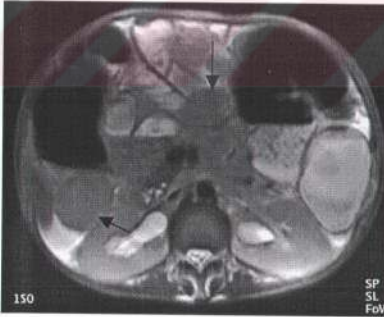


a

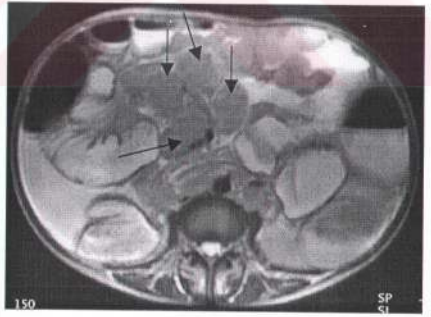


b

Olgu 4. Behçet hastasında mukozal pli yapılarında kabalaşma,
a)Baryumlu ince barsak grafisi b)HASTE MR Koronal görünüm.

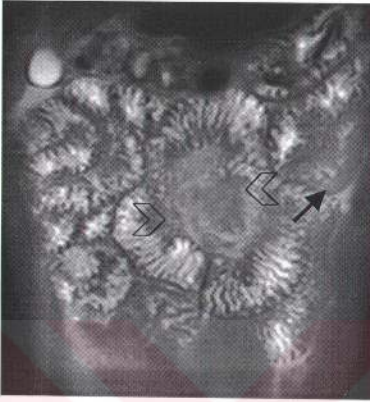


a

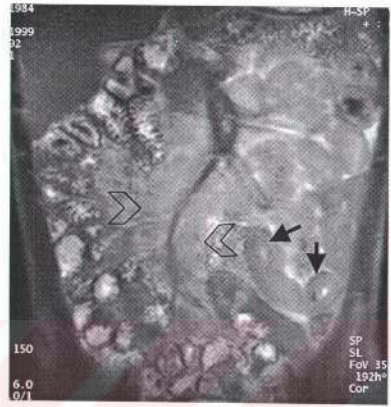


b

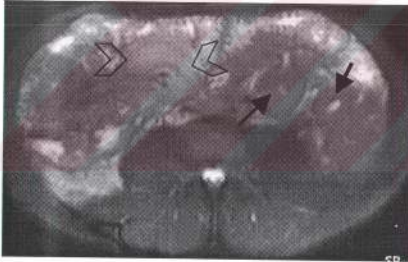
Olgu 5. İnce barsak lenfoması düşünülen hastada mezenterik ve paraaortik çok sayıda büyümüş lenf bezleri (oklar)



a

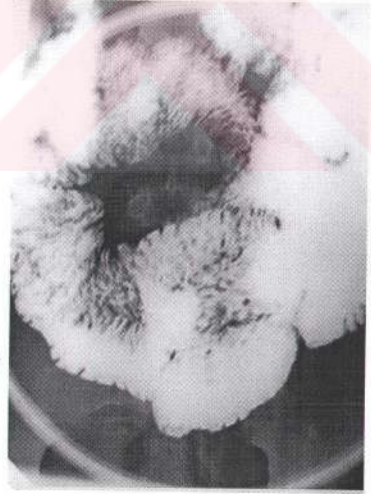


b

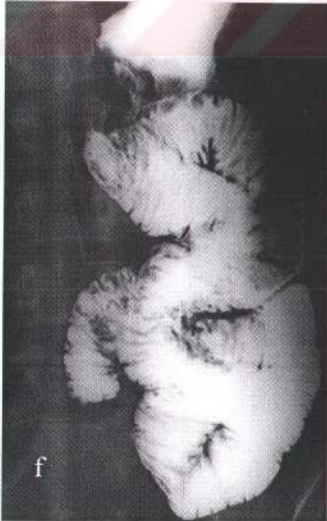


c

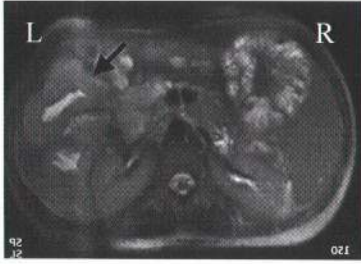
Olgu 6. Koronal (a,b) ve aksiyel(c) M kesitlerinde jejunal duvar kalınlaşmalar (oklar) ve büyümüş lenf bezleri (ok başları) görülmekte. Baryumlu ince barsak grafisinde(d) mukozal pli yapılarında kabalaşma izlenmektedir.



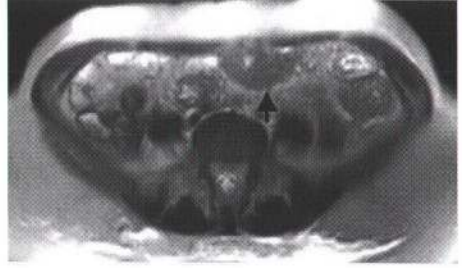
d



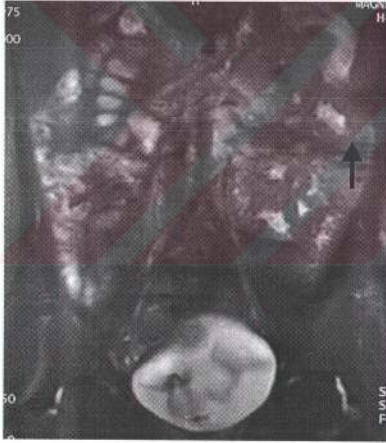
Olgu 7. İnce barsak grafisinde mukozal pili yapıları kaba görülmekte (f) HASTE MR ile belirgin bulgu saptanmadı. a,b,d) Aksiyel, c) Koronal, e) Sagittal HASTE MR kesitleri



a



b

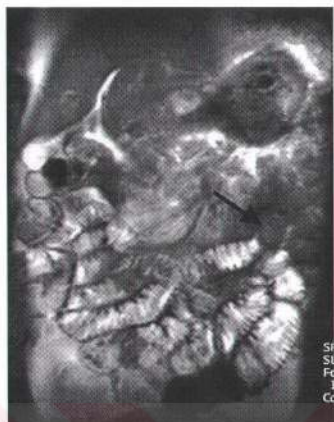


c



d

Olgu 8. Lenfomalı hastada sol üst kadranda barsak duvar kalınlaşmaları izlenmekte (oklar)



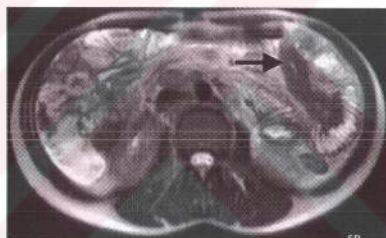
a



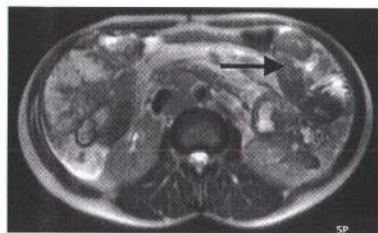
b



C



d



e

Olgu 9. Lenfoma olgusunda jejunumda duvar kalınlaşmaları (oklar) (a, b, c, d, e) ve paraaorti büyümüş lenf bezleri (ok başı) (b).



a



b



c

Olgu 10. İnce barsak grafisinde lümen genişlemesi ve mukozal pli yapılarında kalınlaşma bulunan hastada koronal HASTE MR görüntülerde de lümen çapının arttığı izlenmektedir.

TARTIŞMA

Literatürde ince barsakların HASTE sekansla iyi bir şekilde değerlendirilebileceğinden bahsedilmiştir (20). Bu sekans hastalara nefes tutturularak T2 ağırlıklı spin eko sekanslarla elde edilir. HASTE sekans ile solunuma bağlı hayalet artefaktı, barsak hareketi, havadan kaynaklanan barsak genişlemesine bağlı hassas farklılaşan artefakt elimine edilir (21, 22). Direkt görüntüleme yeteneği ve barsak duvarındaki valvula konniventesteki farklılaşmalar ve barsak lümeni HASTE görüntüleme ile incelenebilmektedir. Bizim çalışmamızda ince barsak hastalığını düşündürecek semptomları olan 20 hastanın HASTE sekansla hızlı bir şekilde barsak ansları görüntülendi.

Jejunal ve ileal lupların her ikisinde değişik miktarlarda sıvı izlendi. Hastaların çoğunda %50'den az sıvı (%75) tespit edildi. Literatürde %88 hastada %50'den az sıvı tespit edilmiş (23), bizim çalışmamızda bu rakamın %75 olmasını hasta grubunun farklılığına ve oral su içirilerek çekim yapılmasına bağlayabiliriz. İnce barsakların MR ile değerlendirilmesinde eksojen kontrast maddeler kullanılarak sinyal artışları tespit edilebilir. Biz kontrast maddeye ihtiyaç duymadan HASTE MR ile görüntü elde etmeye çalıştık. Valvula konnivalentes ve barsak duvar

kalınlıkları normal olgularda ortalama 2 mm ölçüldü (20). Normal jejunal ve ileal lupların çapı ortalama 21 mm idi.

Crohn hastalığına bağlı duvar kalınlaşması olan bir vakada duvar kalınlığı 5-7 mm olarak ölçüldü. Lenfomalı hastaların duvarı kalın barsak segmentlerinde 5mm-3 cm kalınlıkta ölçüldü.

Gadolinyum uygulanarak yağ baskılı çekimlerde enflamatuar hastalıklar, peritoneal hastalıklar rutin olarak değerlendirilmeye alınabilmektedir (24).

Tüberküloz peritonit düşündüğümüz bir hastanın HASTE MR ile iyi bir şekilde değerlendirilememesini kontrast madde kullanılmamasına bağlayabiliriz.

İskemi, inflamasyon ve hipoalbuminemi gibi durumlarda ince barsaklarda çeşitli derecelerde duvar kalınlaşmaları meydana gelmektedir. Sinyal intensiteleri birbirine benzer ve abdominal duvar kaslarından hafifçe yüksektirler. Birbirlerinden ayırımını yapmak güçtür. Bununla birlikte iskemi durumlarında venöz iskemide arteriyelden farklı olarak jejunumun dış kısmında kalınlaşma olur ve sinyal intensitesi yağ dokusuna benzerdir (27). Arteriyel embolide tamamen kalınlaşmış barsak duvarı vardır ve sinyal intensitesi daha düşüktür. Yüksek sinyal intensiteli venöz tromboz subakut hemoraji yada substantial intramural ödeme neden olabilir.

HASTE sekansla ince barsaklarda görüntülerin sensitif yada spesifik olmaması bu tetkikte sınırlamalara neden olmaktadır (24, 21, 25, 26).

Kontrastlı yapılan çalışmalarda crohn hastalarında kalınlaşmış barsak segmentlerinde güçlü kontrastlanma tipiktir. MR ince barsak

segmentlerini %95.8 ve ince barsak stenozlarını %94.7 doğrulukla gösterir (28). IV kontrast kullanmadan sadece oral su içirilerek yaptığımız çalışmamızda crohn hastasında segmental darlıkları net bir şekilde gösterdik, literatürde superior mezenterik lenf nodlarının MR ile gösterilmesi için süpermagnetik demiroksit (AML-227) ile yapılan çalışmalarda lenf nodları gösterilebilmiştir (29). Biz kontrast kullanmadık ancak büyümüş lenf bezlerini HASTE MR sekansları ile net bir şekilde gösterebildik.

Bir yayında kontrastlı çalışmalar ile gastrointestinal sistem ve peritoneal kavite lezyonlarının MR ile tespiti araştırılmış ve MR'ın diğer görüntüleme yöntemlerine alternatif olabileceği tespit edilmiştir (30).

HASTE sekanslarda kollabe ince barsaklar, ayırt edilemeyen internal bulgular dışında homojen, orta sinyal intensitede tübüler yapılar şeklinde (sinyal intensitesi abdominal duvar kasına benzer) görünür.

Yayınlarda sprue hastalığında HASTE MR ile jejunal mukozal paternlerin tamamen gösterildiğinden bahsedilmiştir. Jejunal çapı en geniş yerinde 3 cm ve ileumun çapı en geniş yerinde 3.5 cm ölçülmüş. Jejunal ve ileal duvar kalınlıkları 3 mm ölçülmüş. İleumun "jejunasyonu" retrospektif olarak gösterilmiş (20).

Akut myelojenöz lösemi için kemoterapi sonrası idiopatik jejunitis gelişen hastada Haste sekansla jejunal duvar kalınlığı 9 mm ve yağdan duvar sinyal intensitesi düşük, kastan hafifçe yüksek olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada ileal duvar kalınlığı 4 mm ölçülmüş . Jejunum ve ileumun her ikisi de en geniş yerinde çapı 3 cm'den daha az ölçülmüş (20).

İnce barsak polipozisi düşünölen hastalarda da HASTE MR incelemesi yapıldı. Baryumlu ince barsak görüntöleme ile distalde 4 kitle gösterilebilirken ancak bunlardan bir tanesi HASTE sekansla gösterilebilmiştir (20). İnce barsak polipozisi düşünölen hastada MR ile birlikte diğör görüntöleme yöntemlerinde yapılması daha doğru sonuç alınmasını sağlayacaktır (31).

HASTE MR incelemelerinde hipoalbüminemi olgularında barsak duvar kalınlıkları ve lümen çaplarında hafif artış olduğu saptanmıştır. Bu çalışmada jejunal ve ileal duvar kalınlıkları sırası ile 4 mm ve 3 mm, jejunum çapı en geniş yerde 3 cm ileum en geniş yerde 2.8 cm ölçölmüş (20).

HASTE MR ile barsak obstrüksiyonu varlığı doğru bir şekilde gösterilebilir. Bu konuda gözlemciler arası fikir birliği çok yüksektir (32).

BT intestinal obstrüksiyonu göstermede mükemmeldir. Çünkü obstrüksiyonun hem varlığını hem de nedenini görüntöleyebilir (33, 34). Ancak MR'ın bu konuda sınırlamaları vardır ve bunlara dikkat edilmelidir.

Birincisi; barsak sıvısı hareket ettiğı için görüntü kalitesi uzun süreli nazogastrikden sonra azalır, bu da bu görüntü tekniğı için karakteristik olan kontrastı azaltır. HASTE MR görüntölemekten iyi sonuç alabilmek için, ince barsak obstrüksiyon tanı şüphesi olur olmaz hastayı görüntölemek önemlidir.

İkincisi; HASTE MR ile kalınlaşmış ince barsak duvarı vizüalize edilebilirse de obstrüksiyona neden olan tümör kitleleri zayıf olarak görüntölenebilir yumuşak dokulardaki sinyal süpresyonuna bağılı olarak HASTE MR sekanslarının iyi kontrastlanmasına rağmen bu eksiklik

sürpriz değildir. Bu teknik metastatik hastalık, lenfoma veya appendisyel ca arasında ayırım yapamaz. Yumuşak dokulardaki sinyal süpresyonuna bağlı olarak HASTE MR sekanslarının iyi kontrastlanmasına rağmen bu eksiklik sürpriz değildir. Bu vakalarda konvansiyonel T2 spin eko MR sekansı obstrükte kitleleri değerlendirmek için eklenebilir. HASTE MR tekniği crohn hastalığı olan herhangi bir hastada terminal ileum etrafındaki inflemasyonu göstermede başarısızdır. Bu tür olgularda beraber BT inceleme ilave edilerek enflamasyon gösterilebilmektedir (35).

Üzerinde durulması gereken diğer bir nokta da HASTE MR görüntüleme intestinal iskemi veya canlılık hakkında bilgi sağlamada yetersiz kaldığıdır. MR henüz ince barsak kıvrımlarını güvenilir bir şekilde göstermede yeterli değildir. Bu da intestinal iskemi veya hemoraji sonucu oluşan ödemi kaçırmaya neden olur.

Tüm bunların yanısıra diğer görüntüleme tekniklerinde olduğu gibi, görüntüleri yorumlamak ve ileus tanısını kesin koymak radyolog için zordur (35).

Her ne kadar HASTE MR görüntüleme, ince barsak obstrüksiyonunu değerlendirmede BT ve radyografinin yerini alması umulmasa da, HASTE MR görüntülemenin, teknoloji geliştikçe tanıdaki rolü ve geçerliliği artabilir.

Demirli ve gadolinyumlu oral kontrast kullanarak yapılan MR enteroklizisin ince barsak obstrüksiyonlarının gösterilmesinde faydalı olduğu bildirilmektedir (36, 37, 38, 39, 40, 41).

Çalışmamızda barsak duvar kalınlaşmaları, lümen çap artışları, valvula konniventelerdeki kalınlaşmalar ve büyümüş lenf bezleri

HASTE MR ile net bir şekilde gösterildi. Diğer inceleme yöntemleri de bulgularımızı destekledi. Ancak özellikle enflematuar barsak hastalığı düşünülen olgularda IV kontrastın ilave edilmesi görüntü kalitesini artıracaktır. HASTE MR yöntemi enteroklizis ve baryumlu ince barsak incelemelerinin tamamen yerini alamamakla beraber, multiplanar özelliği ve yüksek yumuşak doku rezolüsyonuna sahip olması nedeni ile tanıya önemli katkıları olmaktadır. Teknolojinin ilerlemesi ile bu katkısının giderek artacağına inanmaktayız.



ÖZET VE SONUÇ

İncebarsak hastalıklarının değerlendirilmesinde fizik muayene, baryumlu ince barsak grafileri ilk yapılan işlemlerdir. Ayrıca lezyon saptanan hastalarda BT de yapılarak daha doğru sonuca varılabilmektedir.

MR de BT den sonra ince barsak değerlendirilmesinde yeni bir yöntem olarak yerini almıştır.

Her hastaya uygulanabilmesi, incelemenin gerekli görülen tüm planlarda yapılabilmesi, iyonizan radyasyon içermemesi, kontrast madde kullanılmaması tanısal kullanımda bir yan etkisinin bulunmaması, Haste MR ile nefes tutma sırasında çekim yapılabilmesi bu tetkikin önde gelen özellikleridir. Büyümüş lenf bezleri ve kalın duvarlı barsak anslarını net bir şekilde göstermektedir.

Çalışmamızda Eylül 1998- Haziran 2000 tarihleri arasında Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalında, üniversite genel cerrahi, acil servis, gastroenteroloji, hematoloji servislerinde yatan hastalardan ince barsak hastalığı olduğu düşünülen 20 hasta Haste MR ile değerlendirildi. Bunların 18'ine ince barsak grafisi, 2' sine ilaveten enteroklizis yapılarak değerlendirmeye katkıları araştırıldı. İnce barsak grafisi ve enteroklizis ile kalın duvarlı barsakların lümenleri izlenir iken

HASTE MR ile ek olarak tüm duvar kalınlığı ve komşu yapılarla irtibatı gösterildi.

Sonuç olarak; Haste MR yöntemi ince barsak patolojileri açısından noninvaziv olması, lezyonun multiplanar istenilen planda , yüksek kontrast rezolüsyonunda ve anatomik olarak diğer tetkiklere nazaran daha ayrıntılı bir şekilde değerlendirme yapılabilmesi bakımından yararlı bir tetkik olduğunu düşünmekteyiz. Gelişen teknoloji ile bu tetkikin daha da geliştirilebileceğine ve daha yararlı sonuçlar alınabileceğine inanmaktayız.



KAYNAKLAR

1. Çimen: Anatomi-Uludağ Üniversitesi Basım evi, sayfa 348-352.1987
2. Helmut Fand Jochen S.;Sobotta Atlas of Human Anatomy sayfa 145.1982
3. Stark D. David Magnetic Resonance İmaging by Mosby-Year Book Company;2355-2423.1994
4. Lee Howard Seungho, Cranial Computed Tomography and MRI by the Mc Graww-Hill Book Company.1987
5. Sajay Saini ,Richard B. Frankel, David D Stark andJoseph T. Ferrucci. Magnetism:A Primer and Review, AJR 150: 735-743 April 1988.
6. Friedmen Borry R.Ph. D. Principles of MRI by Mc Graw –Hill BookCompany singapore.1989
7. Orhan konez: Manyetik Rezonans Görüntüleme temel bilgilerç. 1995
8. Understanding MR, GE Medical Systems, 46-015607 Rev. 0 (1/92).1994
9. H.Barış Diren : Manyetik Rezonans Görüntüleme : Temel ilkeler 2. Baskı: Sevgi Basım-Yayın,1994.
10. Seeger L-Keanne M.D.physical Principles of MRI.Clinical orthopedics and related research. P:7-16.July 1989
- 11.Orhan Konez; Manyetik Rezonans Görüntüleme, Temel Bilgiler 1995.

12. William Paulicek MR instrumentation and Image formation, Vol 7 (4) (PP 809-815).july 1987
13. Textbook (Summer covanse on basis MR physics, Universty of Washington , (1993) seattle 1993.
14. Ralph Blumhardt, Donald W. Chakers, melinda Vasila, and Petra Schmalbrock; biologic Effects; and safetyissues of Magnetic Rsonance: fundamentals of Magnetic Resonance imaging, Williams and Williams , 1992.
15. Barış diren,Manyetik Rezonans Görüntüleme ;Kranium 1, MRG tetkikine hastanın hazırlanması, sayfa 5-7 sevgi basım-yayın 1994.
16. cristopher R.B. Merritt: Magnetic Resonance İmaging. A clinical Perspective : İmage Quality safety and Risk management : diographic Vol 7 No.5: 1992.
17. Advancefor administators in Radiology , Merion Publication, inc. Editor; Richard B. Lanute, May-July 1993.
18. Bradley WG, Newton TH, Crooks CE: Physical principles of nuclear magnetic resonance, in Newton TH, Potts DG (eds9: Modern Neuroradiology Volume 2. Advanced imaging Techniques. San anselmo, Calif, Clavadel Pres , pp15-61.1983
19. George S. Bisset , William S. Ball; Seminars in Ultrasound , CT and MRI. Preparation sedational Monitoring of the Ped. Patients in the Magnetic Resonance suite; 376-378: (1-467).1991
20. Joseph K. Lee,Hani B. Marcos, AJR:170, June 1998.
21. Semelka RC. Kelekis NL, Thomasson D. Brown MA. HASTE MR imaging: description of technical and preliminary results in the abdomen. J.Magn reson imaging 6:698-699.1996

22. Beal DP, Regan F, MRI of bowel obstruction using the HASTE sequence . J Comput Assist Tomogr 20:823-825.1996
23. James S. Balfe DM. Lee JKT, Picus D. Small bowel disease: categorization by CT examination. AJR 148:863-868.1987
24. Semelka RC. Shoenut JP, Silverman R. Kroeker MA. Yaffe CS. Mieflikier AB. Bowel disease prospective comparison of CT and 1.5-T pre-and postcontrast MR imaging with T1-weighted fat-suppressed and breath – hold FLASH sequences J. Magn Reson Imaging 1:625-632.1991
25. Regan F. Bohlman ME. Khazan R. Rodriguez R. Schultze- Haakh H. MR urograph using HASTE imaging in the assesment of ureteric obstruction. AJR 167:1115-1120.1996
26. Regan F. Fradin J. Khazan R. Bohlman M. Magnuson T. Choledocholithiasis: evulation with MR cholangiography. AJR 167:1441-1445.1996
27. Frager DH. Goldman M. Beneventano TC. Computed tomography in Crohn disease. J. Comput assist tomogr :7:819-824.1983
28. Radiologe Jan 38:1 29-36.1998
29. Roger JM, Lewis J: Magn Reson Imaging 12:8 1161-5.1994
30. J magn Reson Imaging Mar-Apr. 8:2 375-83.1998
31. Marcos HB. Semelka RC. Worawattanakul S. Adult intussusception :demonstration by current MR tecnhiques. Magn reson imaging 15.1095-1098.1997
32. AJR 170. 1465-1469.1998
33. Megibow AJ. Balthazar EJ. Cho KC ,Medwid SW. Birnbaum BA, Noz ME. Bowel obstruction: evaluation with CT. Radiology 180:313-318.1991

34. Gazelle GS. Goldberg MA Wittenberg J. Halpern EF. Pinkney L. Mueller PR. Efficacy of CT in distinguishing small bowel dilatation. AJR 162:43-47.1994
35. AJR .170:1465-1469.1998
36. Umschaden H. Umschaden M. Gasser J. Hasselbach H. Fluoroscopic MR enteroclysis: preliminary results in 25 patients (abstr) Radiology . 209 (P):445.1998
37. Nolzkecht N. Helmberger T. Von Ritter C. Gauger J. Faber S. MRI of the small intestine with rapid MRI sequence in Crohn disease after enteroclysis with oral iron particles in German. Radiology 38:29-36.1998
38. Maligante DDT. Balthazar EJ. Kelvin FM. Et al. The role of radiology in the diagnosis of small bowel obstruction AJR 168. 1171-1180.1997
39. Megibow AJ. Balthazar EJ ,Cho KC et al. Bowel obstruction: evaluation with CT. Radiology 180:313-318.1991
40. Reiber A. Nussle K. Aschoff A. Tomezak R. Reinshagen M. Brambs HJ. MRI in the diagnosis of small bowel disease: use of positive and negative oral contrast media in combination with enteroclysis. AJR.:172.1999
41. Aschoff AJ. Zeitler H. Merkle Reinshagen M. Brambs HJ. Reiber A. MR enteroclysis for nuclear spin tomography diagnosis of inflammatory bowel disease with contrast enhancement in Germany. 167.387-39.1997



T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMENTASYON MERKEZİ