

Magnetik Rezonans Görüntüleme

MRG

Prof.Dr. Uluhan BERK

FİZİK TEMELLERİ VE GENEL BİLGİLER

İnsan vücudunun bütünlüğünü bozmadan daha fazla bilgi edinebilme gayretleri, her geçen gün daha yüzgüldürücü sonuçlar vermektedir. X-ışınlarının bulunması ile çok hızlı ilerleme görülen bu alanda, yeni enerji türlerinin kullanıma girmesiyle tam olanağı artmaktadır.

Magnetik rezonans, fizikçi ve kimyacılar tarafından uzun süredir bilinip kullanılmakta olan bir fiziksel olaylar dizisidir. 80'li yıllarda çok gelişen bilgisayar teknolojisinin uygulanması ile, adeta yeniden doğan magnetik rezonans, görüntüleme alanına getirdiği üstünlüklerle dikkatleri üzerinde toplamış, üstünlükleri yanında bazı fizik kuram ve kavramları öğrenme gerekliliğini de beraberinde getirmiştir. Magnetik Rezonans Görüntüleme de (MRG) elde edilen görüntülerin, yeterli ve en üstün olmasında incelemeyi yapan hekimin inisiyatifi elinde tutması ve değişik parametrelerden yararlanabilmesi, bu kavramların bilinmesine bağlıdır.

Bu nedenle önce fizik kavramları tanımlayacağız:

Momentum

Hareketli cisimlerin hız ve kuvvetini belirten bir fiziksel kavramdır.

Magnetik Rezonans

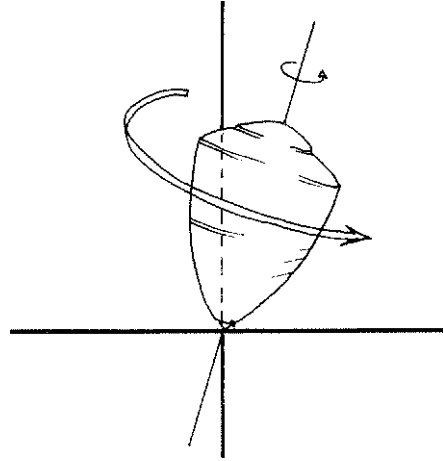
Hem açısal, hem magnetik momentuma sahip sistemlerin, magnetik momentlerinin, bir dış etkenle, onunla uyumlu olmak koşulu ile, etkileşmesi demektir. Burada ana şart, sistemin magnetik momentinin sıfırdan farklı olmasıdır.

Spin

Kendi etrafında dönen cisim demektir. Dünya ve atom çekirdeği buna örnektir. Kendi etrafında dönen cisimlerin bazıları, bu dönüş sonucu bir magnetik moment kazanırlar. Fizikte böyle magnetik momente sahip sistemlere, SPİN adı verilir. Spin, parçacığın kütle ve hızına bağlı olarak çeşitli değerler alır. Örneğin: $F19 = 1/2$, $Na23 = 2/3$ vs.

Presezyon

Anlamı salınma, yalpalama, uğunma olan bu sözcük, pratik olarak hızla dönen bir topacın, yer çekimi etkisine bağlı olarak bir koni yüzeyi meydana getirecek şekilde dönüşünü ifade eder. Buradaki anlamı spin sistemlerinin böyle bir salınma yapmasıdır (1,3) (Şekil 1).



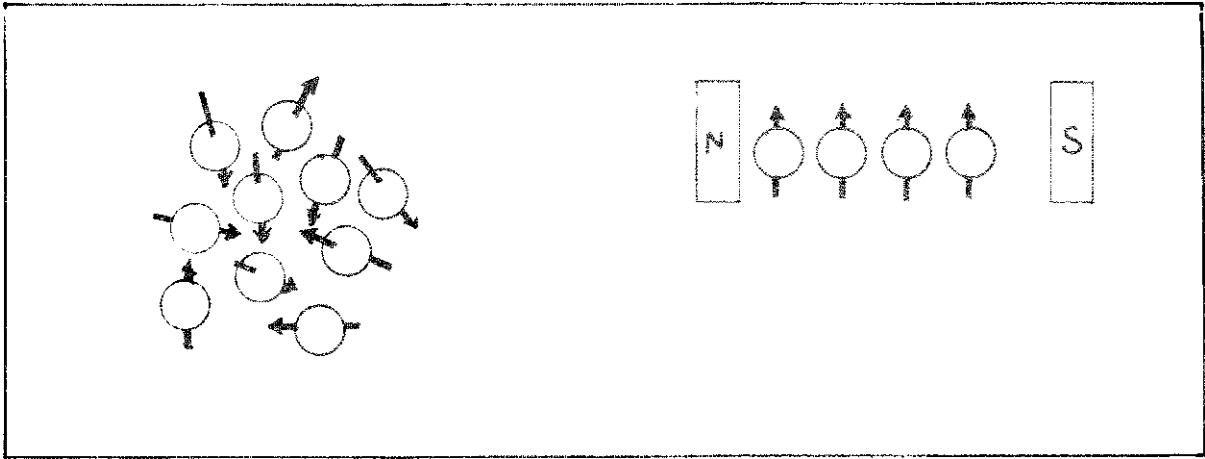
Şekil 1. Hızla dönmekte olan bir topacın yer çekimi etkisi i dönme ekseninin, düşeyden ayrılıp, bir koni yü' oluşturacak şekilde dönmesine presezyon denir.

Küçük bir magnet parçasının bir eksen üzerinde serbestçe hareket etmesi sağlandığında, dünyanın magnetik alanının etkisi ile nasıl davrandığını hepimiz biliriz. Buna pusula denir. Yukarıda tanımını yaptığımız, spin sistemleri de (konumuzda atomik büyüklüklerden söz edilmektedir), dışardan bir magnetik alan uygulandığında pusula gibi davranırlar. Yani makro çimeğin iç yapısında yer alan çekirdeklerin magnetik alan kuvvet çizgileri, dış magnetik alan kuvvet çizgileri ile aynı doğrultuya gelir (aslında kontrol edilemeyen dış etmenler nedeniyle tam aynı doğrultu olmaz, fakat bu, pratik olarak ihmal edilebilir). Kuantum mekaniğine göre, gerçekte nükleer magnetik mo-

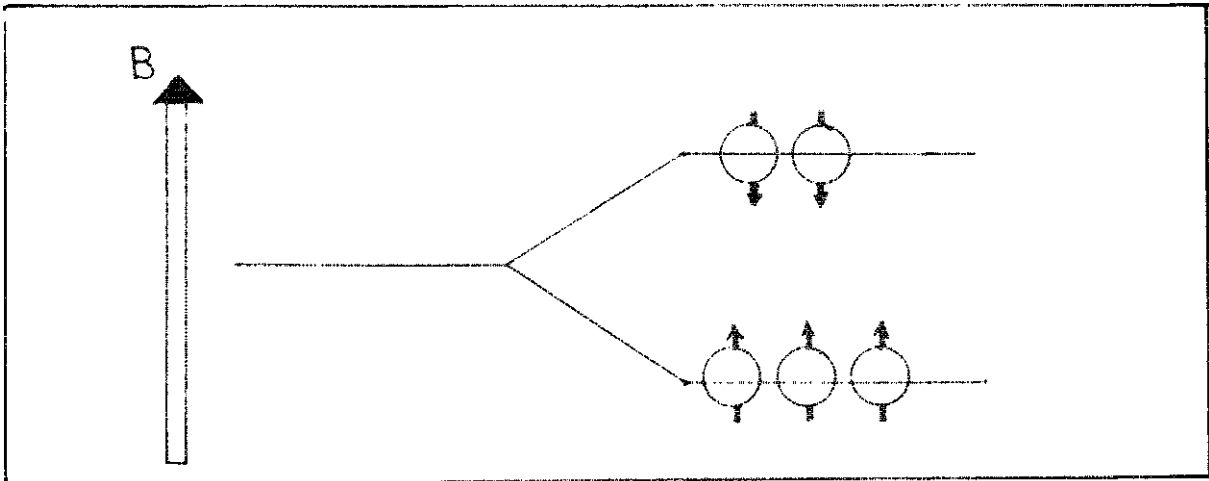
ment, magnetik alana ya aynı yönde (paralel), ya da ters yönde (antiparalel) hizalanır (Şekil 2).

Spinler için magnetik alanla paralel olmak, daha az enerji gerektirdiğinden, bir magnetik alan içindeki çekirdeklerin, magnetik alanın şiddeti ile doğru orantılı olarak artan bir çoğunluğu paralel duruma gelir. Dünyamızki gibi zayıf bir magnetik alanın etkisinde, her çekirdeğin yönü farklıdır ve aynı yönde olanlarla olmayanlar arasındaki fark çok küçüktür. Hatta pratik olarak, bir eksternal magnetik alanın yokluğunda bu fark sıfırdır (2,3). (Şekil 3).

Paralel ve antiparalel olanların arasındaki fark toplamına, "Makroskopik Magnetik Moment"



Şekil 2. Yerin zayıf magnetik alanı etkisinde herbiri ayrı yönlerde olan spinler, bir magnetik alanı içerisinde. "Hazır ol'daki askerler gibi dizilirler



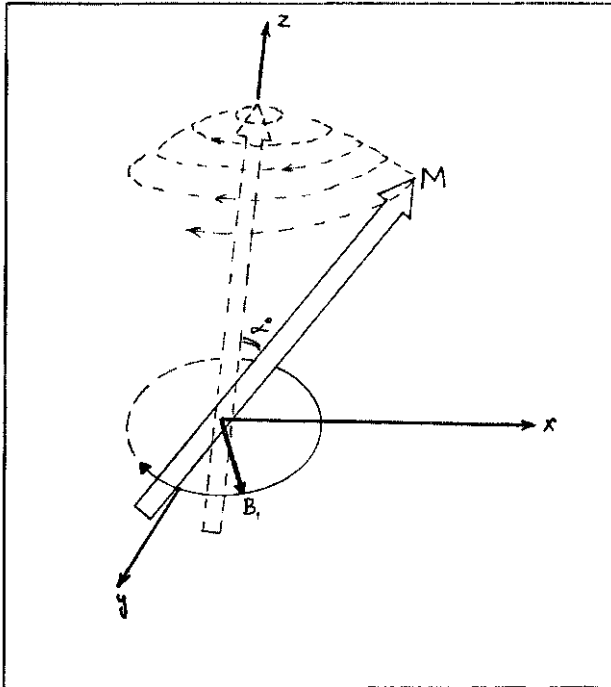
Şekil 3. B magnetik alanı bir vektörle gösterildiğinde, spinler, vektörün doğrultusunda olmak koşulu ile, paralel ve antiparalel iki konumda yer alırlar.

veya "Magnetizasyon Momenti" adı verilir (Biz bunu M ile göstereceğiz). M , dışardan uygulanan magnetik alan ile (bunu da B_0 ile göstereceğiz) aynı yöndedir ve büyüklüğü B_0 'ın şiddeti ile doğru orantılıdır. M 'in tam büyüklüğü, ayrıca sıcaklık ve çekirdeğin tipi ile değişen iç magnetik alana da bağlıdır. Bir çekirdekte diğerine değişen bu sabite, "Gyromagnetic Oran" adı verilir ve " γ " ile gösterilir. " γ "a bağlı olarak H_1 en yüksek nükleer magnetik rezonans sinyalinin verir ve bu nedenle görüntüleme işleminde en çok H_1 üzerinde çalışılır. Ayrıca hidrojenin vücutta diğer elementlerden fazla bulunuşu da bir öncelik oluşturur. Halen, Fosfor, Sodyum ve Fluor üzerinde de çalışılmaktadır.

B_0 eksternal magnetik alanı içinde M vektörü denge durumundadır ve işe yarar bir özellik arzemez. Denge durumundan saptırıldığında, yukarıda tanımlanan presesyon hareketi başlar (Şekil 4). Presesyon hareketinin frekansı 1 sn deki dönme sayısı olarak bilinir ve " ν_0 " ile gösterilir. Bu frekans, "Larmor denklemi" yardımı ile önceden hesaplanabilir.

Larmor denklemi: $\nu_0 = \gamma B_0$

Buna göre, presesyon hareketinin frekansı, eksternal magnetik alanın şiddetine ve makro



Şekil 4. B_0 doğrultusunda RF pulsu ile saptırılan M , puls kesildiğinde, presesyon yaparak eski konumuna döner.

örneğin atomlarının giromagnetic konstantına bağlı olarak değişir. 0,1-10 Tesla arasındaki magnetik alan şiddetlerinde çalışıldığında, frekans 4-400 MHz arasındadır. Bu frekans, elektromagnetik enerji spektrumunda "Radio Frekans" (RF) bölgesine uyar (3,5).

Denklem 1'de B_0 , dışardan uygulanan magnetik alanın şiddetini gösterir. Bu şiddet, lokal moleküler etkilerle birleşen küçük magnetik alanlarla modifiye edilir. Bu modifikasyonu belirlemek için, denklemi daha kesin biçimde şöyle yazabiliriz:

$$\nu \text{ (lokal)} = \gamma B \text{ (lokal)}$$

Bir NMR sinyali üretebilmek için, M 'nin B_0 doğrultusundan saptırılması gerekir. Klasik NMR çalışmalarında bu saptırma işlemi, M ve B_0 doğrultusunda dik, B_0 dan küçük ikinci bir magnetik alanın devreye girmesi ile olur. İkinci magnetik alanı B_1 'in etkisi ile M denge durumunu yitirir ve presesyona başlar. Fakat yeterince sapma için B_1 'in, M 'e sürekli dik tutulması gerekir. Bu ön koşulun fizik çözümü, B_1 'in ν_0 frekansı ile osilasyon yapmasıdır. Elektromagnetik etkileri gözönüne alındığında bir RF pulsu, böyle osilasyon yapan B_1 magnetik alan ile birlikte RF pulsunun belirli frekans dağılımı da başka bir avantajdır. Larmor denklemi ile önceden belirlenen frekansdaki RF pulsu, M 'i presesyona başlatır. Frekans uygun olmazsa presesyon ve sapma da olmaz. M 'in B_0 doğrultusundan sapma açısı, RF pulsunun süresine ve birlikte oluşan magnetik alanın şiddetine bağlıdır.

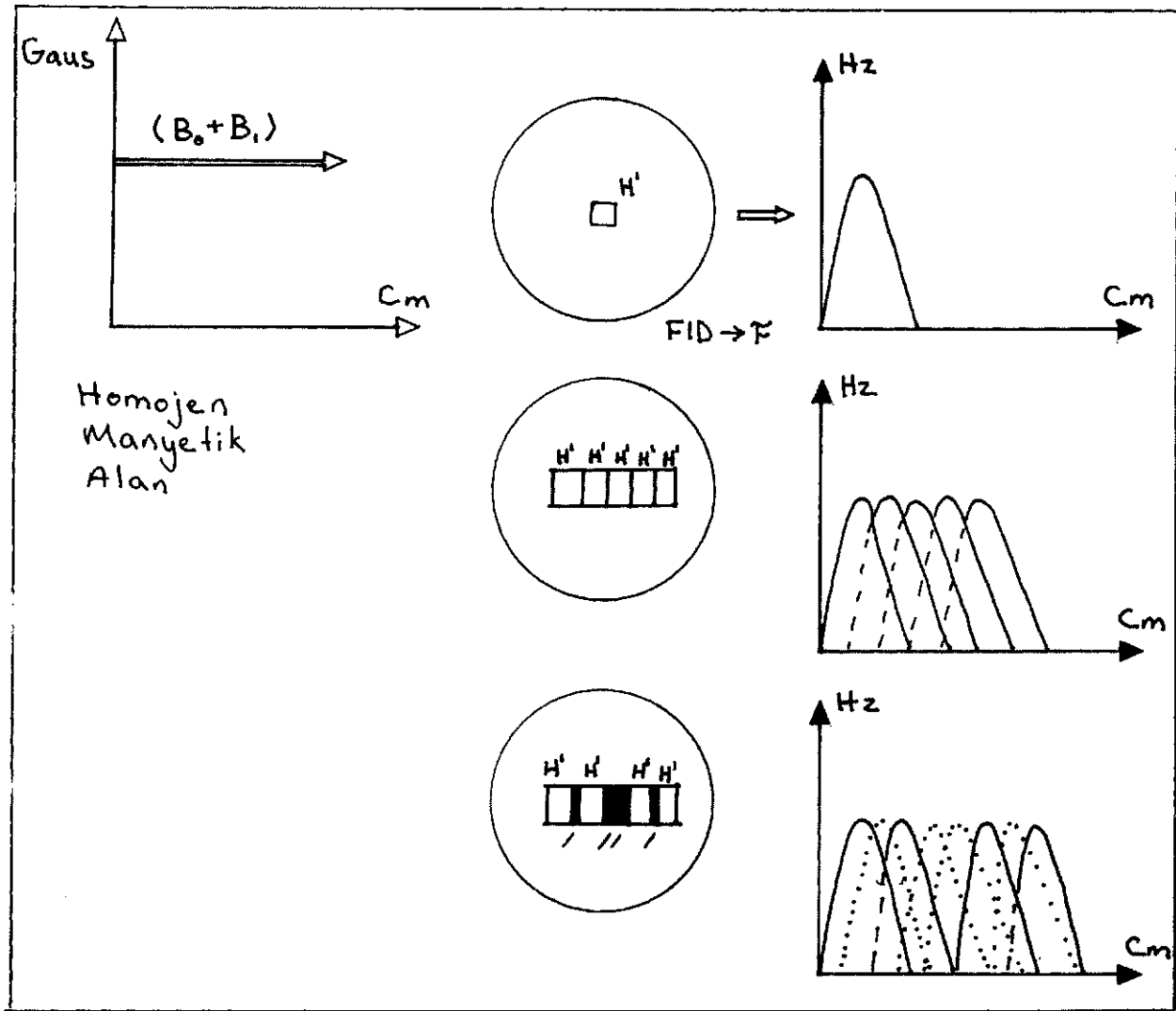
Yeterli B_1 alan üretmek için gerekli RF enerjisini geçirmek üzere, özel olarak imal edilen antenlere RF bobini denir. Bu bobinler bir RF jeneratörüne bağlanarak, kısa bir puls verilmesiyle presesyonel hareket başlatılır (2-5).

N M R Sinyalinin Algılanması

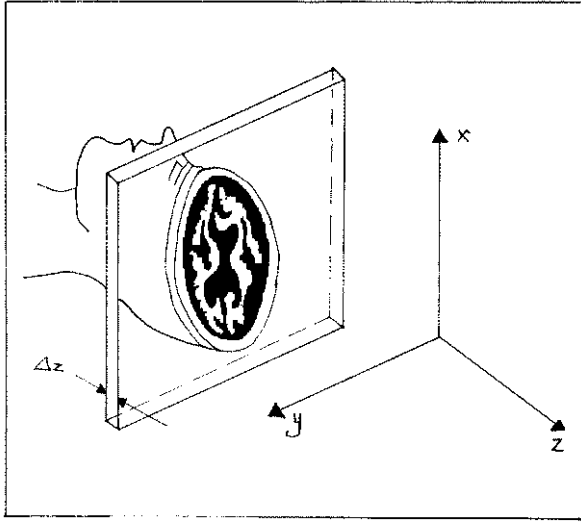
Magnetizasyon faktöründe başlatılan presesyonun algılanması, olayın başlatılmasından daha kolaydır. Çünkü, makro-örneğin etrafına uygun biçimde yerleştirilen bir tel bobin içerisinde, değişen magnetik kuvvetlerin etkisi ile tıpkı bir elektrik jeneratöründe olduğu gibi bir elektrik akımı oluşur. Bu olay, "Faraday kanunu" çerçevesinde gelişir. Oluşan akımın frekansı başlangıçtaki ν_0 frekansı ile eşittir (1).

ten oluşuyorsa, frekans dağılımı yine aynı şeklin sağ tarafında görüldüğü gibi olur. Bu çekirdek sırası içinde, irdelenenlerin dışında da çekirdekler varsa, frekans spektrumu, Şekil 8-C'deki gibi olur. Makroörneğin, bu şekildeki çekirdek sıralarından oluşmuş kolonlar halinde olduğunu düşünürsek, elde edilen frekans dağılımı çok karışık olacaktır (Plan seçerken uyguladığımız gradient alanlar, kolonların tabakalar meydana getirmesine engel olmaktadır. Kısaca üçüncü boyutu gösteren 'y' aksı devre dışı kalmaktadır (Şekil 9).

Makroörneğin herhangi bir tarafından "X" veya "Z" akslarından birine paralel olarak yönlendirilen lineer bir magnetik alan uygulayarak, bir önceki paragrafta anlattığımız olayları tekrar edelim. Yeni uyguladığımız alan gradienti, magnetik alanın homojenitesini, seçtiğimiz plan üzerinde de bozacak, lineer alan tarafından magnetik alan şiddeti yüksek olurken, karşı tarafta düşük olacaktır. Böylece spinler denklem 2 gereği, içinde yer aldıkları magnetik alanın şiddetine uygun frekansda presesyon yapacaktır. Şekil 8-B ve



Şekil 8. Homojen bir magnetik alan içerisinde, B_1 uygulandıktan sonra elde edilen sinyalin, makro-örneğin kimyasal yapısı ile nasıl değiştiği ve frekansların dağılımı görülmektedir.



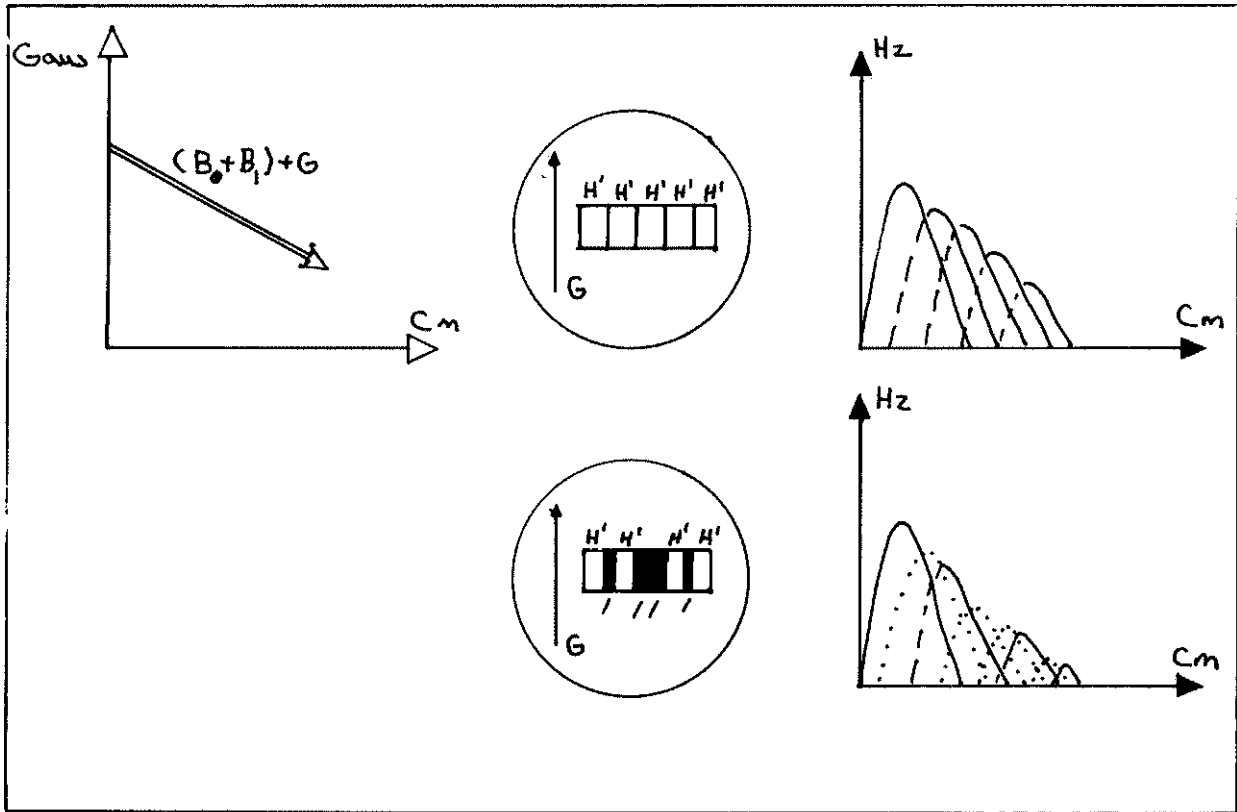
Şekil 9. Plan seçimi için uygulanan gradient alanların, üçüncü boyutu ortadan kaldırdığı görülmektedir. Fakat bugün MRG aygıtları üç boyutlu görüntüyü aynı anda elde edip saklayacak yapıya da sahiptir.

8-C'i yeni şartlarla tekrar çizerek Şekil 10'da görülen sonuçları elde ederiz (2,3,5) (Şekil 10).

"X" ve "Z" akslarının oluşturduğu düzlem içerisinde yönü değiştirilerek uygulanan lineer alan gradienti marifeti ile toplanan frekans bilgileri, bilgisayar tarafından çözümlenerek, "filter back-projection" tekniği ile rekonstrüksiyon yapıp, görüntü elde edilir. Gelişen bilgisayar donanımları "y" aksında uygulanan gradienti de dikkate alarak üç boyutlu spin haritaları oluşturup, bunları belleklerinde saklayarak, operatörün arzusuna uygun kesitlerin görüntülerini sunabilmektedirler (2,3).

Bilgisayarlı tomografide görüntü kontrastına tesir eden tek faktör vardır ve attenuasyon katsayısı olarak bilinir. MRG'de ise, spin dansitesi, durulma zamanları, akım (kan akımı) ve makroörneğin hareketi gibi çeşitli etmenler kontrastı etkiler ve buna bağlı olarak, uygun seçimler yapıldığında kontrast çok yüksek olur (2,5).

Tek faktör ile +2000,-2000 gibi oldukça fazla kontrast farkının elde edildiği bilgisayarlı tomografinin yanında, MRG'nin birden fazla



Şekil 10. Şekil 8'de çizimleri, magnetik alanın homojenitesini bozan lineer alan gradientini uyguladıktan sonra çizerek, sonuçlar burada görülen gibi olur.

faktörü kullandığı düşünülürse, yumuşak dokunun, özellikle birbirine çok yakın dansite gösterenlerin ortaya konabilmesindeki üstünlüğü anlaşılır. Pratik uygulamalarda, magnetik rezonans görüntüleri şu alanlarda daha başarılı olmaktadır.

1- Kemik yapının yüksek absorban özellik gösterdiği x-ışınlarının kullanıldığı bilgisayarlı tomografide, beyin dokusu ve diğer intrakranial yapılar ancak kemiklerden arta kalan radyasyonun sağladığı bilgilerle görüntülenir. Oysa magnetik alan geçirgenliği için, kemikle yumuşak dokular arasında hiçbir fark yoktur. Magnetik alanda resim oluşturucu değişimler, kemik engeli olmaksızın meydana getirilebilir ve görüntüler kemik artefaktları göstermez. Aynı zamanda, postop incelemelerde, özellikle metal klips ve sütürlerin, bilgisayarlı tomografide oluşturduğu artefaktlar, MR görüntülerinde olmaz.

2- Boyun, pelvis, ekstremiteler ve özellikle eklemlerde MR görüntüleri, bilgisayarlı tomografiye üstünlük sağlamaktadır. Çok sayıda küçük veya büyük, farklı yumuşak doku elemanının yer aldığı bu vücut bölgelerinde, BT, bu dokular arasında, insan gözünün algılayabileceği kontrast farklılıkları oluşturamamaktadır. MR'da daha sonra ayrıntılarıyla göreceğimiz gibi, her adaleyi, daman ve bağ dokusu elemanını ayrı ayrı görüntülememiz olasıdır.

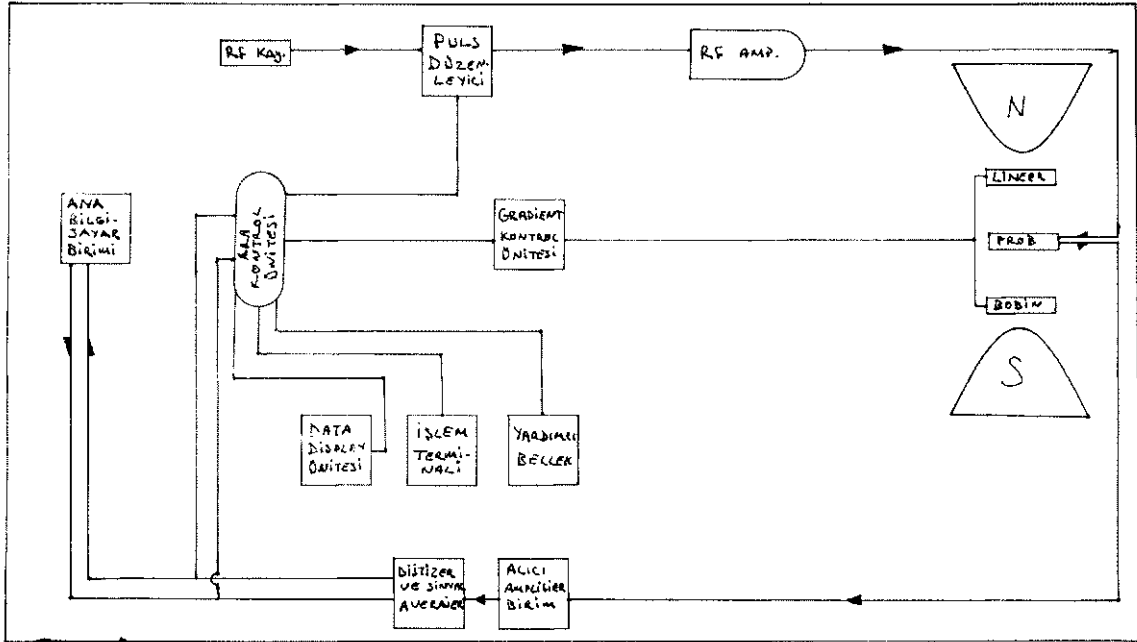
3- Medulla spinalis ve omurga: Gerek konvansiyonel radiolojik incelemeler, miyelografiler ve gerekse bilgisayarlı tomografi, inceleme güçlükleri, fazla sayıda kesit alma ve rekonstrüksiyon, pahalı bilgisayar donanımları gerektirmeleri yanında yeterince bilgi de verememektedir. Boyut sorununu ortadan kaldıran MR, bu iki önemli organı boyulu boyunca bütün olarak veren görüntüleri kolaylıkla sağlamaktadır.

4- MRG'de görüntü kontrastına etki eden faktörlerden biri de sıvıların akımıdır. Böylece, kan akımının lokal görüntü kontrastını etkilemesi, damarların görüntülenebilmesi, lumende daralmayı ve akımda yavaşlamayı anlaşılır biçimde ortaya çıkarmayı sağlar.

Bu üstünlükleri yanında, MRG sistemlerinin yeterli şekilde çalışabilmeleri için, yüksek teknoloji gerektirmeleri, uygun imal edilmiş ve çevre etkilerinden korunmuş yerleşim birimlerine ihtiyaç göstermesi gibi dezavantajları vardır. Ayrıca yakındaki metal parçaların mıknatıslanması ve radyo vericilerinin görüntüyü bozması, bunları önleyici tedbirler alınmasını zorunlu kılmaktadır.

MR GÖRÜNTÜLEME SİSTEM VE KISIMLARI

Şekil 11'deki blok-diagramda görüldüğü gibi, MR görüntüleme sistemleri, iki temel bölümden



Şekil 11. Blok diagramda bir MRG ünitesinin ana bölümleri şematize edilmiştir.

oluşur: Bilgisayar ve Magnetler. MR görüntüleme işleminde, ortaya çıkan çok sayıda matematik işlemi çözecek kapasitede bilgisayarların yaşı henüz çok küçüktür (Şekil 11).

Magnetler, ihtiyaca uygun yüksek şiddetle statik magnetik olan sağlayan elektromıknatıslardır. Geçirdikleri evrim ve kullanım alanlarına göre, üç gruba ayrılırlar:

İlk olarak kullanılan magnetler, Rezistif (resistive) tiptedir. Bunların temel yapıları bakır veya alüminyumun elektrik akımına gösterdiği dirence dayanır; demir ve hava çekirdekli tipleri vardır. Rezistif magnetlerle 0,2 T'a kadar şiddette alanlar elde edilir.

Daha kaliteli görüntüler için gerekli olan daha yüksek şiddetli magnetik alanlar, Süperkondüktif (superkonduktive) magnetlerle elde edilir. Bazı element ve alaşımların mutlak sıfır olan -273°C 'ye yaklaştıkça, elektrik akımına gösterdikleri direnç çok azalır ve kullanılan akımın ısıya dönüşümü düşer. Böylece enerji kaybı azalarak yüksek magnetik alanlar elde edilir. Niobium-Titanium gibi alaşımlar kullanıldığında 10 T'a kadar mıknatıs alanları sağlanır. Bu mıknatıslarda, magnetik alanı oluşturacak bobin, kaynama noktası 4,2 K ($-268,9^{\circ}\text{C}$) olan sıvı helyumla kapalı bir dolaşım içerisinde. Bu dolaşım sisteminin dışında, yüksek yansıtıcı alüminyum folya kaplanmış bir vakum alanı bulunur. En dışta da yine kapalı bir dolaşım içerisinde, kaynama noktası 77,4 K ($-195,7^{\circ}\text{C}$) olan sıvı nitrojen vardır.

Süperkondüktif magnetler çok pahalıdır. Mıknatıs alanının devamlılığı kesildiğinde yeniden tesis etmek zaman alır.

Üçüncü tip mıknatıslara Permanent adı verilir. Bunlarda, kobalt -nadir toprak elementleri alaşımlarına mıknatıs özelliği kazandırılır ve büyük çelik bir çerçeve üzerine yerleştirilir. Böylece magnetik alan kuvvet çizgileri bu çerçeve içinde kapalı kalır, dışarı çıkamaz. Bunun sonucu olarak, diğer iki tip magnette görülen, çevredeki mangetic-tape, pace-maker, fotomultiplier tüp gibi magnetik alandan etkilenen gereçlerin yerleşim problemi ortadan kalkar. Ayrıca bina yapısında yer alan çelik aksamın mıknatıslanarak, etkili alan homojenitesini bozma sorunu da olmayacaktır. Bu tip mıknatısların dezavantajı diğerlerinin yaklaşık 8-10 kat ağırlıkta olmaları ve ancak 0,3 T'a kadar mag-

netik alan üretebilmeleridir. Bu şiddet, hidrojen için yeterli, diğer elementler için yetersizdir.

RF pulsunu aktarmak ve FID'i almak için, çapraz ve sarmal bobinler, lineer gradientleri uygulamak için maxwell ve Golay bobinleri kullanılır. Lineer alan gradientleri, $10''$ ile $10'''$ T/metre şiddetindedir (4).

Fizikçi ve kimyacıların uzun süredir bildikleri ve özellikle organik moleküllerinin strüktürlerini tesbit etmek için uyguladıkları Nükleer Magnetik Rezonans Görüntüleme terimi klinik görüntüleme alanına girdiğinde "Nükleer" kelimesi çıkarılarak, "Magnetic Rezonanse Imaging" şeklinde getirilmiştir. Kullanım konusunda yaygınlaşan ve kabul edilen görüş de şudur: MRG sistemleri, anatomiye dayalı görüntüler üretmekte ve aynı şekilde görüntü üreten bilgisayarlı tomografi ile, tanı alanında birbirine yardım edici sonuçlar vermektedir. Bu nedenle, Radioloji departmanında bulunması ve uzman hekimin koyduğu endikasyona göre bu iki tetkik yönteminden birisinin seçilmesi veya ikisinin birlikte kullanılması gerekir. Pratik uygulamada, bu faktörler gözönünde bulundurularak, yöntem, Radiodiagnostik alanına sokulmuştur.

ÖNEMLİ TERİMLER VE KISALTMALAR

MRG: (MRI) Magnetik Rezonans Görüntüleme.

TMR: Topikal Magnetik Rezonans.

FT: Fourier Transformasyonu.

CPMG: Carr-Purcell/Meiboom-Gill, puis uygulama sırası.

RT: Repetition time

ET: Echo time.

Bu son ikisi, spin-eko yönteminde pulsun tekrarlanma ve ekonun alınma zamanını gösterir. Görüntü özelliklerini belirlemek için, resim altında açıklama yapılmalıdır.

KLİNİK UYGULAMA

Magnetik Rezonans, Görüntülemenin (MRG) fizik ve biyolojik temelleri hakkında yeteri kadar bilgi verdikten sonra klinik uygulama alanım tam, fakat olabildiği kadar kısaltarak vermeğe çalışacağız. Patoloji örnekleri konunun sonunda bir atlas biçiminde verilecektir.

MRG pratiğinde yüksek magnetik alanın gerektirdiği önlemleri tanıtmak yararlı olacaktır. Bu önlemler iki başlık altında gözden geçirilmelidir:

1- Cihazın bulunduğu alanda, hastanın dışında bulunan ve magnetik alandan etkilenen metalik maddelerin bu alandan uzaklaştırılması ve burada kullanılacak tıbbi malzemenin yüksek magnetik alandan etkilenmeyecek maddelerden seçilmesi ve bu bölgeye bunu belirten uyarı levhalarının konulması gereklidir (Şekil 12).

2- Hastada mevcut metalik (ferromagnetik) biyomedikal implantlar göz önüne alınmalıdır. Bunlar şöyle sıralanabilir:

— Anevrizma ve hemostatik küpler: Bu klipler ferromagnetik iseler, 1,5 Tesla'lık bir magnetik alanda tehlikeli olabilirler. Bu nokta uygulamadan önce özenle araştırılmalıdır.

— Kalp kapağı protezleri. Denemelerde ST. Jude valvleri dışındakilerde yüksek magnetik alanda hafif defleksiyon saptanmıştır. Ancak, bu hareket kalp atımlarının meydana getirdiği defleksiyondan çok fazla değildir. Bu tür protez taşıyan hastalarda 1,5 T'ye kadar magnetik alan uygulanabilir.

— Ortopedik protezler, implantlar. Bunların hemen tümü ferromagnetik nitelikte değildir. Fakat yüksek magnetik alan kullanılmadan önce bu olasılık araştırılmalıdır.

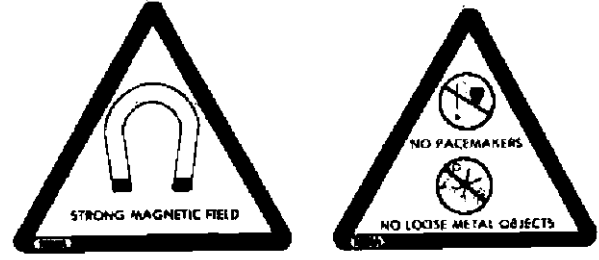
— Artifiyel üriner sfinkterler, kontraseptif diaframlar, serebral ventriküler "shunflarda tüb konektörlerinin ferromagnetik nitelikleri göz önüne alınmalıdır.

— "Pace Maker'li hastaların MRG incelemeleri tehlikelidir. Bu tehlike bir uyarı levhası ile belirtilmelidir (Şekil 12). Pace Maker'li hastaların 5 Gauss'dan daha yüksek bir magnetik alana girmeleri önlenmeli, işaretlerle 5 Gauss çizgisi belirtilmelidir (9,10).

— Kişilerin taşıdıkları magnetik kayıt kartları (kredi kartları gibi) 10-50 Gauss'lık bir magnetik alanda silineceği dikkate alınarak bu kişiler uyarılmalıdır (9,10).

MRG'de Kullanılan Kontrast Madde

MRG incelemelerinde dokuların sinyal şiddet farklarının daha belirgin bir biçimde ayırt edilebilmesi için kontrast madde kullanılması gereklidir. Bugün Gadolinium (Gd)-DTPA-Dimeglumine



Şekil 12. Magnetik alan bölgelerinde bulunan kişileri uyararak için kullanılan Standard işaretler.

(ticari adı adı Magnevist) MRG'de kullanılan kontrast ajandır.

Magnevist, paramagnetik, suda eriyen ve iyi tolere edilen bir kontrast maddedir. İ.V. enjeksiyondan sonra Magnevist intravasküler ve ekstrasvasküler, ekstrasellüler aralıklara hızla dağılır, buralarda kalış yarı süresi 12 dakikadır; glomerüler filtrasyonla itrah edilir. Yarı itrah süresi 90 dakikadır. Verilen dozun %91'i (± 13) uygulamadan 24 saat sonra itrah edilmiş olmaktadır. Magnevist normalde kan-beyin barierini aşmaz. Magnevistin farmakokinetik davranışı çok iyi bilinen ürografik kontrast maddelerinki gibidir.

Magneviste karşı tam tolerans ve kullanımındaki güvenlik 5800 hastada kilogram başına 0.1-0.2 mmol miktarları ile ispatlanmıştır (3).

Magnevistin kontrast etkisi sinyal oluşturmak değildir. Magnevist hidrojen atomlarının sinyal oluşturma özelliklerini (T_1/T_2 yi özellikle T_1 'i) etkiler. Öğütlenen doz sırası göre 0.1-0.2 mmol/Kg ve T_1 ağırlıklı düzen kullanılarak T_1 'in kısaltılması sinyal şiddetinde net bir artış sağlayacak ve böylece çoğu defa tanı için yararlı imge kontrastlığı artacaktır.

Genelde Magnevist, MRG'de duyarlılık ve özgüllüğü anlamlı bir biçimde artırmakta, bunun yanında hızlı MRG tekniği olanağını sağlamaktadır. Buna ek olarak organ ve patoloji perfüzyonlarını ve/veya fonksiyonlarını değerlendirmek için dinamik incelemelere olanak hazırlamaktadır (böbrek, karaciğer, beyin tümörleri v.b.).

Magnevist'in MRG incelemelerinde en geniş tanı alanı Santral Sinir Sistemidir. Bu kontrast madde metastazların ve küçük hacimli tümörlerin gösterilebilme oranını açık bir biçimde artırmış ve tümör sınıflandırılmasına yenilik getirmiştir (3,10).

Klinik Uygulama Alanları

MRG'nin uygulandığı sistemler ve hastalıkları, başlıkları ile şöyle sıralanabilir (10):

- I- Santral Sinir Sistemi (SSS)
 - 1- İskemi
 - 2- İnfeksiyon ve iltihabi hastalıklar
 - 3- Multipl skleroz
 - 4- Hemoraji
 - 5- Supratentorial neoplazmalar
 - 6- Arka fossa tümörleri
 - 7- Hidrosefalus ve atrofi
 - 8- Serebro-vasküler anomaliler
 - 9- Kafa kaidesi
 - 10- Orbita
 - 11- Servikal, torasik, lumbal vertebral ve medulla spinalis
 - 12- Pediatrik SSS ve sodium görüntüleme
- II- Gövde
 - 1- Boyun, orofarenks, nazofarenks
 - 2- Mediastinum ve akciğer
 - 3- Memeler
 - 4- Kalp ve büyük damarlar
 - 5- Kalp ve damarlarda dinamik inceleme
 - 6- Karaciğer
 - 7- Safra sistemi, pankreas, dalak, sindirim borusu

8- Retroperitoneum

9- Adrenal bezler

10- Böbrekler

11- Erkek pelvisi

12- Kadın pelvisi

13- Obstetrik

14- Kas-iskelet sistemi

15- Pediatrik gövde

Görüldüğü gibi MRG tüm sistemlerin incelenmesinde başarı ile kullanılan ve süreli gelişen bir tekniktir.

Manyetik Rezonans görüntülemenin alanları başlıklarla belirtildikten sonra bugüne kadar edinilen deneyimlere göre MRG'nin BT ve diğer yöntemlerle karşılaştırmalı endikasyonları Tablo 1'de özetlenmiştir. Tüm sistemlerin hastalıklarında, anomalilerinde MRG (MRİ) görüntülerinin tanımlanması ancak çok büyük bir kitabın kapsamı içinde düşünülebilir. Biz yazımızın sonuna hemen tüm sistemlerin hastalıklarına ait MRG resimlerini koyduk (Şekil 12-71) ve şekil alt yazılarında da görüntülerin özelliklerini yansıtmaya çalıştık. Zamanla bu teknik daha da gelişecek ve bilgi birikimi daha kesin tanı kriterlerini belirleyecektir.

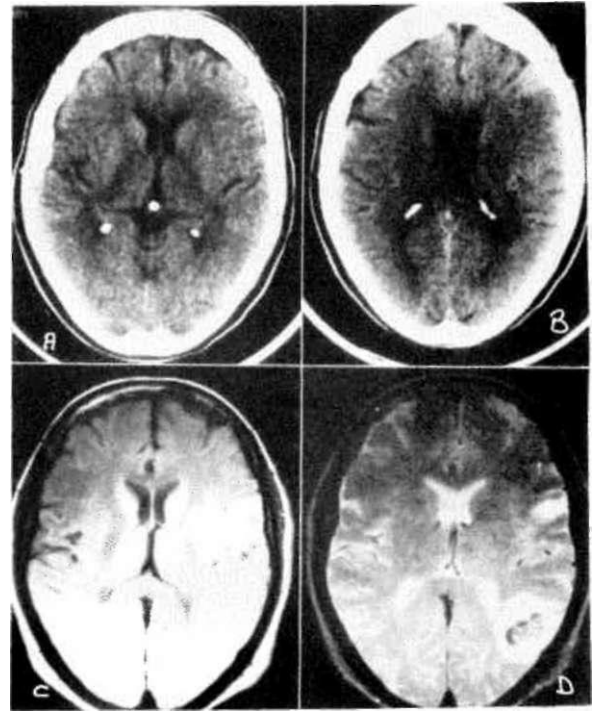
Tablo -1

MRG ve Diğer Tanı Türlerinin Endikasyon Karşılaştırılması

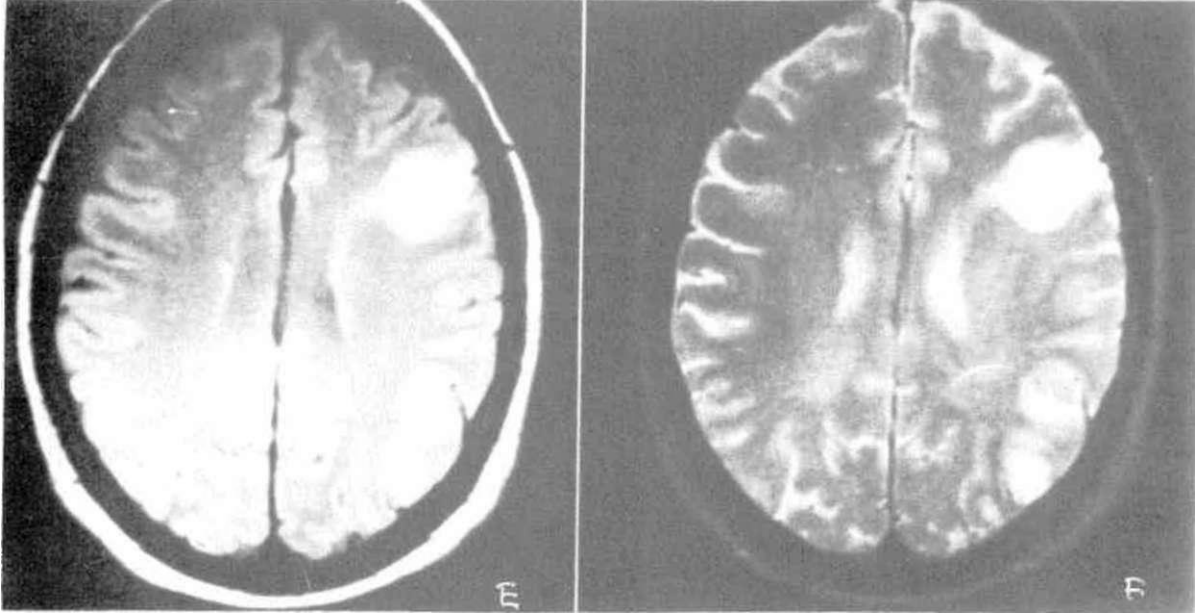
BEYİN		
Tümörler	BT	Kabaca araştırma için MRG ile eş değerdedir. MRG verteks, arka fossa, orta fossa duvarları, kafa kaidesi ve orbite.
Supratentorial gliomalar ve metastazlar	BT	1. MRG daha çok anatomik bilgi verir. 2. Kontrastlı BT tümörü ödemden ayırt etmede ve subaraknoid yayılmanın gösterilmesinde daha üstündür. Kalsifikasyon da BT ile daha iyi görülür.
Meningioma	BT	Kontrastlı BT üstündür.
Akustik Nöroma	BT	MRG küçük Tümörlerin gösterilmesinde üstündür. Büyük tümörlerde BT ile eşit değerdedir.
Pitüiter Tümörler	BT	MRG'nin intrasellar mikroadenomalarının aranması için daha üstün olduğu kabul edilebilir ve lezyonların boyutları bu metotla daha kesin olarak saptanabilir.
Non-Neoplastik Hastalıklar		
İskemia	BT	Akut: BT ilk 24 saat içinde negatif sonuç verebileceğinden MRG daha üstündür. Subakut-kronik: BT ve MRG eşit değerdedir.
Kanama	BT	Akut: BT üstündür. Subakut: MRG üstündür.

Travma	BT	Akut aşamada BT, daha sonra MRG üstündür.
Miyelinasyon bozuklukları	BT	MRG seçilecek metoddur.
Demans	BT	Müльтиinfarkt demansta MRG daha çok sayıda lezyon gösterir.
Enfeksiyon		
Serebritis-abse	BT	MRG ve BTeşit değerdedir.
İltihabi beyaz cevher ödemi	BT	MRG daha iyidir.
BAŞ VE BOYUN		
	BT	MRG avantajlıdır.
KAS-İSKELET SİSTEMİ		
Diz	Artrografi, Artroskopi	MRG tercih edilecek metoddur.
TMJ		MRG yararlıdır.
İlik mesafesi		MRG yararlıdır.
Aseptik nekrozlar	Radionüklid ve BT	MRG üstündür.
KALP VE DAMAR SİSTEMİ		
İskemik kalp hastalıkları		MRG çok sınırlı derecede yararlıdır.
Kardiyomiyopatiler	Eko ve Radionüklidler	MRG benzer derecede yararlıdır.
Kalp kapağı hastalıkları	Eko-Doppler	Sine MR ümit vericidir fakat henüz tam değerlendirilecek düzeyde değildir.
Perikard hastalıkları	Eko-EKG	Eko tercih edilecek yöntemdir.
Konjenital hastalıklar	Eko-Doppler	Ekokardiografi tercih edilecek metoddur.
Aorta	BT	MRG halen benzer düzeydedir.
SPİNE		
Tümörler	Myelografi	MRG daha üstündür
Sirengomiyeli	Miyelografi ve BT	MRG seçilecek yöntemdir.
Lomber		
Dejeneratif	BT	MRG eşit değerde veya daha üstündür.
Servi kal ve Torasik Spine		
Dejeneratif	BT-miyelografi	MRG eş değerdedir.
Servikal Spine		
Radikülopati	BT-Miyelografi	MRG daha az kesindir.
Radikülopati	BT-Miyelografi	MRG daha az kesindir.
Travma	BT-X-Ray	MRG vertebra korpusları arasındaki ilişkileri, diskleri, kord ve sinir köklerini daha iyi gösterir. Fakat mafsalları ve spinal stabilite gösterilmesinde aynı derecede iyi değildir.
Konjenital anomaliler		MRG Dysraphism'de en iyi yöntemdir.
Enfeksiyon	BT	MRG osteomyelitin gösterilmesinde daha duyarlıdır.
TORAKS		
Bronkojenik karsinoma	BT	MRG adenopatilerin gösterilmesinde eşit değerde, hilus kitlelerinde daha üstündür. Fakat seçilecek yöntem BT'dir.
Mediastinal kitleler	BT	MRG üstündür.

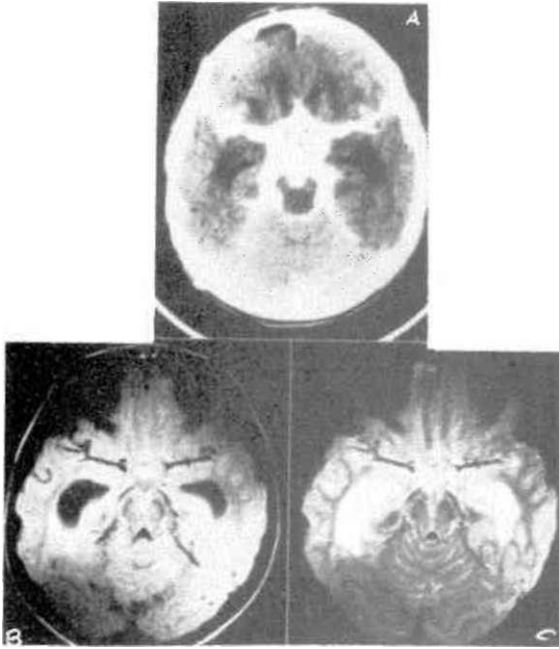
Paromkinal veya hilus kitleler	BT	Akciğer nodüllerinin aranması için seçilecek metod BT'dir. MRI vaskülarite'nin gösterilmesi için seçilecektir.
GASTRO-İNTESTİNAL/G ENİTO-ÜRİNER SİSTEM		
Karaciğer Metastazlar	Kontrast BT	MRG eşittir.
Böbrek Renal Kitleler	BT	MRG eşittir. Kontrast maddenin kontrendike olması halinde MRI seçilmelidir.
Renal Transplant	Doppler US	Doppler üstündür.
Adrenal Bez Hiperplazia, adenoma, aldosteronoma, feokromasitoma, primer karsinoma ve metastazlar	BT	MRG eşittir.
Pankreas ve Dalak	BT	BT üstündür.
Erkek Pelvisi Prostat karsinoması	BT	MRG eşit değerdedir. Evreleme için ümit vericidir.
Mesane	BT	MRG evreleme için eş değerdedir.
Skrotum	US	Ağrılı skrotum incelemesinde MRI avantajlıdır.
Rektum Rektal neoplazma		Daha çok inceleme gerekiyor.



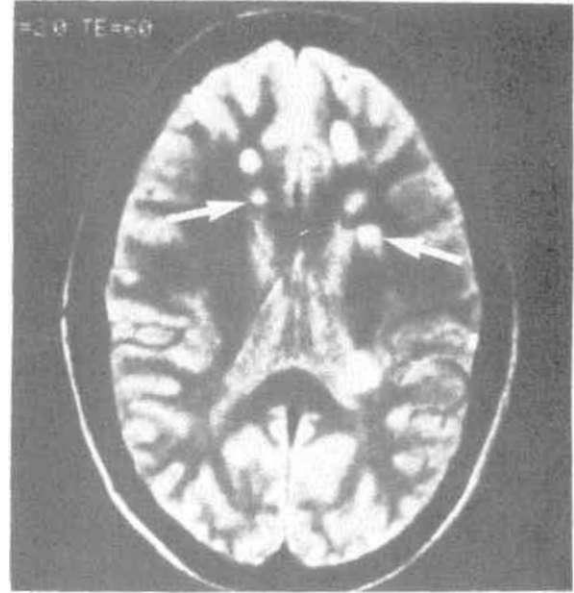
Şekil 13. A.D.2. gününde sekonder hemoraji yapan, akut infarkt'da MRİ, olayın 12. saatinde yapılan CT incelemesinde (A ve B) belirgin bir bulgu yok. 2 gün sonra yapılan MR taramada (SE 2000/40,80) -C ve D- sol posterior temporal bölgede infarktus odağı, özellikle T2 ağırlıklı eko düzeyinde (D), odak içinde sinyal kayboluşu net olarak görülmektedir.



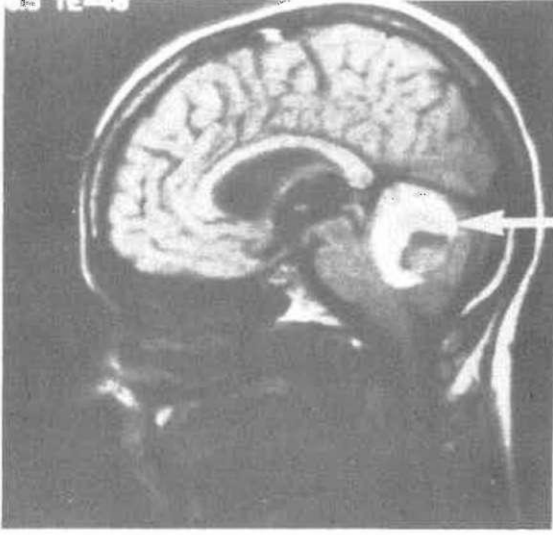
Şekil 14. EF. Bir önceki şeklin devamı. Daha yüksek düzeydeki **Mi** taramaları T2 ağırlıklı düzen olmaksızın diğer bölgelerde non hemorajik infarkt odaklarını göstermektedir.



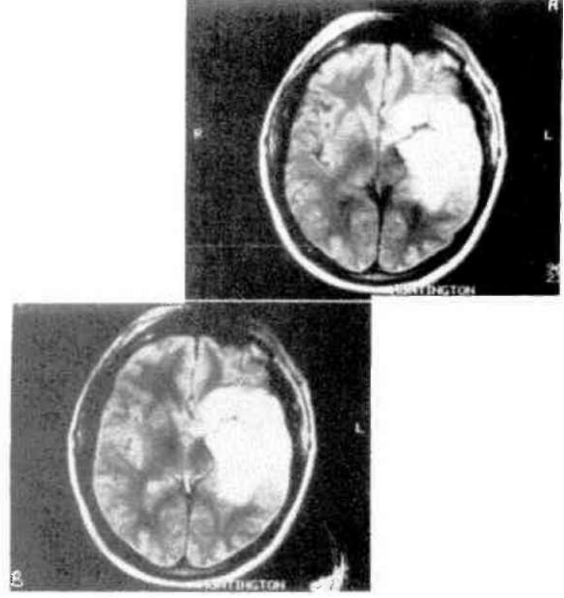
Şekil 15. A-C. Tüberküloz menenjitisi. 8 yaşında erkek çocuk, A-Kontrastlı CT taramada, bazal sisternalarda koyulaşma (opak madde) ve hidrosefali. B ve C ara ve T2 ağırlıklı MR kesitleri (TR 2000 m seç, TE 25/70 M sec) bazal sisternalarıyla sinyal şiddeti artmış serbro-spinal-sıvı yoğunluğunu ventriküller içindeki sıvı ile karşılaştırınız. Görünüş, Tbc ve Fungus enfeksiyonları için tipik olan koyu baziler eksüda'yı yansıtmaktadır.



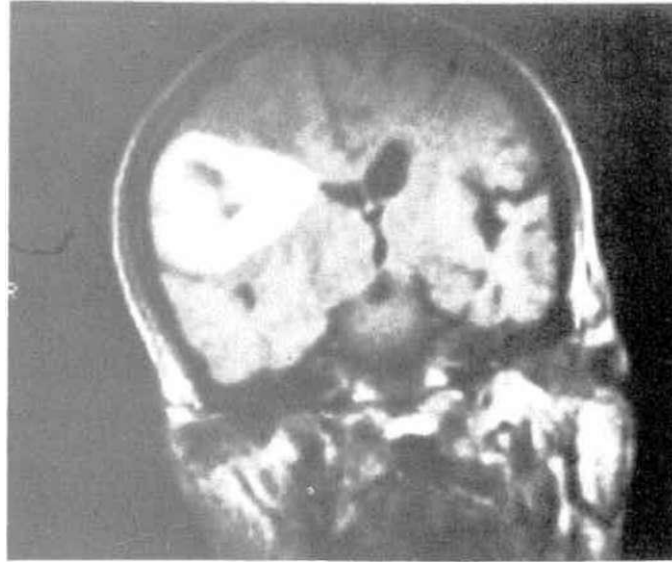
Şekil 16. Spin-eko imajı. T1 relaksasyon sürelerinin uzun olması nedeni ile multipl skleroz plakları yüksek sinyal şiddeti veren odaklar biçiminde görülmektedir.



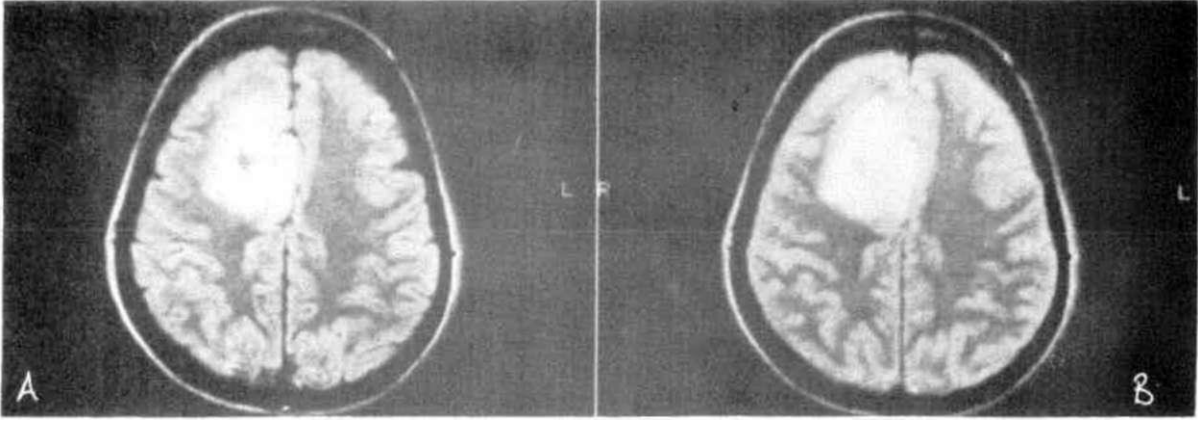
Şekil 17. Subakut serebellar hematoma. Subakut hematoma'da (ok) paramagnetik methemoglobin'e bağlı olarak serebellum içinde yüksek sinyal şiddeti s<.,ptat,iiaiktad.f.



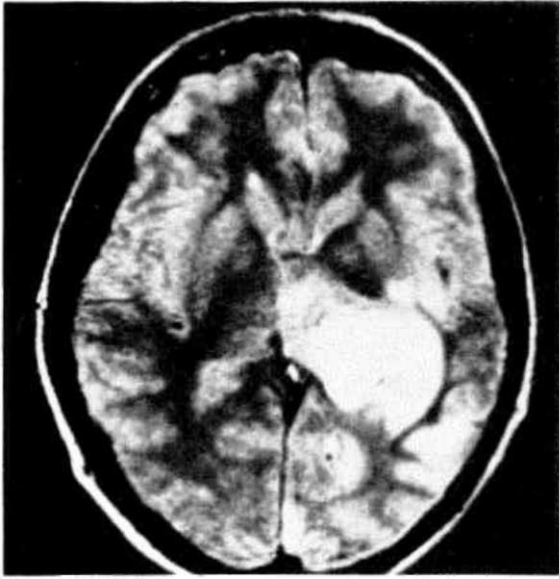
Şekil 18. A VB B SolfcJ astrozitoma. A-hafif T2 ağırlıklı düzen parasilvian ve frontal **loblarda** yerleşmiş infiltratif I ve II grade astrozitoma'yı göstermektedir. Yüksek sinyal şiddeti gösteren tümör alanı içinde düşük sinyal şiddeti gösteren orta serebral arter görülmektedir (SE-2000/30). **B-** Daha yüksek derecede T2 ağırlıklı görüntüde **lezyonun** göreceli sinyal şiddetinin artmış olduğu **saptanıyor**.



Şekil 19. Glioblastoma multiforme; IV. kontrast gadalinium-DTPA enjeksiyonundan sonra, tümör sinyal şiddeti çok artmıştır. Lezyonun orta kısmındaki kontrast almıyan odak nekroz'a aittir (SE 500/28).



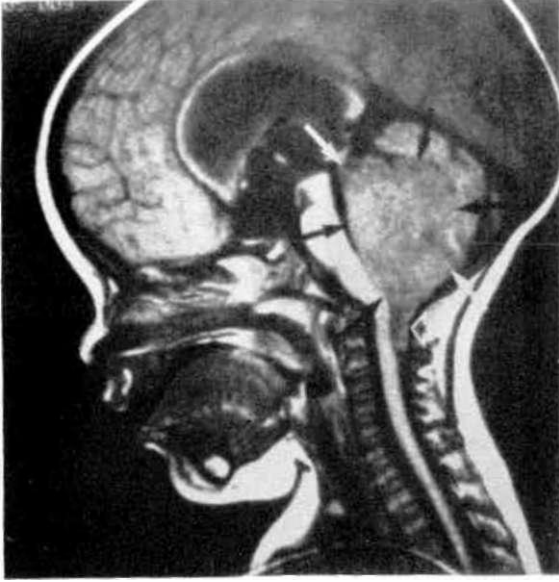
Şekil 20. A ve B Oligodendrogliom. A ve B, T2 ağırlıklı aksial MR kesitleri, sağ lobda yüksek şiddette bir kitleyi göstermektedir. Lezyonun ortasındaki kireçlenme hafifçe azalmış sinyal şiddeti gösteren bir odak biçiminde görülmektedir (SE 2000/30 ve 60).



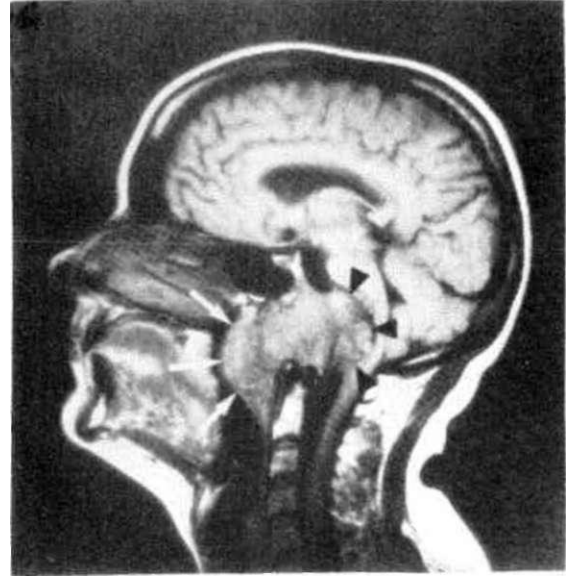
Şekil 21. İntraventriküler meningioma. Yüksekçe T2 ağırlıklı aksial görüntüde kitle normal dokuda daha yüksek sinyal şiddeti vermektedir. (SE 2000/60).



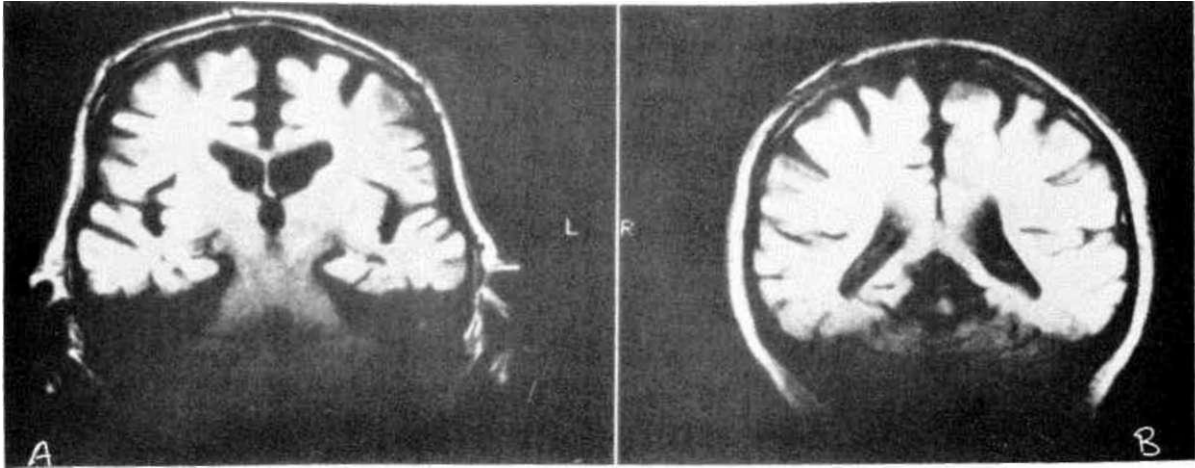
Şekil 22. T1 ağırlıklı koronal MR kesidinde çok sayıda düşük sinyal şiddetinde fokuslar. Meme ca metastazları (SE 500/28).



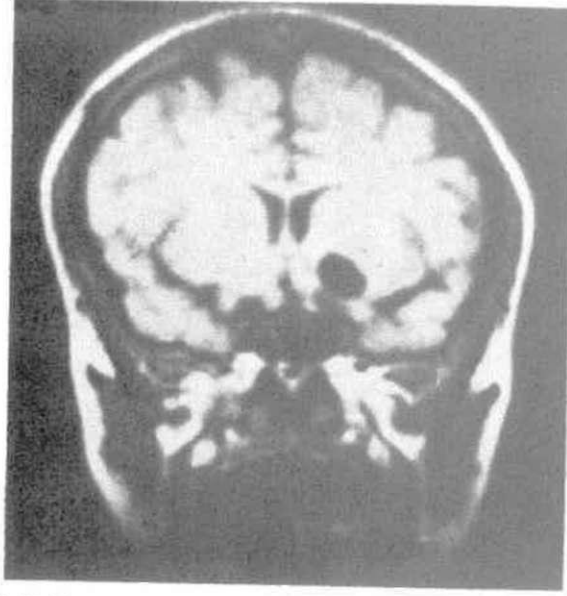
Şekil 23. Bir çocukta 4. ventrikülde solid ependinoma. T1 ağırlıklı sagittal MR kesiti. Serebellumu sıkıştıran, 4. ventrikülde büyük kitle (küçük oklar). Orta derecede tonsiller herni (içi boş ok). Tümör sinyal karakteristiği serebellumunkine yakın, fakat beyin sapmadan daha düşük.



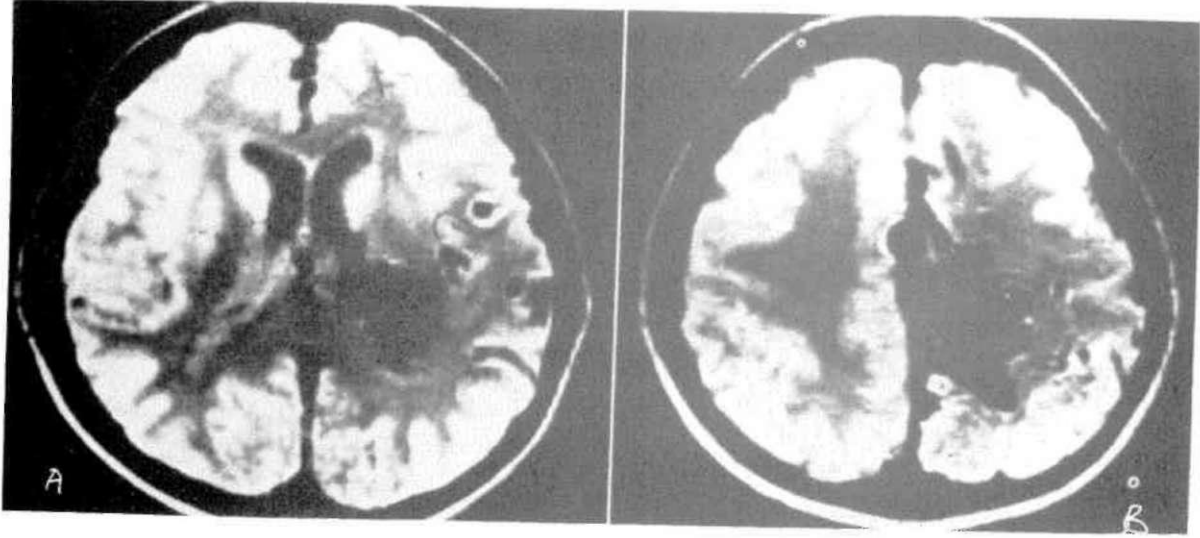
Şekil 24. Yaşlı bir hastada büyük clivus kordoması. T1 ağırlıklı sagittal kesitte tümörün clivus'u destrüksiyona uğrattığı ve nazofarenkse doğru genişlediği (oklar), posterior tarafının beyin sapını sıkıştırdığı (ok başları) görülüyor.



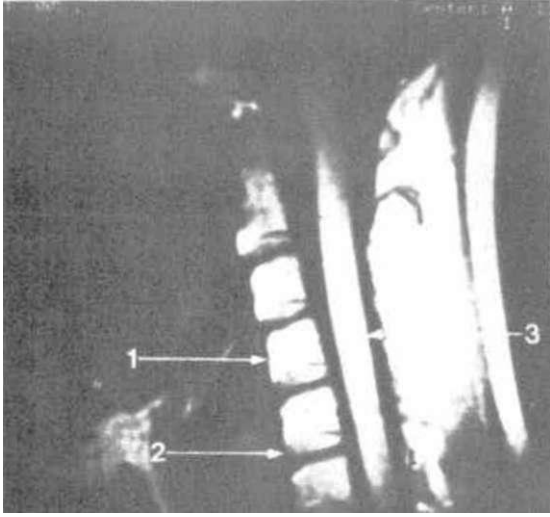
Şekil 25. Atrofi. Beyinden yapılan kesitlerde genişlemiş ventrikül ve rulus'lar A-anterior, B-posterior kesit (SE 1000/30).



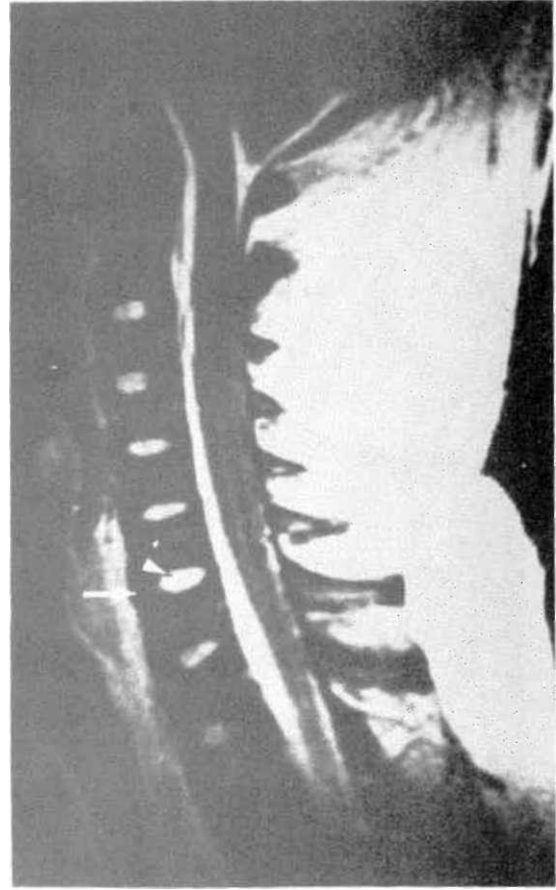
Şekil 26. Koronal MR anevrizma planından geçmekte ve kesin lokalizasyonu ve çapı vermektedir (SE: 500/40).



Şekil 27. A ve B. Arterio-venöz malformasyonda MR görüntüleri. Sol parietal bölgede her iki kesitte saptanan tipik görünüm (SE 2000/28).



Şekil 28. Medulla spinalis T₁ ağırlıklı SI; imgesi bu sagittal planda açık bir biçimde görülmektedir (1-Corpus vertebra. 2-Discus intervertebralis. 3-Medulla spinalis).



Şekil 29. Nucleus pulposus'lan elde edilen parlak sinyaller (ok başı). Sagittal T₂-ağırlıklı SII imajı



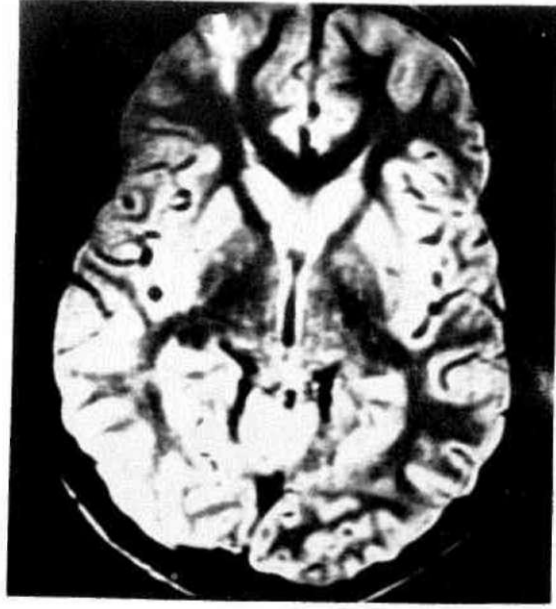
Şekil 30. Bir sagittal T₁ ağırlıklı SE imajı, postromatik spondylolisthesis ve spondylolisthesis göstermektedir (düz oklar) ve vertebra kırığı (eğri ok)



Şekil 3'. Büyük intradural schwannoma. Sagittal kesit. SE 500/32/6. Tümör sinyali hafif derecede heterojen ve medulla spinalis sinyalinden daha düşüktür.



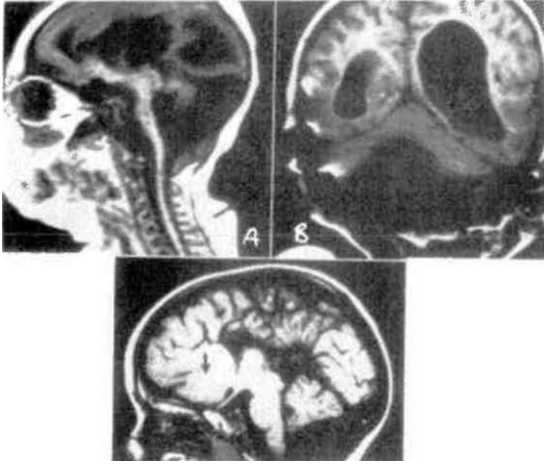
Şekil 32. SC 4 mm. imaj SE 400/28/6. 9.dorsal vertebra korpusunu tümünü işgal eden ve çökme yapan meme kanseri metastası ve medulla basısı.



Şekil 33. Tubercus sclerosis. Aksial 5 mm. kesit (SE 2500/40). Korteksten medullaya doğru uzanan bilateral yüksek şiddette odaklar (sağ taraftaki okla gösterilmiştir.).



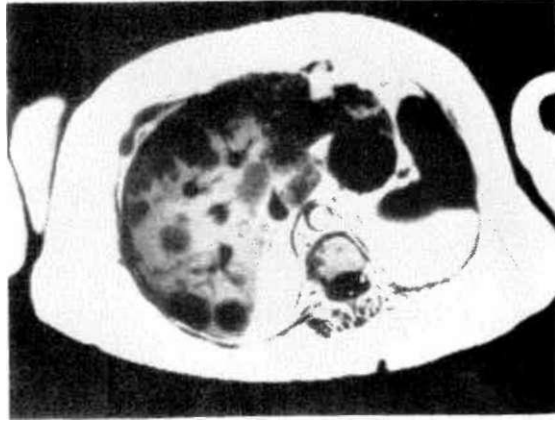
Şekil 34. A-B. A-Normal corpus callosum. Sagittal 5 mm. kalınlıkta kesit (SE 800/25)-(G) genu, (B) gövde, (S) splenium. B- Corpus callosum'da parsiel agenezis. Sagittal 5 mm. kalınlığında kesit (SE 350/20). Corpus callosumun arka yarısı yoktur.



Şekil 35. A-B-C-. Dandy-Walker malformasyonu. A-Sagittal 3 mm. kalınlığında kesit (SE 600/20). Alt vermis, üst vermis ve her iki serebellar hemisfer hipoplaziktir. Dördüncü ventrikül, geniş arka fossa kisti ile direkt kominikasyondadır. Pons hipoplaziktir. Corpus callosum oluşmamıştır. B-Dandy-Walker sendromu. 5 mm. kalınlığında koronal kesit (SE 600/20). Lateral ventrikül geniş arka fossa kistine açılıyor; alt vermis yoktur, her iki serebellar hemisfer hipoplaziktir. C-Dandy-Walker vaianı. Sagittal 5 mm. kalınlığında kesit (SE 600/20). Alt vermis hipoplaziktir. Fakat 4. ventrikül normal oluşmuştur. Arka fossa kisti alt serebellar dokunun yerini almıştır. Heterotopik gri madde, alt frontal lob bölgesinden yukarıya doğru projete olmaktadır (ok). Corpus callosum yoktur.



Şekil 36. Trakea stenozu. Hastada trakeostomi yapılmış (T) sagittal plan MR:



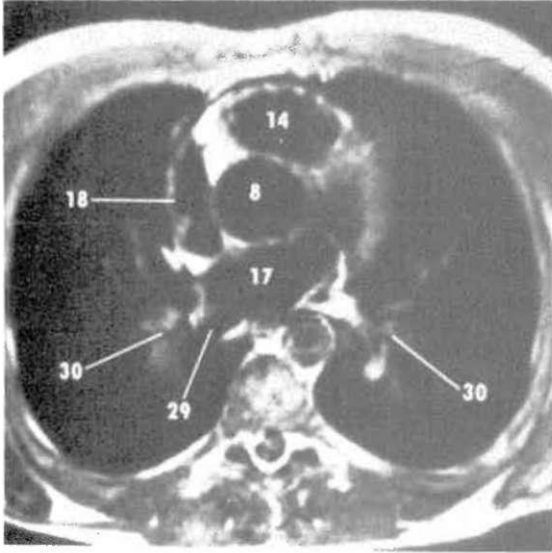
Şekil 38. Kolon kanseri bulunan bir hastada karaciğerden geçen 1.0 T MR kesitin görüntüsü SE 750/1.7 kesit 10 mm kalınlığındadır. Çok sayıda metastaz saptanıyor.



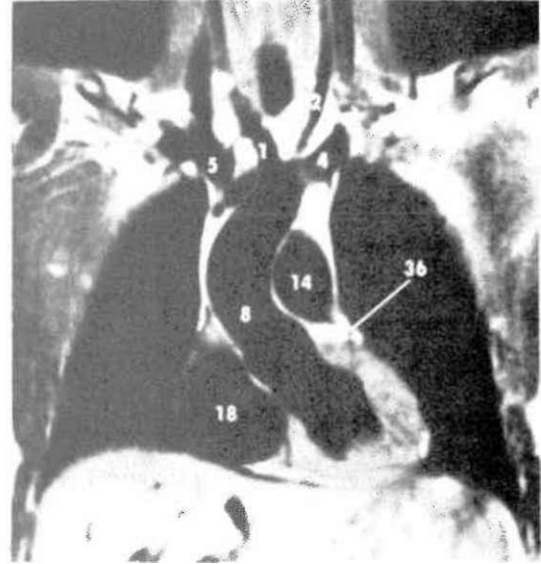
Şekil 37. Hemorajik tiroid adenoma. Sagittal yüzey "coil" SE 1500-30 imge orta çizgi yakınında torasik girişin yukarısında büyük bir tiroid kitlesini (M) göstermektedir.



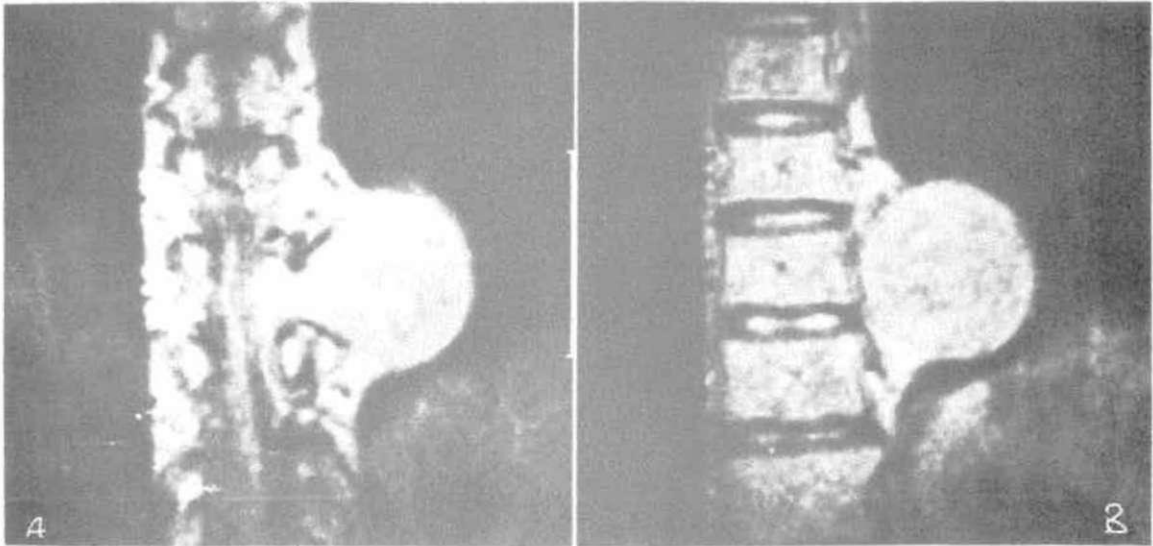
Şekil 39. Abdominal MR'da nefes tutmanın etkileri. Hasta bu 1.0 T. Spin-echo görüntüsü için 64 saniye süre ile nefesini tutmuştur.



Şekil 40. "ECG gated" MR aksiyel imgesi. 8-Çıkan aorta; 14- Ana pulmoner arter; 17-Sol atrium; 18-Sağ atrium; 29-Alt pulmoner vena; 30-Alt lob bronkusları.



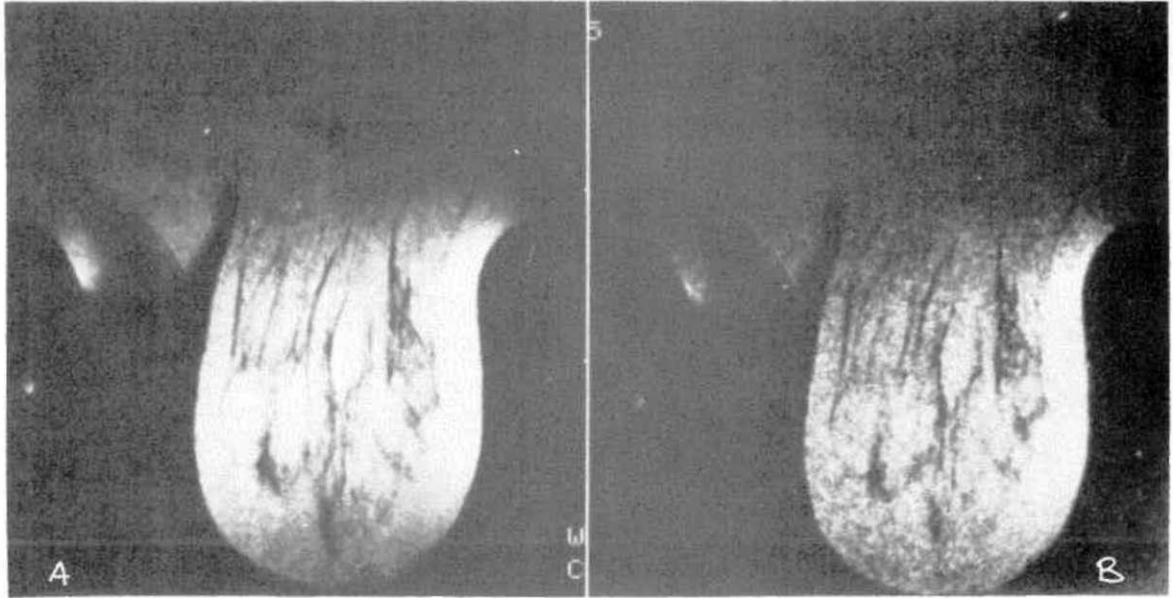
Şekil 41. "ECG gated" MR. Koronal SE 670/17. 1- Brakiosefalik arter; 2-Sol karotis arteri; 4-Sol brakiosefalik vena; 5-Sağ brakiosefalik vena; 8-Çıkan aorta; 14-Ana pulmoner arter; 18-Sağ atrium; 36-Sol koroner arter.



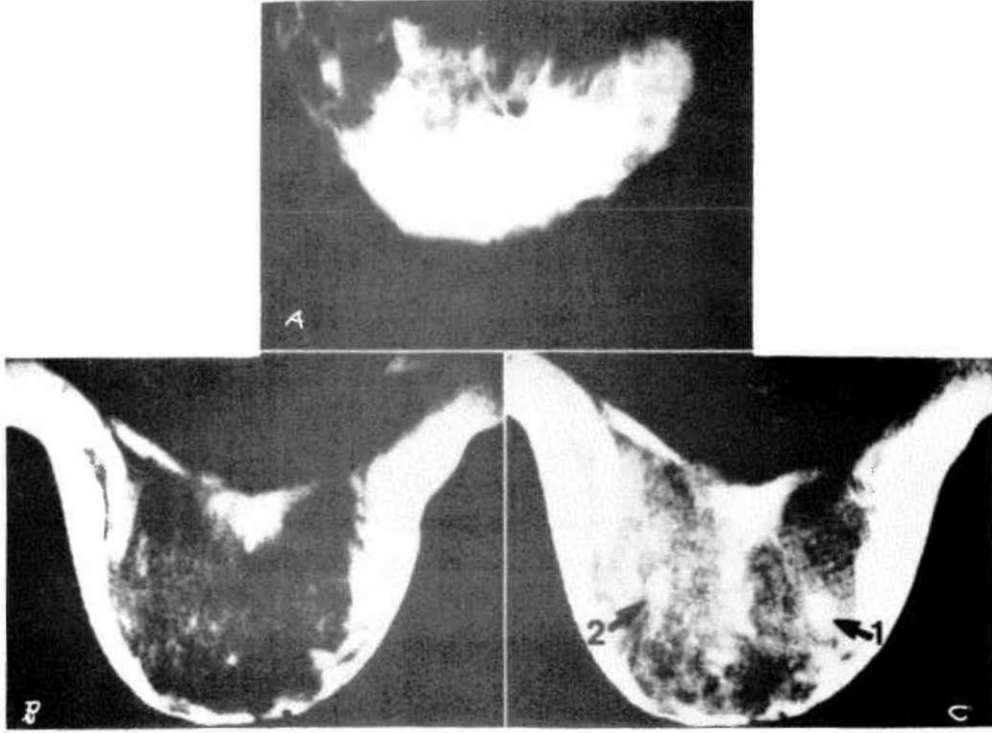
Şekil 42. A.B. Nörofibroma. A ve B koronal kesitler SE 1600/35 MR. İntraspinal yayılan ve medulla spinalis'e bası yapan homojen bir tümörü göstermektedir.



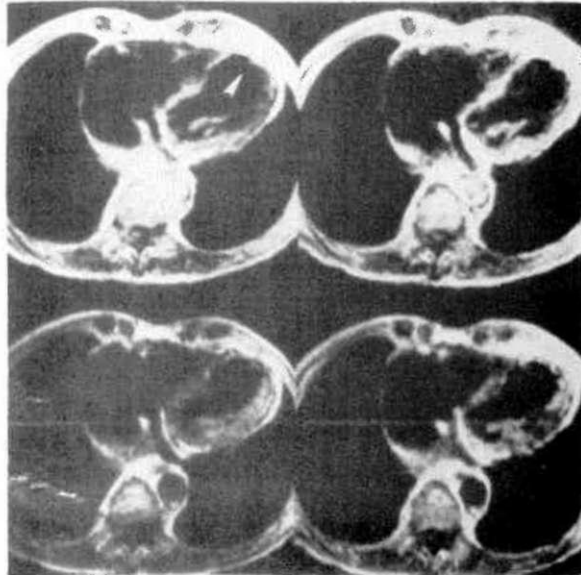
Şekil 43, Pancoast tümörü, Sagittal SE 310/20 MRİ akciğer apexinde, Subklavia arterlerini etkilememiş bir kitle saptanıyor. Tümörün plevra yolu ile yağ dokusuna açıldığı dikkati çekiyor (ok).



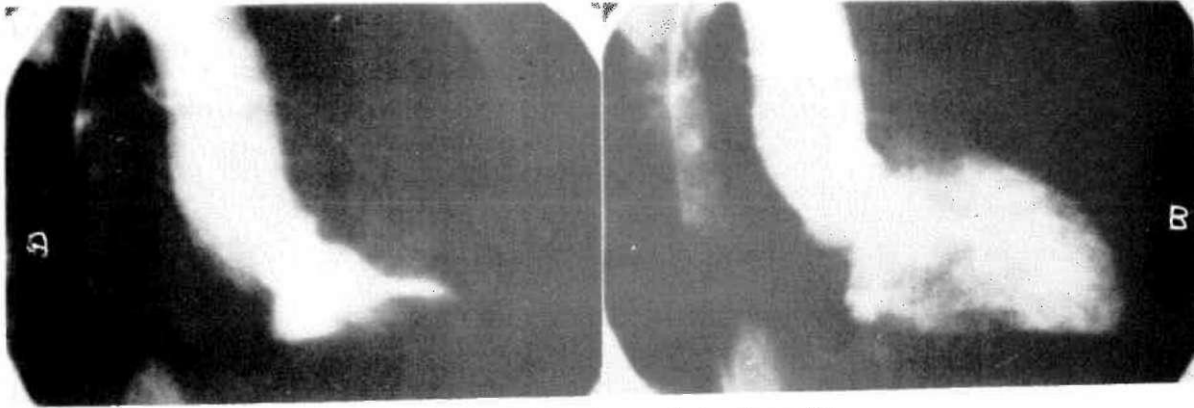
Şekil 44. A-B. Meme MRİ'de normal dokular, röntgen mamografide olduğu gibidir. Küçük lezyonlar ve kalsifikasyon MRİ'de görülmez.



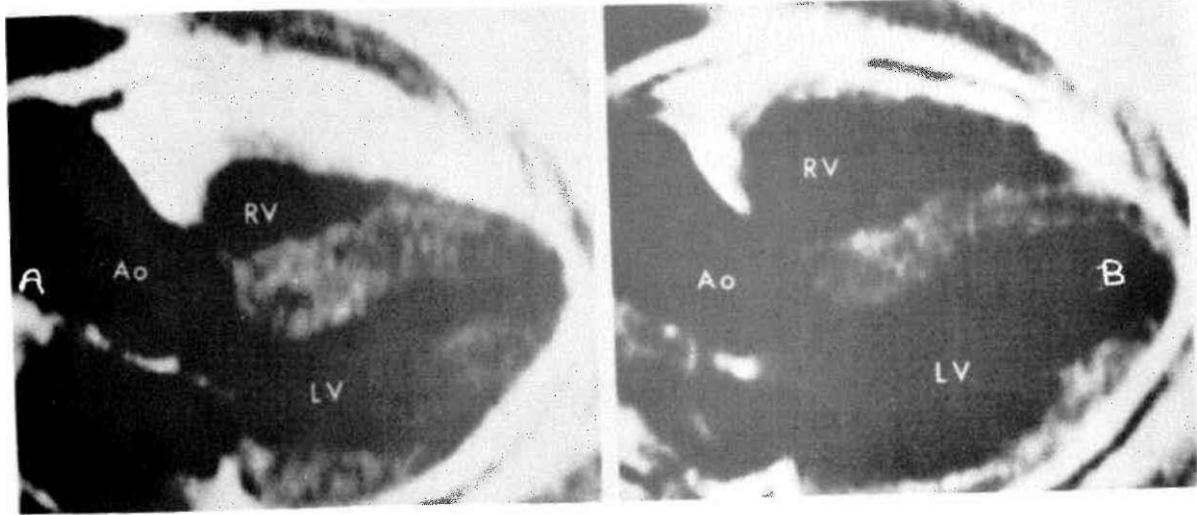
Şekil 45. ABC Sağ memede kontrast maddeli (Gd-DTPA) MRİ. Memede karsinoma ve fibroadenoma. A-Kraniokaudal mamogramda bir patoloji yok. B-Kontrastsız T₁ ağırlıklı kesitte (SE 400/35) te de bir patoloji gösterilemiyor. C-Gd-DTPA'dan sonra aynı teknikle yapılan MRİ'da 1 no'lu alanda karsinoma, 2 No fibroadenoma olarak doğrulanmıştır.



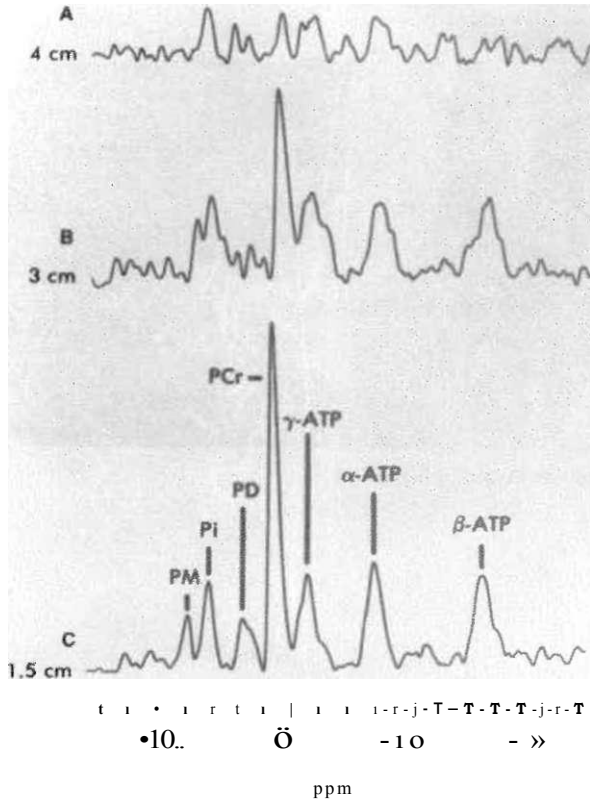
Şekil 46, "ECG gated", eş düzeyden geçen 4 spin-echo görüntüsü; kalp siklusunun değişik fazlarında, yapılan bu kesitlerde sol ventrikül apeksinde eski bir infarktusa ait incelme görülüyor (ok başı). Dinamik veya aralıklı incelemede apikal diskinezi saptanmıştır.



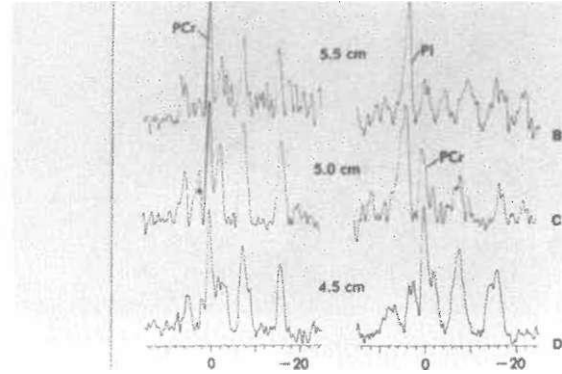
Şekil 47. Sağ-ön-oblik duruşta yapılan A-Sistol sonu ve B-Diastol sonu anjio-kardiogram'lar.



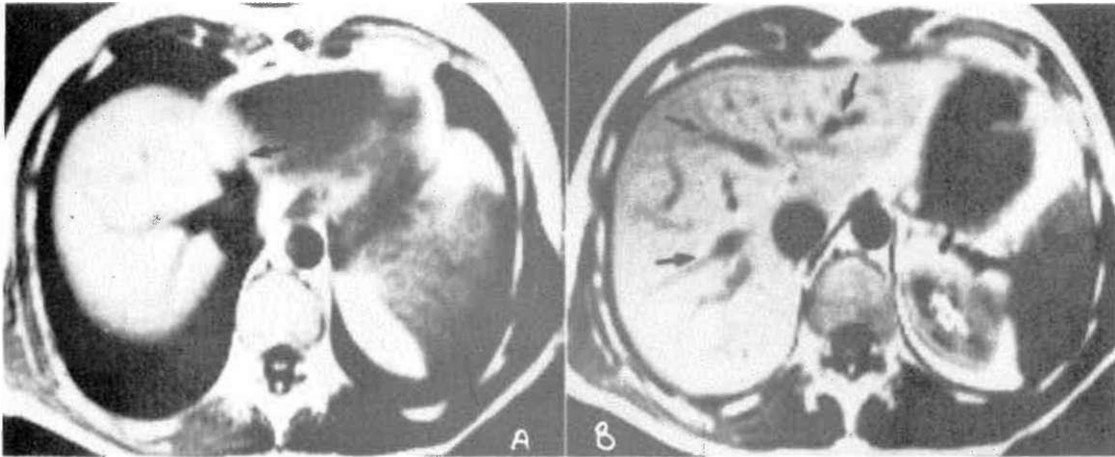
Şekil 48. A ve B Kalbin uzun eksenine paralel olarak yapılan MR. A-sistol sonu, B-diastol sonu. Görüntüler "ejection fraction"un hesaplanması için kullanılmaktadır. Ao = aorta; RV = sağ vent.; LV = sol vent.



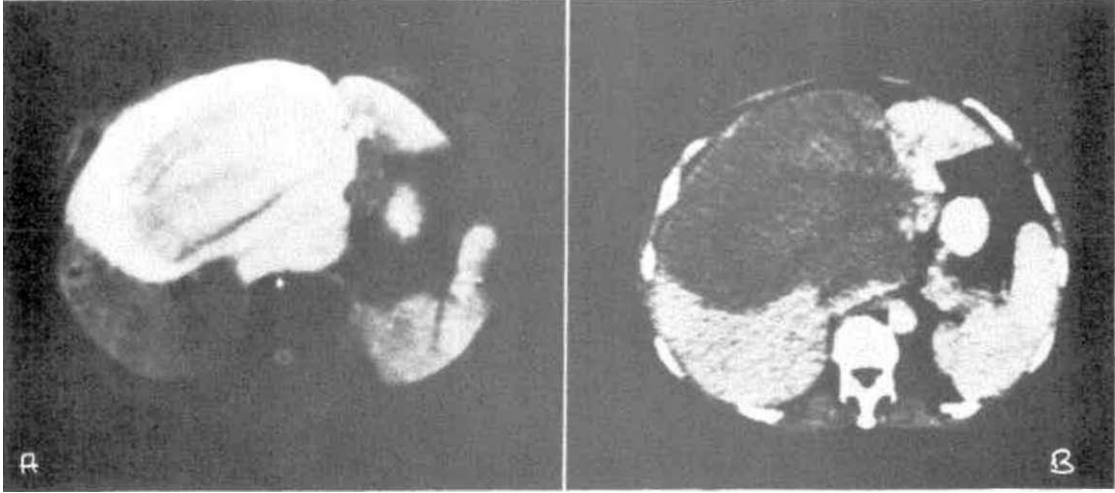
Şekil 49. ABC. Yüzeysel "coil"ü ve bunun üstüne selektif RF pulsü ve gradient "coil", 4 cm. derinlikte 1 em. kalınlıkta uzaysal olarak lokalize bir spektrum elde etmek üzere kullanılıncaya, Fosfor-31 NMR spektrumu elde edilir (A); 3 cm (B); ve 1,5 cm (C).



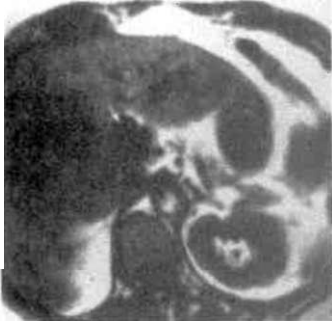
Şekil 50. 0,5 cm. ar. Sıkırla lens. k.-finitta diNler *tal!* (anılarak uzaysal olarak lokalize fosfor spektrumu serileri. Solda yer alan spektrum koroner tıkanmadan önce elde edilmiştir. Sağ tarafta yer alan spektrum koroner tıkanmadan bir saat sonra elde edilmiştir. Özellikle en derin kesitte görülen çok belirgin değişime dikkati çekiyor (B, bir önceki şeklin B grafiğine uyuyor). C ve D bir önceki şeklin C ve D grafiğine uymaktadır; göreceli olarak normal spektrum.



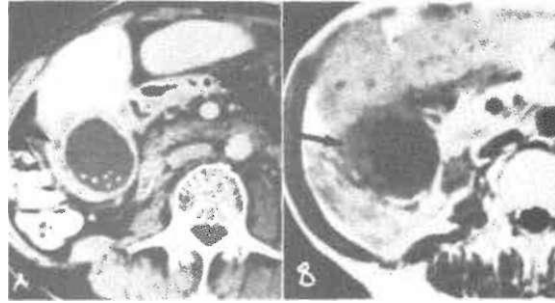
Şekil 51. A ve B. Normal hepatik anatomi; transvers kesit.



Şekil 52. A ve B. A-0,15 T STİR görüntüleme. "Short T1. İnversion recovery" düzeni (IR 1500/100/44). Büyük bir karaciğer kanseri. Heterojen yüksek sinyal şiddeti. B-Bu lezyonun BT incelemesi.



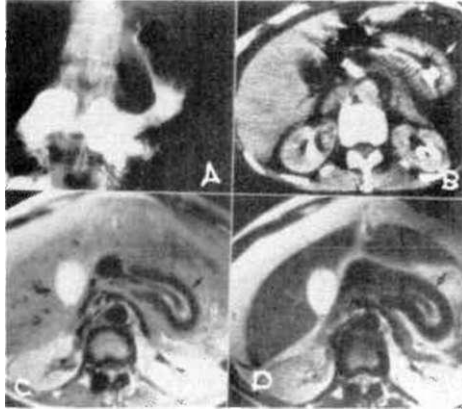
Şekil 53. SE 260/15 puls düzeni; gergin, genişlemiş safra kesesi, dilüe safranin üniform düşük sinyal şiddeti ve eş sinyal şiddetinde genişlemiş koledok kanalı (ok).



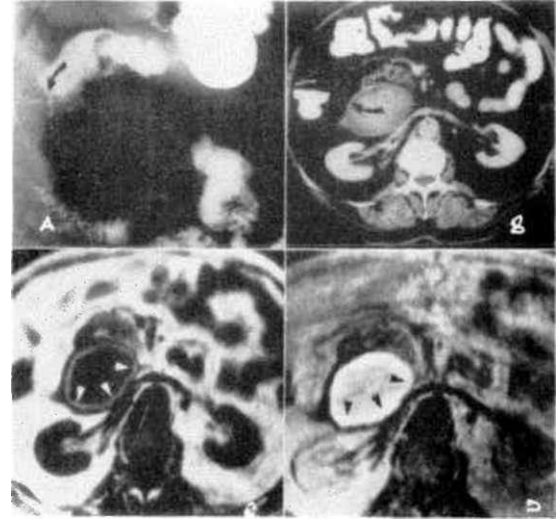
Şekil 54. Akut kolesistit A-B. T. kesiti kalınlaşmış safra kesesi duvarı içinde sıvı ve kesede taşları gösteriyor (ok): B-SE300/14 MR görüntüsü; kese duvanndakalınlaşma görülmüyor (ok). Kolesistitte safra'mn su içeriği artmaktadır; uzun T1 ve ohatde, düşük bir sinyal şiddeti vermektedir. Safra taşları daha da düşük sinyal şiddeti yermekte ve zor ayırt edilebilmektedir.



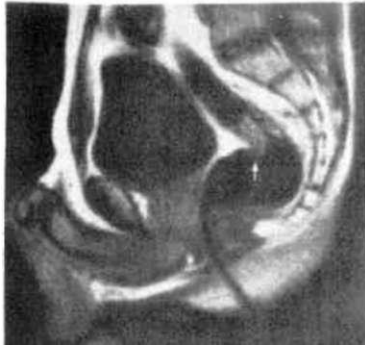
Şekil 55. Pankreatik adenokarsinoma. SE 300/14 MR görüntü pankreas başı kanseri ve retroperitoneal enfiltrasyon gösteriyor (oklar).



Şekil 56. İnfiltratif mide karsinoması. A-Üst gastrointestinal inceleme mide korpusunda difüz daralma yapan infiltratif lezyon görülüyor; B-BT kesiti midenin konstantrik kalınlaşmasını gösteriyor; (ok), karaciğerin-lateralinde sıvı (assit) dikkati çekiyor. C-SE 2000/30 MR, D-SE 2000/60 MR kesitleri, konstantrik olarak kalınlaşmış mide duvarı (ok). Sinyal şiddetinde 1-den 2-ye göreceli bir azalma görülüyor. Bunun nedeni, diffüz kanser nedeni ile oluşan fibröz dokunun kısa T2 MR niteliğidir.



Şekil 57. A,B,C,D. Duodenumda hematoma. A-Barium inceleme, duodenum inen kısmında kesin sınırlı bir kitleyi göstermektedir (ok); B-Oral ve intravenöz kontrast madde ile yapılan BT kesiti bir kitlenin duodenuma bası yaptığını (D) ve pankreas başını yukarıya ittiğini (P) gösteriyor. İnce yumuşak doku halkası (ok) daha düşük yoğunlukta bir merkezi çevreliyor. C-SE 310/20/12 Transvers MRI (T1 ağırlıklı). D-SE 2350/60/3 (T1 ağırlıklı) konstantrik halka görünümü (ok başları). SE 310/20 düzeni ile yüksek iddetteki halkanın ince ve gövdeden çok iyi ayırt edildiği fakat T2 ağırlıklı imgede gövdenin daha koyu gölge verdiği görülmektedir.



Şekil 58. Rektal kanser, lokal gelişme, Evre III A (ok). MR görüntüleme.



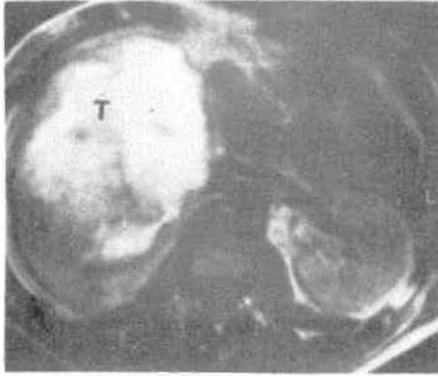
Şekil 59. A, B. İnfrarenal aorta anevrizması. A-Sagittal SE 700/30 (ilk eko) görüntüsü. Anevrizmanın rezidüel lumeni, yavaş akımın meydana getirdiği sinyal nedeni ile yetersiz bir biçimde ayırt edilebilmektedir. B-Sagittal SE 700/60 (ikinci eko) görüntüsü. Rezidüel lumen (ok başları) oldukça net bir biçimde daha yüksek sinyal şiddeti nedeni ile ayırt edilebilmektedir; bu teknikte trombusun sinyal şiddeti azalmıştır.



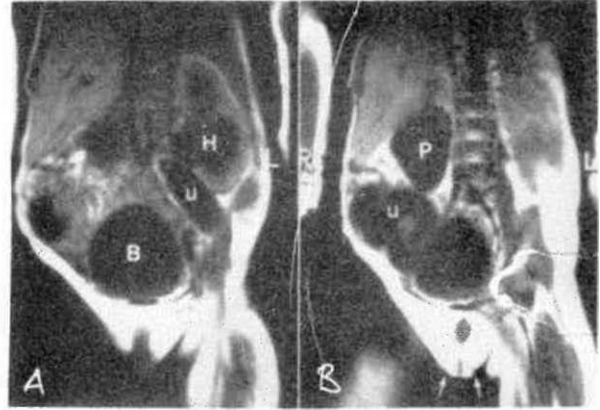
Şekil 60. Aort anevrizması bulunan bir hastada retroperitoneal fibrozis. Transvers SE 900/30 MR görüntü. Perianevrizmal fibrosis (ok başlan). Fibrosis'in sinyal şiddeti kas ve yoğun sinyal şiddeti arasında yer almaktadır. Ok alt vena kaybı göstermektedir.



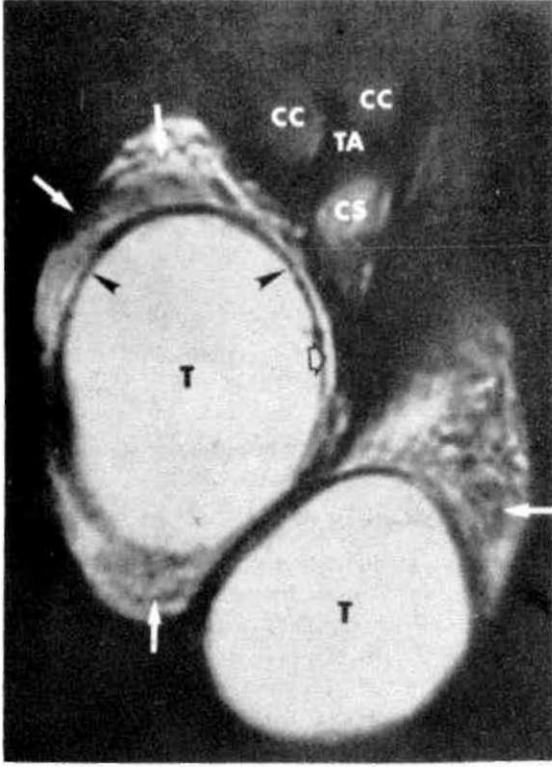
Şekil 61. T1 ağırlıklı SE 500/30 MR görüntü, yüzeye! "coil" ile normal suprarenal bezi (beyaz ok).



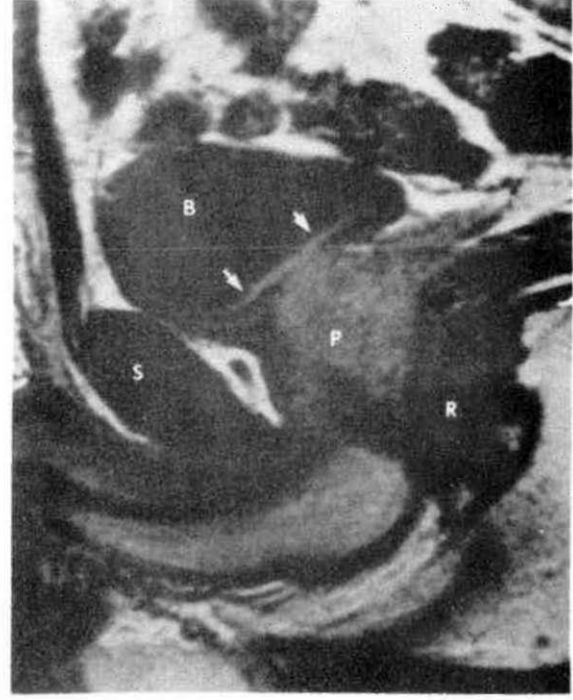
Şekil 62. Sağ böbrek üst kutbunda renal hücreli karsinoma. T, ağırlıklı (SE 2000/30) görüntü. Sağ böbrek üst kutbunda yüksek sinyal şiddeti gösteren kitle (T).



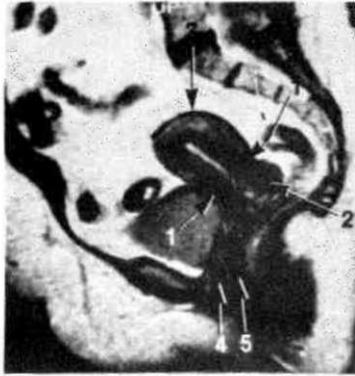
Şekil 63. A, B. Prune-Belly sendromu (karın kaslarında yerersizlik, üriner sistem anomalileri (nonobstrüktif ureter genişlemesi ve hidronefrozis) ve genital sistem anomalileri (bilateral kriptorşidizm). MR görüntüleri. A, solda belirgin sol hidronefrozis (H), ve hidroureter (E); mesane idrarla doludur (B). Karın yanlara doğru genişlemiştir (kas yetersizliği). B, sağda geniş ekstrarenal pelvis (P), çok belirgin sağ hidroureter (U); skrotum'un yağla dolu olduğu görülüyor (Beyaz oklar); bu kriptorşitik çocukta testis görüntüsü yoktur.



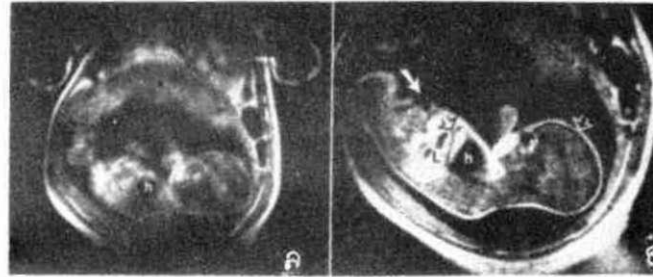
Şekil 64. Normal testis 1,5 T., koronal kesit SE 2000/25 görüntüleme; testis (T) etrafında tunica albuginea'nın net görüntüsü ve aynı zamanda epididim başı ve kuyruğu (beyaz oklu) saptanıyor.



Şekil 65. Prostatitis, sagittal kesit. SE 2000/20 prostatta genişleme (P) ve sistitis nedeni ile komşu mesane duvarında kalınlaşma (oklar). (B) mesane, (S) pubis remfizi, (R) rektum,



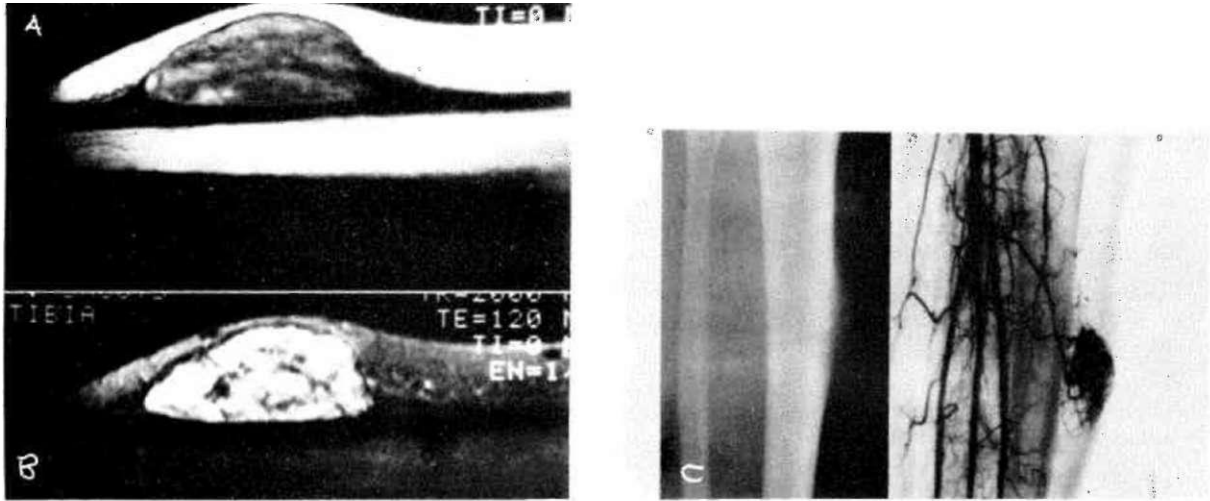
Şekil 66. Normal uterus, proliferatif faz. Sagittal SE 2100/70. MR görüntüsü. 1-Uterus istmusu, 2-Servikal dudaklar; 3-Düşük sinyal şiddetinde bir band üst uterus sınırını gösteriyor; 4-Uretra ve 5-Vagina duvarının sinyal şiddetleri kas komponentlerine bağlı olarak düşüktür.



Şekil 67. A,B. 34 haftalık gebelik. Polihidramnios ve normal fötüs. A-Diazepam'dan önce SE 500/28 MR görüntüleme. Kalp (h) görülebiliyor, fakat anatominin büyük kısmı net olarak tespit edilemiyor. B-Diazepam'dan sonra SE 500/28 MR görüntüsü. Göz (e), kalp (h), karaciğer (L), intrahepatik damarlar (boş siyah ok); umbilikal damarlar (beyaz ok); ve deri altı yağı (boş beyaz ok) açıkça görüntüleniyor.



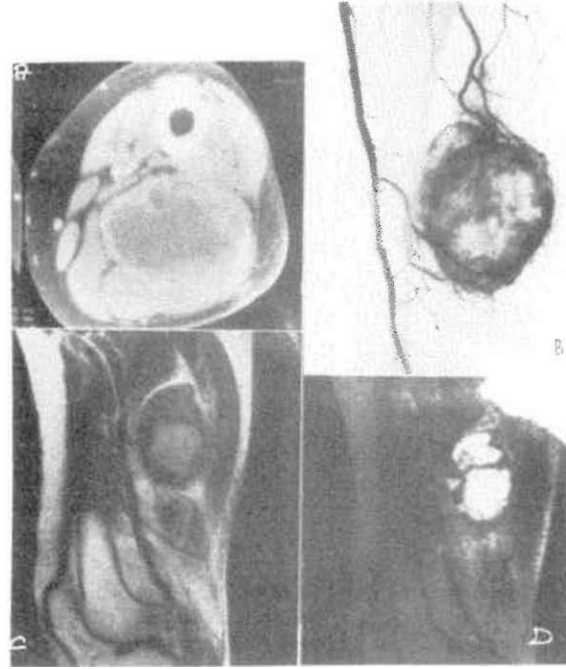
Şekil 68. Meniskus yırtılması. 2-D multislices, SE 5ÜÜ/3Ü düzeni ve ilk jenerasyon (1984) yüzey "coil" teknoloji ile 0.6 T. Düşük sinyal şiddetindeki meniscus içinde orta derecede sinyal şiddeti veren yırtık görülüyor (ok).



Şekil 69. A,B,C,D. (iki resim). Periosteal osteoblastoma. A-Periosteum'dan gelişen bir osteoblastoma, T1 ağırlıklı görüntülemeye orta derecede sinyal şiddeti verir. B-Aynı tümör T2 ağırlıklı görüntüde yüksek sinyal şiddeti verir. Bu lezyonda çok az osteoid matriks vardır. C-Radiografide kitle radiolüsenttir. D-Anjiyografide zengin vasküler yapı saptanır.



Şekil 70. Osteoblastik osteosarkoma. T₁ ağırlıklı (SE 500/30) görüntü, mafsal kartilajına kadar devam eden ve Codman koluğu meydana getiren düşük sinyal şiddetinde mikst bir lezyonu gösteriyor.



Şekil 71. A,B,C, D. Malin fibröz histiositoma. A-BT'de, biceps femoris'i tutan mikst **atenüasyon değerleri** gösteren bir kitleyi gösteriyor B-Anjiografide bu tümörün **çok** iyi opaklaştığı görülüyor. C-T₁ ağırlıklı görüntü lezyonun orta kısmında hemorajik nekrozu belirleyen yüksek sinyal şiddetinde bir alan gösteriyor. D-T₂ ağırlıklı **görüntü** yüksek şiddette sinyal veren mikst **bir** kitleyi gösteriyor.

KAYNAKLAR

1. Berk U, Gülsoy u, Salih M: Magnetik Rezonans Görüntüleme, Fizik Temelleri ve Genel Bilgiler. Tıp Fakültesi Mec. **39:289-304,1986.**
2. Bradshaw JR, Lewis IT: Magnetic Resonance imaging of the CNS. Bristol Medico-Chirurgical Journal, **103:13-21, 1988.**
3. Goddard P, Jackson P: The Physics of Magnetic Resonance Imaging: A Simplified approach. Bristol Medico-Chirurgical Journal **103: 9,1988.**
4. Hart IIR, JR, Botlomey PA, Edelstein JF, Schenk WA, Redington RW: Parameters Determining the appearance of NMR Images. Report of GE'S Corporate Research and Development Center.
5. Nazinitsky KJ, Geld BM: **Radiology** Then and Now. **AJR. 151:249-254, 1988.**
6. Pykett IL: Instrumentation for NMR imaging. Seminars in Nuclear Medicine. Vol.XIH. No.4 (October), **1983.**
7. Pykett IL, Newhouse JIII, Buonanno FS, Brady TJ, Goldman MR, Kistler .IP, Pohost GM: Principle of NMR imaging. **Radiology 143: 157-168, 1982.**
8. Rosen BR and Brady TJ: NMR Principles-Seminars in Nuclear Medicine. Vol. XIII, No.4 (October) **1983.**
9. Shellock FG, Crues JV: High-Field-Strength MR imaging and Metallic Biomedical implants: An Ex Vivo Evaluation of Deflection Forces. **AJR, 151: 389-392, 1988.**
10. Stark DD, Bradley WG JR: Magnetic Resonance Imaging. The C.V. Mosby Company. St. Louis. Washington, D.C. Toronto, **1988. PP.1-1407.**