

59795

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ  
RADYODİAGNOSTİK  
ANABİLİM DALI

**MANYETİK REZONANS  
KOLANJİOPANKREATOGRAFİ: TANISAL DEĞER  
VE DİREKT KOLANJİOGRAFİK YÖNTEMLERLE  
KARŞILAŞTIRMA**

UZMANLIK TEZİ

*Dr. MURAT VURAL*

ANKARA-1997

## İÇİNDEKİLER:

<b>I - GİRİŞ</b> .....	1
<b>II - GENEL BİLGİLER</b>	
A- Manyetik Rezonans Görüntülemenin Gelişimi.....	4
B- Manyetik Rezonans Görüntülemede Kullanılan Cihazlar.....	5
C- Manyetik Rezonans Görüntüleme Fiziği.....	7
D- Manyetik Rezonans Görüntülemede Artefakt.....	22
E- MRKP'de Kullanılan Sekanslar ve Görüntüleme Teknikleri.....	25
F- Manyetik Rezonans Görüntülemenin Kontrendikasyonları.....	33
G- Safra Yollarının Anatomisi ve MR Sinyal Özellikleri.....	35
<b>III - GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....	38
<b>IV - BULGULAR</b> .....	42
<b>V - OLGULARDAN ÖRNEKLER</b> .....	49
<b>VI - TARTIŞMA VE SONUÇ</b> .....	57
<b>VII- ÖZET</b> .....	68
<b>VIII- SUMMARY</b> .....	69
<b>IX - KAYNAKLAR</b> .....	70

Uzmanlık eğitimim boyunca benden yardım ve desteklerini esirgemeyen, başta sayın hocalarım Prof. Dr. Sedat Işık ve Prof. Dr. Erdoğan Köker olmak üzere, sayın Doç. Dr. Erhan Ilgıt, sayın Doç. Dr. Turgut Talı, sayın Doç. Dr. Hakan Özdemir, sayın Yard. Doç. Dr. Mehmet Araç ve tüm Anabilim dalımız uzmanlarına ve araştırma görevlisi arkadaşlarıma teşekkürlerimi sunuyorum.

Tez çalışmalarına yardımcı olan sayın Yard. Doç. Dr. Serhan Atilla ve MR teknisyeni sayın Reyhan Yılmaz'a da ayrıca teşekkür ederim.

Dr. Murat Vural

## **I- GİRİŞ:**

Koledokolithiasis ve malign safra yolu obstrüksiyonları sık karşılaşılan bilier sistem hastalıkları olup, son yıllarda laparoskopik kolesistektominin yaygın uygulanımı, koledokolithiasis teşhisini daha da önemli hale getirmiştir.

Günümüzde pankreas ve bilier sistem değerlendirmesinde pek çok görüntüleme tekniği kullanılmaktadır. Bilier sistem obstrüksiyonu şüphesi olan hastalarda, USG ve BT ilk planda uygulansa da, kesin karar verebilmek için çoğu zaman bilier sistemin direkt opasifikasyonu gerekmektedir. USG ve BT'nin koledokolithiasis teşhisinde bildirilen sensitivite bir kaç istisna dışında %50'nin altında olup, spesifite %90'nın üzerindedir [10,29]. Safra yollarının direkt görüntülenmesi için kullanılan yöntemler Endoskopik Retrograd Kolanjiopankreatografi (ERCP) ve daha az oranda Perkutanöz Transhepatik Kolanjiografidir (PTK).

İntravenöz kolanjiografi (İVK), en eski yöntemlerden biri olup kullanımı giderek azalmaktadır. İndirekt yöntemle bilier sistemin opasifikasyonunu sağlayan bu tetkikle %30-40 oranında diagnostik kaliteye ulaşamamaktadır. Prospektif bir çalışmada, İVK koledokolithiasis tespitinde vakaların ancak %1.5'inde başarılı bulunmuştur [8,28]. Kullanılan kontrast maddenin yan etkileri ile intra ve ekstrahepatik safra yollarının yetersiz görüntülenmesi yöntemin dezavantajlarıdır.

ERCP'nin en önemli avantajları yüksek görüntü rezolüsyonu ile bilier sistemin direkt görüntülenmesi ve tedavi edici girişimlere imkan sağlamasıdır. Genellikle güvenli bir yöntem olarak kabul edilse de, %7 morbitide,%1 mortalite oranları tespit edilmiştir[18]. En önemli

komplikasyonları obstrükte sistemde enfeksiyon, gastrik veya duodenal perforasyon ve kanamadır. Asemptomatik hiperamilazemi vakaların %70'inde, akut pankreatit %0.5'inde görülmektedir [6]. Diğer sınırlamaları arasında; operatör bağımlı olması (%3-9 vakada safra yolları kanüle edilememektedir) [2,18], ciddi ve tam tıkanıklık bulunan safra yollarının proksimalinin opasifiye edilememesi ve rutin sedasyona gereksinim göstermesi sayılabilir. Ayrıca parsiyel gastrektomilerde [26], juxtapapiller duodenal divertiküllerde [19], ampulla Vateri pozisyon anomalilerinde ve retroperitoneal neoplazmlarda operatöre bağlı başarısızlık oranları artmaktadır.

BT kolanjiografi, ince kesit helical BT ile İVK'yı birleştiren yeni bir yöntemdir. Bu teknikte, bilier sistemin yüksek rezolüsyonlu aksiyel kesitlerinden 3 boyutlu rekonstruksiyonları oluşturulmaktadır [16,42]. Kontrast madde reaksiyonu, yüksek bilirübin değerlerinde kullanılamaması ve pankreatik kanal hakkında bilgi elde edilememesi, BT kolanjiografinin dezavantajları olarak sayılabilir.

Endoskopik ultrasonografi ekstrahepatik safra yollarının değerlendirilmesinde yeni bir yöntemdir. Yapılan çalışmalarda koledokolithiasis teşhisinde oldukça sensitif olduğu saptanmıştır [1]. Ancak operatör bağımlılığı, derin sedasyon gereksinimi ve endoskopik manipulasyon komplikasyonları dikkate alınmalıdır. Ayrıca yöntemin düşük penetrasyon özelliği nedeniyle, yalnızca ekstrahepatik safra yolları ve pankreas değerlendirilebilmektedir.

Yakın zamana kadar manyetik rezonans görüntülemenin (MRG), bilier sistem patolojisi olan hastaların değerlendirilmesinde önemli bir rolü yoktu. 1986'da Dooms ve arkadaşları, benign veya malign bilier dilatasyonu olan 18 hastada kontrastsız T1 ve T2-ağırlıklı konvansiyonel spin eko sekansı kullanarak yaptıkları incelemelerde, yöntemin BT ve USG'ye bir üstünlüğü olmadığı sonucuna vardılar [11]. 1994 yılında yapılan bir çalışmada [20] malign bilier obstrüksiyonu olan hastalarda, konvansiyonel sekanslarla MR'da kontrast uygulamasının tümör sensitivitesini artırdığı ancak bunun BT'ye herhangi bir üstünlüğü

olmadığı saptandı. Fakat MR kolanjiografi tekniği, safra yolları ve pankreas kanalının kontrastlı kolanjiografik tetkiklerinde olduğu gibi direkt olarak görüntülenmesini sağlamasıyla konvansiyonel MR incelemelerinden ayrılmaktadır. Yöntemin direkt kolanjiografik tetkiklere en önemli üstünlüğü noninvaziv olması ve kontrast madde gerektirmemesidir. Her ne kadar ilk çalışmalar ümit kırıcı olsa da [43], pek çok teknolojik gelişme görüntü kalitesinde önemli ilerlemeler sağlamıştır. “Phased-array” sarguların SNR oranını (sinyal / gürültü oranı) artırması, akım kompanzasyonu ile akım ve diğer periodik hareketlerden kaynaklanan artefaktların azaltılması, yağ supresyonu kullanımı ve fast spin-eko tekniği ile 3 boyutlu incelemeler bunlar arasında sayılabilir.

Günümüzde yapılan çalışmaların ışığında, MR kolanjiopankreatografinin bilier sistem obstrüksiyonlarının tespitinde, sensitivite ve spesifite bazında direkt kolanjiografik yöntemlere belirgin bir üstünlüğü olmadığı, fakat noninvaziv oluşu ve kontrast madde gerektirmemesi gibi avantajlarıyla, teşhise yönelik klasik yöntemlerin yerini alabileceği görüğu hakimdir. Ancak MRKP'nin son teknolojik gelişmeler ile safra yolları obstrüksiyonlarının saptanmasındaki gerçek sensitivitesi çok merkezli çalışmalarla kanıtlanmamış olup, bizim serimizde MR kolanjiopankreatografinin bilier sistem obstrüksiyonlarının tespitindeki sensitivitesi araştırılmakta ve gelecekte diagnostik ERCP'nin yerini alıp alamayacağı tartışılmaktadır.

## **II- GENEL BİLGİLER:**

### **A-MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN GELİŞİMİ:**

Manyetik Rezonans, tıbbi görüntüleme alanında bu yüzyılda gerçekleştirilen en önemli ilerlemelerden birisidir. MRG yönteminin kontrast rezolüsyonunun yüksek olması, multiplanar görüntüleme imkanı,iyonizan radyasyon içermemesi, MR anjiyografi ve spektroskopisi gibi özelliklerinin yanında hızla geliştirilen yeni teknolojik imkanlarla tıptaki önemi her geçen gün artmaktadır.

Nükleer spinlerin varlığı ilk kez 1939 yılında Dr.Isador Rabi ve arkadaşları tarafından gözlemlendi.1952 yılında Purcell ve Bloch NMR özellikleriyle ilgili yaptıkları deneysel çalışmalarla Nobel ödülünü kazandılar [5,31]. Bu dönemden itibaren gittikçe geliştirilen MR cihazları kimya ve biyokimya alanında kullanılmaya başlandı.1973 ve 1974 yıllarında Paul Lauterbur tarafından suyun görüntülenmesi ve ilk kez canlı bir hayvandan MR görüntülerinin elde edilmesi önemli bir aşama sağladı.1984 yılında ilk defa kontrast madde kullanıldı.1986 yılında ise hızlı görüntüleme yöntemleri bulundu.

Günümüzde teknolojik gelişime ve cihazların yaygınlaşmasına bağlı olarak, MRG'nin klinik önemi artmakta ve her geçen gün yeni bir kullanım alanı ortaya çıkmaktadır. Gelecekte özellikle görüntü matrisinin artırılması ve inceleme süresinin kısaltılması yönündeki gelişmelerle, MR incelemesinin değerinin daha da artacağı tahmin edilmektedir.

## **B-MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE**

### **KULLANILAN CİHAZLAR:**

Manyetik Rezonans cihazının temel komponentleri:

- Ana manyetik alan
- Gradient manyetik alan jeneratörleri
- Radyo dalgası (RF) verici ve alıcısı
- Görüntü oluşumu ve depolanmasını sağlayan bilgisayardır.

Görüntü kalitesinde ana magnet tipi ve gücü önemli bir yer teşkil etse de, gradient ve RF sargıları ile diğer elektronik özellikler gibi pek çok faktör de gözardı edilmemelidir.

Ana manyetik alanı oluşturan magnetler değişik tiplerde olsalar bile, bazı ortak özelliklere sahiptirler. Bunlar yeterli güçte manyetik alan sağlayabilmesi, içine hasta sığabilecek büyüklükte olması, oluşturulan manyetik alanın uzaysal ve zamansal homojenite göstermesi şeklinde sayılabilir. Bu amaçla kullanılabilen 3 tip magnet vardır.

- Permanent
- Rezistif
- Süperiletken magnetler

Permanent magnetler manyetize edilmiş ferromanyetik materyelden yapılmıştır. Ana manyetik alan hastaya dik olduğundan özel sargı ve gradient sistemleri gereklidir. Fiyatı ve işletme maliyeti düşük olmasına rağmen, bugün için maksimum manyetik alan gücü 0.3 Tesla'yı geçmez.



Rezistif tip magnetlerde, elektrik tellerinden geçen akımla orantılı olarak oluşturulan manyetik alan kullanılır. Elektrik akımı ve soğutma sistemi gereksinimi sebebiyle enerji tüketimi yüksektir. Bu sistemlerde, 0.2 Tesla'yi geçemeyen ana manyetik alanın yönü hastaya paraleldir.

Süperiletken magnetler en yaygın olarak kullanılan magnet tipidir. Elektrik telleri sıvı helyum ve nitrojen ile mutlak sıfır derecesine kadar soğutulduklarında süperiletken özellik kazanırlar. Sisteme başlangıçta verilen akım sonsuza veya ısı değişene kadar gücünü kaybetmeden devam edebilir. Süperiletken magnetlerin işletme maliyetleri yüksek olsa bile bugün için 1 Tesla'nın üzerinde manyetik alan oluşturabilen tek magnet tipidir.

MR'da görüntü kalitesini etkileyen faktörlerden biri de manyetik alanın homojenitesidir. Manyetik alan inhomojenitelerini en aza indirmek için "shim sargıları" ile ilave manyetik alan oluşturulur.

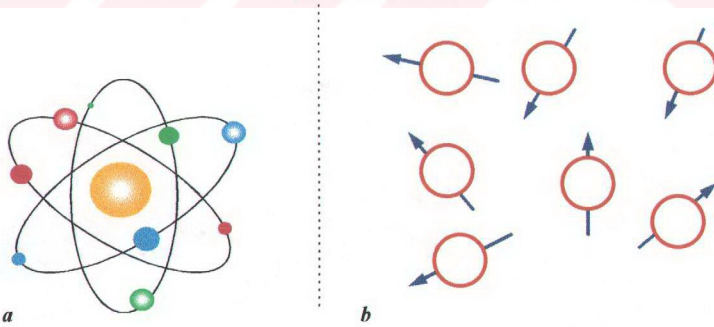
MR sinyalinin uzaysal lokalizasyonunu yapabilmek için ana manyetik alan üzerine gradient manyetik alanlarla lineer değişimler eklenmektedir. Böylece hastanın protonlarına bu iki manyetik alanın toplamı uygulanır. Ana magnet tipi önemli olsa da, görüntüleme performansının sınırlarını büyük ölçüde gradient sisteminin hızı belirlemektedir. Gradient manyetik alanın gücü mT/m (militesla/metre) ile ölçülür. X, Y ve Z eksenlerinde 3 gradient grubu mevcut olup oblik kesitler bu üç gradient grubunun uygun kombinasyonu ile elde edilir.

Radyo dalgası uygulaması ve hastadan gelen sinyalin algılanması "RF sargısı" denen sistemle yapılır. Çalışma prensibi radyo antenine benzemektedir. Magnetin içinde vücut sargısı adı verilen büyük bir RF sargısı mevcuttur. Bunun dışında farklı vücut bölgelerini incelemek için çeşitli RF sargıları kullanılabilir. RF sargısı incelenen vücut bölgesine ne kadar yakınsa sinyal-gürültü oranı o kadar yüksektir. *Yüzey sargısı* adı verilen bu sargılar ile yüksek rezolüsyonlu görüntüler elde edilebilir.

## **C- MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME FİZİĞİ:**

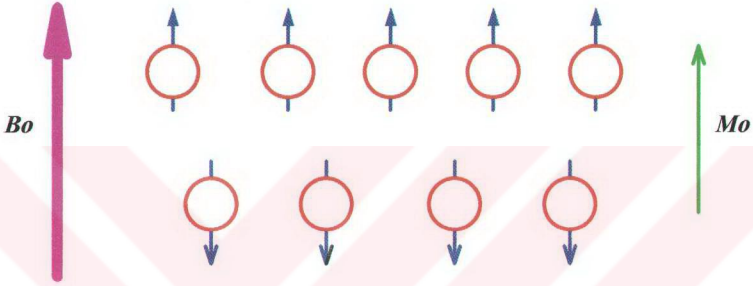
X-ışını fotonunun dış yörünge elektronlarıyla etkileşimi sonucu oluşan x-ışını görüntülemenin aksine, “Nükleer Manyetik Rezonans” sinyali atom çekirdeğinden yani nükleustan kaynaklanmaktadır. Atom çekirdeği proton ve nötron adı verilen nükleonlardan oluşur. Bu atomik partiküller hareketli olup protonlar ve nötronlar kendi etraflarında, elektronlar ise hem kendi etraflarında, hem de belli yörüngelerde dönmektedirler. Spin (protonların kendi etrafında dönme hareketi) adı verilen bu açısal momentum her atomda görülmez. Ancak proton ve nötron sayısı eşit olmayan, yani tek sayıda proton veya nötron içeren atomlar da mevcuttur. Nükleusdaki proton ve nötronlar çiftler halinde bulunacak olursa, o atom nükleer manyetik rezonans özelliği göstermez. Nükleusunda sadece bir proton bulunan, nötron içermeyen hidrojen izotopu(H1) insan vücudunda çok miktarlarda bulunduğundan(%80), MRG için en uygun atomdur. Hidrojenin tercih edilmesinin bir diğer nedenide en yüksek MR sensitivitesine sahip olmasıdır.

Protonların dönme hareketinden kaynaklanan manyetik vektör, rotasyon eksenine paralel olarak oluşur ve normalde protonların dönme hareketinden kaynaklanan bu vektörlerin yönleri belirli bir düzen göstermeyip dağınık halde bulunmaktadır (şekil II-1).



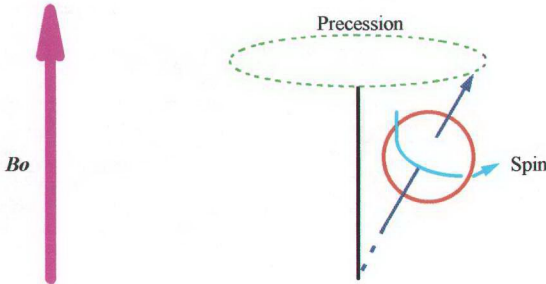
**Şekil II-1:** Tek bir proton ve çevresindeki yörüngelerde dönen elektronlar (a) ve spin hareketi yapan protonların oluşturduğu düzensiz manyetik vektörler izleniyor (b).

Güçlü manyetik alan içerisinde konan protonlar düşük veya yüksek enerji seviyelerine ulaşır. Magnet vektörüne paralel dizilim gösteren protonlar düşük enerji seviyesinde olup antiparalel dizilim gösteren protonlar ise yüksek enerji seviyesinde bulunmaktadır. Manyetik alanın gücüne bağlı olarak değişmek üzere, paralel dizilen protonların sayısı antiparalel dizilen protonların sayısından fazladır. Bu fark güçlü magnetlerde fazla olacağından, elde edilen net manyetik vektörün gücü de fazla olur.



**Şekil II-2:** Protonlar manyetik alana girdiklerinde düzensiz dizilimlerini kaybederler. Dokunun net manyetik vektörü ( $M_o$  veya Longitudinal manyetizasyon) uygulanan dış manyetik alana ( $B_o$ ) paraleldir.

Güçlü manyetik alanın protonlar üzerindeki ikinci etkisi salınım (precession) hareketi yaptırmasıdır. Proton kendi etrafında dönmesi yanında (spin), dış manyetik alan vektörü ( $B_o$ ) çevresinde belli bir yörüngede de salınım hareketi (precession) yapmaktadır (şekil II-3).



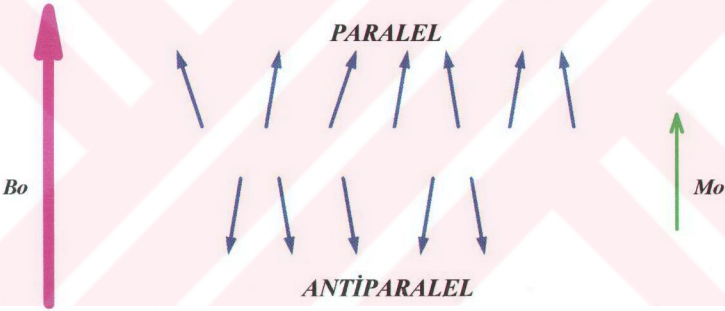
**Şekil II-3:** Manyetik alan içinde dönme ve salınım hareketi yapan proton.

Protonların  $B_0$  çevresindeki bu salınım hareketinin hızı Larmor denklemiyle belirlenmektedir:

$$W = B_0 \times \text{Gyromanyetik oran} (W = \text{Salınım frekansı}, B_0 = \text{Magnetin gücü})$$

Gyromanyetik oran vücudumuzda bulunan her atom için farklılık gösterir. Hidrojen atomu için Larmor frekansı 1.5 Tesla'da (15000 Gauss) 64 megahertz (MHz), 1.0 Tesla'da 42 MHz, 0.5 Tesla'da 21 MHz'dir.

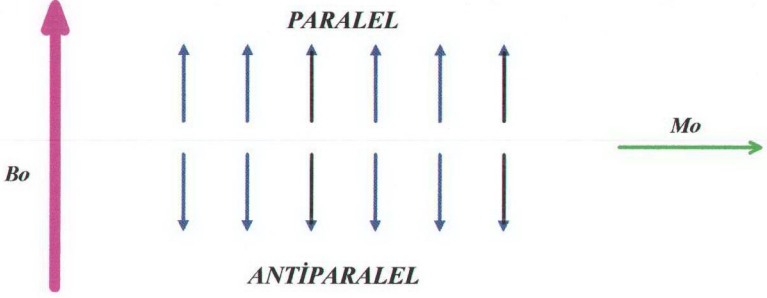
Dokuyu oluşturan protonların güçlü manyetik alan etkisi altında yaptıkları salınım hareketi belli bir düzen göstermez, birbirleriyle uyumlu değildir. Bu konuma *faz ayırışımı* (out faz) denmektedir. Eğer tüm protonlar  $90^\circ$  RF puls öncesi de aynı fazda salınım hareketi yapsaydı, oluşan net manyetik vektör ana güçlü manyetik alana ( $B_0$ ) paralel olmazdı.



**Şekil II-4:**  $M_0$ , dokunun net manyetik vektörü olup faz ayırışımının bir sonucudur.

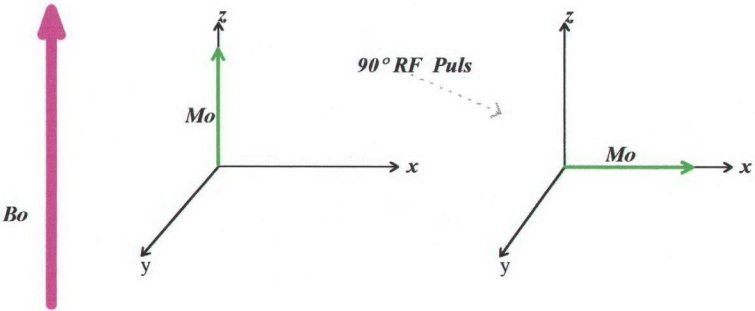
Net manyetik vektöre sahip dokuya protonların dönme hızıyla aynı frekansta radyo dalgası enerjisi uygulandığında (RF puls), salınım hareketi yapan protonlardan bazıları bu enerjiyi absorbe ederek antiparalel konuma geçer ve RF puls kesildikten bir süre sonra aldığı enerjiyi ortama tekrar geri verir. Bu olaya *rezonans* denmektedir. Aynı aşamada protonların hareketinde görülen ikinci değişiklik, faz birlikteliği (in faz) konumuna geçmeleridir. Yani tüm protonlar birleşerek aynı noktada salınım hareketi yapmaya başlarlar. Yeni oluşan bu manyetik vektöre *transvers manyetizasyon* adı verilmektedir (şekil II-5).

Alıcı RF sargıları manyetik vektörün sadece transvers komponentini saptayabildiğinden transvers manyetizasyon olayı çok önemlidir.



**Şekil II-5:** 90° RF puls uygulaması ile protonların bir kısmı antiparalel tarafa geçer ve protonların tamamı faz birlikteliği nedeniyle aynı faz konumunda salınım hareketi yaparlar. Bundan sonra net manyetik vektör ( $M_0$ ) transvers düzlemdir.

90° RF puls uygulamasından önce,  $M_0$  yani net manyetizasyon longitudinal eksende olup transvers yönde manyetizasyon bulunmaz. Bu durumda alıcı sargılara ulaşan sinyal yoktur. RF enerjisi uygulaması ile  $M_0$  vektörü transvers eksene dönmektedir. Genellikle  $M_0$  vektörünü 90° yatacak miktarda RF enerjisi uygulanır. Artık hareket halindeki manyetik güç, alıcı RF sargılarında görüntü oluşumunu sağlayacak elektrik akımı oluşturabilmektedir.



**Şekil II-6:** 90° RF puls ile  $M$  vektörü transvers düzleme geçer.

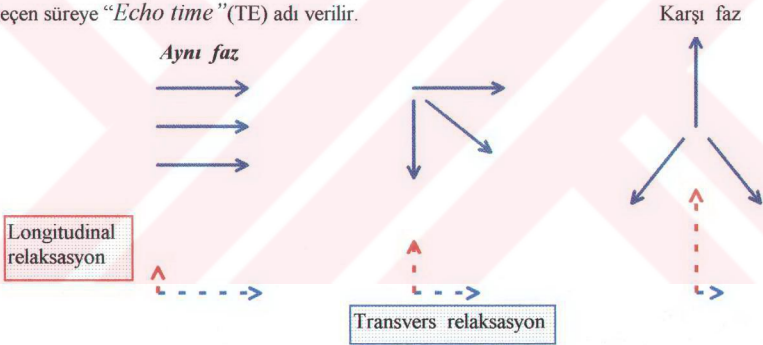
Relaksasyon, RF puls ile açılı değişen protonların eski konumlarına (faz ayrışımı) veya başka bir değişle dokunun net manyetik vektörünün Bo ile paralel olduğu konuma geri dönmeleridir. Bunun için transvers manyetizasyonun kaybolması, longitudinal manyetizasyonun tekrar oluşması gerekmektedir (şekil II-7).

Transvers relaksasyon, protonların farklı hızlarda salınım yapmaları nedeniyle faz birlikteliği durumunun kaybolmasıyla başlar. Bu olaya "*Free Induction Decay*"(serbest indüksiyon kayboluşu) adı verilmekte olup başlıca iki sebebi vardır. Birinci faktör, ana manyetik alanın, gradient sargı sistemlerinin uyguladığı ek manyetik alan nedeniyle vücutta homojen olarak dağılmamasıdır. İkinci faktör ise doku içindeki manyetik alanın lokal inhomojeniteler göstermesidir. Eğer bu faktörler olmazsa transvers manyetizasyon bozulmaz ve M vektörü hep transvers düzlemde kalır. Yukarıda bahsedilen iki faktör nedeniyle, başlangıçtaki transvers manyetizasyonun kaybolarak hızla sıfır değerine doğru yaklaşmasına *T2 relaksasyonu* (spin-spin relaksasyon) adı verilmektedir (şekil II-8). *T2 relaksasyonu*, her dokunun kendine ait bir özelliği olan ve *T2 relaksasyon zamanı* adı verilen zaman sabitinin değerine göre dokudan dokuya değişik hızlarda oluşmaktadır. Bu özellik MRG'de dokular arasında sinyal farkı oluşmasına ve böylece farklı dokular arasında ayırım yapılabilmesine imkan tanır. *T2 relaksasyon zamanı* adı verilen değer, aslında herhangi bir dokuya ait spesifik protonların başlangıçta var olan transvers manyetizasyonlarının %37'sine eşit bir değere düşmeleri için geçen süreyi ifade etmektedir (şekil II-9).

90° RF puls sonrası 180° RF puls uygulanırsa protonların salınım yönünün tam ters dönmesi ile yavaş salınım göstermekte olan protonlar, hızlı salınım gösteren protonların önüne geçeceğinden protonlar arasındaki faz birlikteliği tekrar oluşmaktadır. Faz birlikteliğinin tekrar sağlanması, alıcı sargılarda tekrar bir elektrik sinyali oluşması anlamına gelir. Bu yöntemle magnetin neden olduğu inhomojenitenin etkisi ortadan kalkacağından,

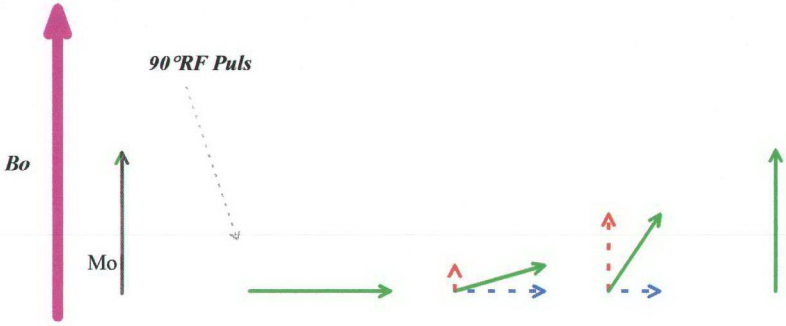
transvers manyetizasyonu oluşturan protonlar arasındaki faz birlikteliğinin bozulması sadece mikroskopik manyetik çevre inhomojenitesine bağlı olarak meydana gelecektir. Bu tip transvers relaksasyon " $T_2$ " ile tanımlanır (spin-eko relaksasyon). " $T_2^*$ " ise hem magnet inhomojenitesi, hemde mikroskopik manyetik çevre inhomojenitesine bağlı olarak oluşan transvers relaksasyonu ifade etmektedir.

$180^\circ$  RF puls sonrası protonlar arasında faz birlikteliği sağlanacağından tekrar bir sinyal elde edilir. Her seferinde elde edilen yeni sinyal, mikroskopik manyetik çevre inhomojenitelerine bağlı olarak bir önceki eko sinyal amplitütünden daha küçüktür. Bu azalma her dokuya göre mikroskopik manyetik çevrenin farklı olması nedeniyle değişiklik gösterir ve dokuların birbirinden ayrılmasını sağlar.  $90^\circ$  RF puls ile sinyal oluşumu arasında geçen süreye "*Echo time*" (TE) adı verilir.

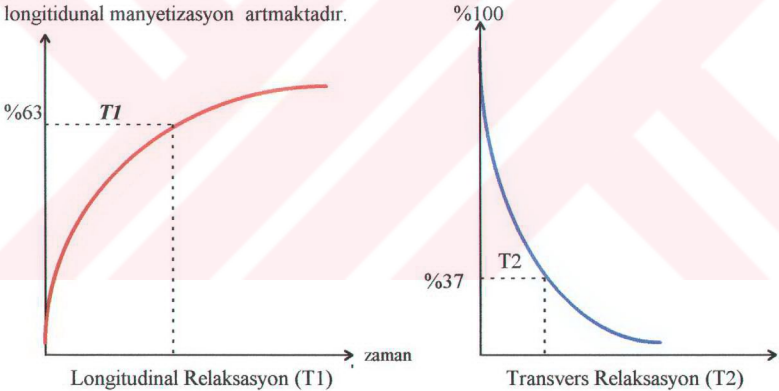


**Şekil II-7:** RF puls ile aynı faz durumuna gelen protonlar zamanla defaze olmakta ve oluşan transvers manyetizasyon giderek azalmaktadır ( $T_2$  Relaksasyonu).

Transvers manyetizasyon oluşturmak amacıyla uygulanan  $90^\circ$  RF puls ile longitudinal manyetizasyon tamamen ortadan kalkar. RF puls kesildikten sonra M vektörünün, tekrar ana manyetik alan vektörüne ( $B_0$ ) paralel hale gelme eğilimine  $T_1$  relaksasyon (Longitudinal relaksasyon=Spin-Lattice relaksasyon) adı verilir. Bu sırada protonlar yüksek enerji seviyesinden düşük enerji seviyesine geçerler, ortama enerji verirler.



**Şekil II-8:** 90° RF puls ile longitudinal manyetizasyon tamamen ortadan kaybolur ve bununla aynı amplitütte transvers manyetizasyon oluşur. Bu andan itibaren hem transvers, hemde longitudinal relaksasyon başlar. Transvers manyetizasyon giderek azalırken, longitudinal manyetizasyon artmaktadır.



**Şekil II-9:** T1 ve T2 Relaksasyon eğrileri. Her iki relaksasyon aynı zamanda başlarsa da, T2 relaksasyonu daha kısa sürede tamamlanır.

90° RF puls ile oluşan protonların faz birlikteliği kısa sürede bozulmakta, transvers manyetizasyon ortadan kalkmaktadır. Ancak longitudinal manyetizasyonu tekrar oluşturacak olan bazı protonların eski konumlarına dönmeleri daha uzun zamanda gerçekleşir. Yani T1 relaksasyonu, T2 relaksasyonundan daha uzundur (şekil II-9).



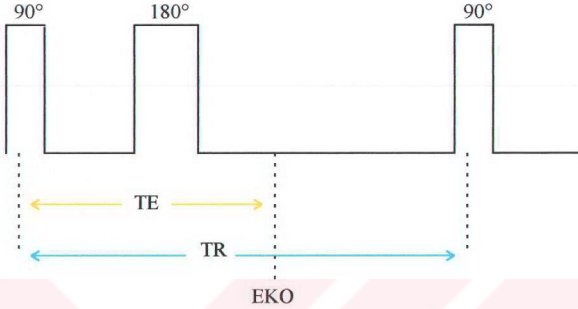
T1 relaksasyonu direkt bir sinyal kaydına yol açmaz. Ancak başlangıç M vektörünün ne kadarının Z ekseninde yeniden oluşacağını belirleyerek, bir sonraki sinyal için RF pulsunun, başlangıç manyetizasyonunun x-y eksenine döndüreceği miktarını belirler. Relaksasyon ne kadar tama yakınsa bir sonraki pulsun sinyali de o kadar fazla olacaktır. M vektörünün z eksenindeki bu yeniden oluşumu, T1 zaman sabitine göre meydana gelir.

“T1” relaksasyon zamanı longitudinal relaksasyon zamanının tümünü kapsamaz. 0 noktasından %63 longitudinal manyetizasyonun olduğu an arasındaki süreyi göstermektedir. “T2” relaksasyon zamanı ise transvers relaksasyonun %63 oranında azaldığı an ile maksimum sinyal arasındaki süreyi temsil eder (şekil II-9).

Bir dokunun su miktarı fazla ise mikroskopik manyetik çevre farklılıklarının etkisi azalır ve transvers manyetizasyon daha uzun sürede oluşur. Sudaki protonlar çok hızlı hareket ettiklerinden T2 uzun olmaktadır. Longitudinal manyetizasyon ise bazı protonların eski konumlarına geri dönmeleri, yani ortama enerji vermeleri ile sağlanabilir. Suyun fazla olduğu dokularda bu enerji değişimi, protonların hızlı hareket etmeleri nedeniyle kolay olmaz ve T1 uzun olur. Ancak dokuda su az, makromoleküller fazla ise protonlar hızlı hareket edemeyeceğinden, mikroskopik manyetik çevre farklılıkları belirginleşir. Fakat bu durumda enerji transferi daha kolay gerçekleşmektedir. Sonuçta makromoleküllerin fazla olduğu dokularda (yağ dokusu gibi) T1 relaksasyon zamanı kısadır. Özet olarak; dokuda su oranı fazlaysa hem T1, hem de T2 uzun, su oranı az ise hem T1, hem de T2 kısadır.

Manyetik rezonans ile dokuların karakterize edilmesinde, proton miktarı ile T1 ve T2 sürelerindeki farklılıktan faydalanılır. Dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı elde edilen görüntülere “*proton dansite*”, T1 sürelerinin farklı olmasına bağlı elde edilen görüntülere “*T1 ağırlıklı*”, T2 sürelerinin farklı olmasına bağlı oluşan görüntülere de “*T2 ağırlıklı*” görüntüler adı verilmektedir.

MR'ın konvansiyonel sekansı  $90^\circ$  ve  $180^\circ$  RF pulslarından oluşan “spin-eko” sekansıdır (şekil II-10).



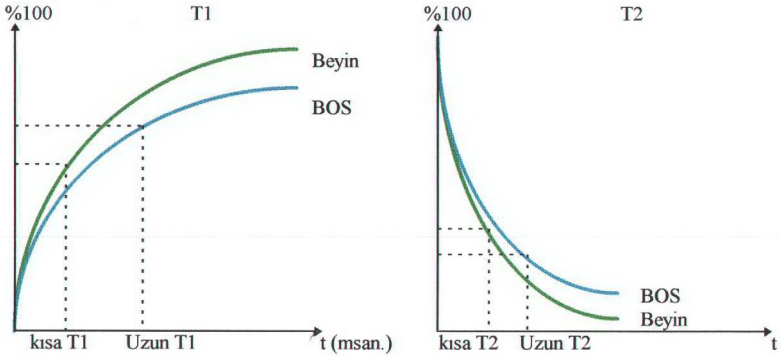
**Şekil II-10:** Spin-eko sekansının şematik gösterimi. TE(echo time)  $90^\circ$  RF puls ile eko sinyali arasındaki süredir. TR(time to repeat)  $90^\circ$  RF pulslar arasındaki süreyi gösterir.

Temel MR puls sekansı şu basamaklardan oluşmaktadır:

- 1)  $90^\circ$  RF puls ile M vektörünün x-y düzlemine döndürülmesi.
- 2)  $180^\circ$  RF puls ile protonların aynı faz konumuna getirilmesi.
- 3) T2 relaksasyonu oluşması için TE süresince bekleme.
- 4) Sinyalin ölçülmesi.

5) T1 relaksasyonunun oluşması için bir süre daha beklenmesi. Bu sürede T2 relaksasyonu ile transvers manyetizasyon kaybolur. M vektörünün belli bir kısmı z ekseninde yeniden oluşur.

6) İlk dört basamak görüntüyü oluşturacak tüm bilgi elde edilene kadar tekrarlanır.  $128 \times 256$  matris değeri için 128 kere,  $256 \times 256$  matris değeri için 256 kere tekrar edildikten sonra bir kesit görüntüsü ortaya çıkar. Faz kodlama basamak sayısı görüntü oluşumu süresini direkt olarak etkilemektedir. Frekans kodlamanın ise süre üzerine etkisi yoktur.



**Şekil II-11:** Beyin dokusu ve Beyin omurilik sıvısı (BOS) için T1 ve T2 relaksasyonlarının şematik gösterimi.

Beyin dokusunun T1 ve T2 değerleri BOS'a göre daha kısadır. Eğer TR değerini uzun seçersek, her iki dokuda da longitudinal manyetizasyonlar tamamlanır ve ikinci  $90^\circ$  RF puls ile tüm dokularda birbirine yakın transvers manyetizasyonlar elde edilir. Fakat TR değeri kısa seçilirse beyin dokusunda longitudinal manyetizasyon tamamlanmış, BOS'ta ise tamamlanmamış olacağından, ikinci  $90^\circ$  RF puls ile bu iki dokudan farklı şiddette transvers manyetizasyon değerleri oluşur. Bu nedenle TR uzun ise görüntü dokuların T1 sürelerinin farklı olmasından etkilenmez ve oluşan görüntü T1 ağırlıklı değildir. TR kısa ise dokuların T1 sürelerinin farklı olması nedeniyle görüntü T1 ağırlıklı olur (şekil II-11).

$90^\circ$  RF puls sonrası  $TE/2$  kadar zaman sonra  $180^\circ$  RF puls uygulandığında, dokular arasındaki farklı lokal manyetik alan inhomojenitelerine sekonder protonların salınım frekansı farklı olacağından, elde edilen sinyaller aynı olmaz. TE değeri uzun tutulursa dokular arasındaki farklılık yeterince oluşur ve görüntünün T2 ağırlığı artar. TE değeri kısa ise görüntünün T2 ağırlığı azalır. Dokunun T1 ve T2 farklılıklarından faydalanmazsak, yani TR değerini uzun, TE değerini kısa seçtiğimizde proton dansitesi görüntüdeki dokuların

kontrast farklarını etkileyen faktör olarak ön plana çıkar ve proton dansitesi adı verilen görüntüler elde edilir.

T1 ağırlıklı görüntü = *kısa TR, kısa TE*

T2 ağırlıklı görüntü = *uzun TR, uzun TE*

Proton dansite görüntü = *uzun TR, kısa TE*

Uzun TE ve kısa TR değerleri kullanılırsa T1 ve T2 ağırlıkları çok karışık, aynı zamanda sinyal-gürültü oranları çok düşük olan ve klinik olarak bir değeri olmayan karmaşık görüntüler elde edilir.

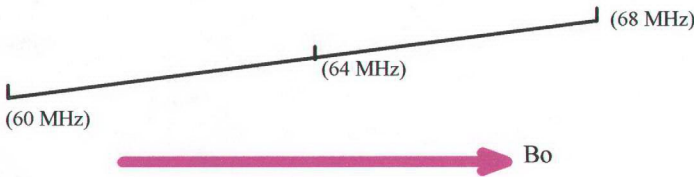
Daha hızlı fakat doku kontrast özellikleri daha karmaşık olan gradient-eko sekansının, spin-eko sekansından en önemli farkı, spin-ekoda  $90^\circ$  puls ile sinyal algılama zamanının tam ortasında uygulanan  $180^\circ$ lik pulsun, gradient ekoda bulunmamasıdır.  $180^\circ$ lik bu pulsun amacı manyetik alandan kaynaklanan sabit inhomojenitelerin ortadan kaldırılması ve T2 relaksasyonunun ne kadarının irreversibl değişken manyetik alan inhomojenitelerinden kaynaklandığının ortaya konmasıdır. Sadece değişken irreversibl manyetik alan inhomojenitelerinden kaynaklanan bu T2 relaksasyonuna *gerçek T2 zamanı* adı verilir. Gradient eko sekansında ise, sabit manyetik alan inhomojeniteleri de değişken inhomojenitelere ilaveten T2 relaksasyonunu etkiler ve bu sekanslardaki T2 zamanına "*T2\**" denir.

Bir MR görüntüsü pek çok noktadan oluşmaktadır. Voksel sinyalin alındığı doku volümü, piksel ise bu volümün ekrana iki boyutlu yansıması olup herbiri değişik parlaklığa (intensite) sahiptir. Bir görüntünün matrisi, görüntüdeki kolon ve sıra sayılarının çarpımı ile belirlenir(192x256 gibi).Görüntüyü oluşturan piksel sayısı arttıkça, görüntüdeki uzaysal rezolüsyon da artmaktadır.

MR incelemeleri sırasında elde edilen sinyallerin anlamlı görüntüler oluşturabilmesi için vücudun tam olarak hangi bölgesinden kaynaklandığının bilinmesi gerekir. Bu uzaysal lokalizasyonu yapabilmek için, sabit ana manyetik alan dışında birbirine dik üç manyetik alan gradientinden faydalanılmaktadır. Bu gradientler buldukları eksen boyunca manyetik alan gücünde lineer bir değişim oluştururlar. Böylece incelenen protonların salınım frekansı ve faz özellikleri üzerinde, görüntülenen bölge içindeki spesifik bir voksele lokalize edilmelerini sağlayabilen değişimler meydana getirilir.

Herhangi bir kesit düzlemine dik yerleştirilen bir manyetik alan gradienti, görüntüleme için belirli bir doku kesitinin seçilmesini sağlamaktadır. Örneğin transaksiyel kesit elde etmek amaçlandığında, kesit seçici gradient Z-ekseni boyunca yerleştirilir. Bu manyetik alan gradienti sayesinde Z-ekseni boyunca değişik noktalarda bulunan tüm protonlar, farklı salınım frekanslarına sahip olmaktadır. Ancak Z-eksenine dik yerleşimli aksiyel bir kesitteki tüm protonlar aynı frekansta salınırlar. Herhangi bir aksiyel düzlemdeki protonların salınım frekansları ile eşdeğer frekansa sahip RF pulsu gönderilirse, sadece bu düzlemdeki protonlar eksite olur ve sinyal elde edilir (şekil II-12).

## 1.5 TESLA ANA MAGNET

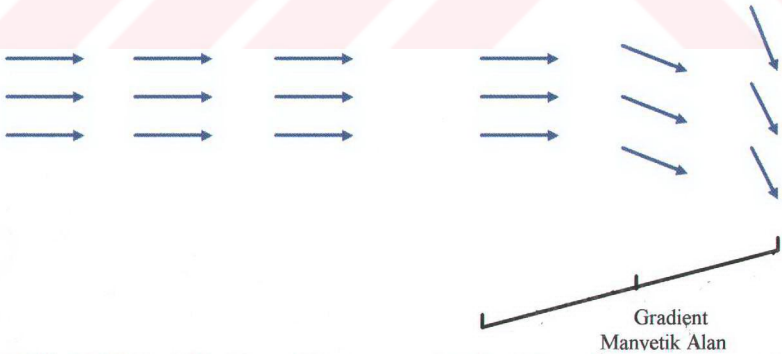


**Şekil II-12:** Ana manyetik alan ( $B_0$ ) üzerine uygulanan gradient manyetik alan ile protonlar aksiyel düzlemde farklı frekanslarda hareket ederler.

Kesit seçici gradientin x ve y eksenlerinde kullanılması ile sagittal ya da koronal kesitler elde etmek de mümkün olabilir. Kesit kalınlığı RF pulsun bant genişliğine ve kesit seçici gradientin şiddetine bağlıdır. RF bant genişliğini azaltarak veya gradient şiddetini artırarak kesit kalınlığı inceltilir.

İncelenecek düzlemde kesit seçildikten sonra, kesite dahil değişik konumdaki protonlardan gelen sinyallerin de birbirinden ayırtılması gereklidir. Bunu sağlamak için yaygın olarak kullanılan yöntem “iki boyutlu Fourier transformasyon” adı verilen bir tekniktir. Bu teknikle seçilmiş bir kesit üzerinde uzaysal lokalizasyon yapmak için biri y-ekseni (faz kodlama eksenini) ve diğeri de x-ekseni (frekans kodlama eksenini) boyunca uygulanan iki ilave manyetik alan gradientinden faydalanılır. Bu gradientler yardımıyla sinyalin, kesitin neresinden geldiğini anlayabiliriz.

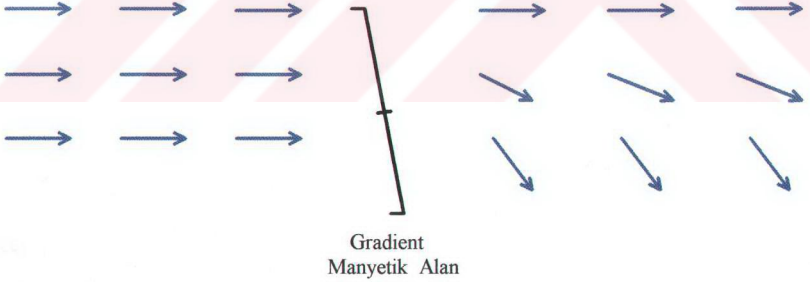
Sinyalin kesitin neresinden geldiğini anlamak için kesit belirleme gradientine dik frekans kodlama gradientine ihtiyaç vardır. Böylece ana manyetik alan üzerinde oluşturulan kademeli manyetik alan değişikliğine sekonder, protonların salınım frekansı değişir.



**Şekil II-13:** Sinyal kaydı yapıldığı sürece çalıştırılan frekans kodlama gradienti ile protonların salınım frekansları değiştirilmektedir.

İncelenen kesitin üçüncü boyutunu elde etmek için çalıştırılan faz kodlama gradientinin gücü, her sinyal kaydı ile kademeli olarak değiştirilir. Faz kodlama gradientinin uygulandığı sürede y-ekseni boyunca dizilim gösteren voksellerde, gradiente bağlı olarak değişik şiddette manyetik alan gücü oluşur. Sıranın bir ucundaki protonlar daha yüksek bir manyetik güce maruz kalarak, sıranın diğer ucuna göre daha hızlı salınım göstermeye başlarlar. Faz kodlama gradienti kapatıldığında tüm protonlar eski frekansta salınır ancak faz kodlama gradientinin açık olduğu dönemdeki frekans farkına bağlı olarak oluşan faz değişimleri nedeni ile, hepsinin faz açıları birbirinden farklı haldedir.

K alanı sinyallerin elde edilmiş sırasına göre yerleştirildiği bir alandır. Her üç gradientinde aynı anda fonksiyon görmesiyle elde edilen sinyaller, sırayla K alanına yerleştirilir ve bu alanı oluşturan her sıra ve kolon "Fourier transformasyon" işleminden geçirilir. Sonuçta dokudan elde edilen sinyaller ile görüntüyü oluşturan vokseller birbirinden ayırt edilmekte ve tüm pikseller değişik intensitelerde (parlaklık) izlenebilmektedir.



**Şekil II-14:** Faz kodlama gradienti sinyal elde edilmeden önce çalıştırılarak, sıralar arasında faz şifli oluşturulur. Gücü her sinyal kaydı ile kademeli olarak değiştirilen faz kodlama gradienti, görüntü elde etmek için matrisi sayısına göre 192 veya 256 defa tekrarlanır.

MR görüntülemesinde  $SNR$  (signal/gürültü oranı),  $Matriks$ ,  $FOV$  (görüntü alanı) ve  $NEX$  (eksitasyon sayısı) görüntü kalitesini etkileyen başlıca faktörlerdir.

$SNR$ (Sinyal-gürültü oranı) yüksek olursa görüntü kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü kalitesi zayıf olur. Gürültü (noise) ağırlıklı olarak inceleme düzlemine girmeyen dokulardan kaynaklanmaktadır. MR görüntüsünün kaliteli olabilmesi için gürültünün azaltılması gerekir.

$$SNR = \frac{FOV \times \text{Kesit Kalınlığı}}{Matriks} \times \sqrt{NEX}$$

$SNR$ , voksel volümü artırılarak (kesit kalınlığı ve  $FOV$  artırılır, matriks azaltılır) veya  $NEX$  sayısı artırılarak yükseltilir. Voksel volümü yükseltildiğinde, sinyal elde edilen proton sayısı fazlalaşacağından  $SNR$  değeri artar.  $SNR$ 'yi artıran bir diğer faktör de, alıcı sargıların incelenecek vücut bölgesine uygun dizayn edilmesidir. Bunlara *yüzey sargısı* adı verilir.

$FOV$  ekrandaki görüntünün elde edildiği bölgenin büyüklüğüdür.  $FOV$  azaltıldığında  $SNR$  düşer.

Matriks görüntüdeki piksel sayısını belirleyen bir parametre olup faz kodlama ve frekans kodlama değerleri ile belirlenir. Görüntüyü oluşturan karelerin küçük olması uzaysal rezolüsyonu artırırken,  $SNR$ 'yi düşürmektedir.

$NEX$ , görüntüyü oluşturmak için faz kodlama basamaklarının kaç kere tekrarlandığını gösterir.  $NEX$  artırıldığında inceleme süresi artarken, sinyal ile birlikte gürültü (noise) miktarında fazlalaşacağından,  $SNR$  ancak  $NEX$  değerinin karekökü oranında artmaktadır.



## **D- MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE ARTEFAKT:**

MR görüntüleme, oluşabilecek artefaktlar açısından çok zengin bir yöntem olup elde edilen görüntülerde bu konuya dikkat edilmezse yanlış sonuçlara varılabilmektedir. Bu nedenle artefaktların kaynağı ve nasıl giderilebileceği çok iyi bilinmeli, mümkünse kullanılan parametrelerle oluşabilecek artefaktlara karşı baştan tedbir alınmalıdır. MR'da artefaktlar hastadan kaynaklanan ve görüntüleme tekniğine bağlı olmak üzere iki gruba ayrılır (tablo I).

**Tablo I:** MRG'de oluşan artefaktlar.

<b><u>A)Hastadan kaynaklanan artefaktlar:</u></b>	Hareket Solunum Vasküler, Kardiyak Peristaltik Ferromanyetik materyeller
<b><u>B)Görüntüleme tekniğine bağlı artefaktlar:</u></b>	Kimyasal şift Trunkasyon (Gibbs fenomeni) Aliasing (Wraparound) Eddy currents (Girdap akımları) Crosstalk

MRG' de manyetik vektörü olan protonlardan görüntü oluşturulmaktadır. Nükleus çevresinde değişik yörüngelerde dönen elektronların da manyetik alan etkisi vardır ve bunlar protonların manyetik vektörüne etki ederler. Görüntü oluşturmak için kullanılan hidrojen atomu su ve yağ dokusunda bol miktarda bulunur. Suda oksijen atomları ile, yağda ise karbon atomları ile ilişkide bulunan hidrojen atomlarını çevreleyen elektronların yapıları farklılık gösterir. Buna bağlı olarak, su ve yağ dokusunda bulunan protonların salınım frekansları çok az da olsa farklıdır. Bu farka *kimyasal şifti* (chemical shift) adı verilir.

Görüntü oluşumunda artefakt olarak saptanan bu olay,sadece frekans kodlama yönünde ortaya çıkmaktadır. Düşük tesla değerli sistemlerde kimyasal şift artefaktı az iken, yüksek tesla değerli sistemlerde protonların salınım frekansları yüksek olacağından kimyasal şift artefaktı belirginleşir.

Trunkasyon artefaktı faz-kodlama aksisi boyunca doku sınırlarına paralel, yüksek veya düşük sinyalli bantlar şeklinde görülmekte olup “Fourier transformasyon” için yeterli sinyal kaydı yapılamamasına bağlıdır. Faz-kodlama basamak sayısı artırılarak veya faz-kodlama ile frekans-kodlama aksislerinin yerleri değiştirilerek bu artefaktın etkisi azaltılır.

Aliasing, incelenen bölge küçük olduğunda veya küçük FOV ile çalışıldığında, sıklıkla faz-kodlama aksisinde görülebilen bir artefaktır. Görüntüleme alanının dışında kalan dokulardan kaynaklanan frekanslar, görüntülenen alandaki bir frekansla çakıştığında, rekonstrüksiyon işlemi sırasında bu frekanslar süperpoze olurlar. Yüzey sargıların kullanılması artefaktı arttırırken, faz-kodlama basamak sayısının yükseltilmesi veya frekans-kodlama ve faz-kodlama aksislerinin yerlerinin değiştirilmesi “Aliasing”i azaltmaktadır.

Magnet homojenitesini korumak için kullanılan shim sargılardaki akımın, çok kesitli görüntüleme tekniğindeki gradient sargıların hızlı çalışması nedeniyle değişmesinden dolayı, girdap akımları oluşmaktadır. Ancak günümüz teknolojisindeki ilerlemelerle bu artefaktın etkisi elimine edilmiştir.

Hasta hareketi veya solunum, kardiak atım gibi fizyolojik hareketlerle dokudan gelen sinyal, frekans-kodlama ve faz-kodlama gradientleri boyunca yanlış voksellere kodlanır ve MR görüntüsü bozulur. Kalp atımı ve solunum gibi periyodik hareketlerden kaynaklanan artefaktları önlemek için, sinyal kaydının fizyolojik periyodik hareketlerin bir safhasında yapılması anlamına gelen “*Gating*”tekniki kullanılır. Ancak taşikardi,aritmı veya takipne durumlarında bu teknik inceleme süresini uzatmakta veya yetersiz kalmaktadır.Solunum

hareketlerinden kaynaklanan artefaktları azaltmak için, kısa TR, TE ile inceleme süresini kısaltmak, NEX'i artırmak veya inceleme sırasında batını çepeçevre bir bant ile sarmak gibi işlemler kullanılabilir. Ayrıca inceleme süresinin saniyeler sürdüğü gradient eko sekanslarında, hastaya nefes tutturularak solunum artefaktları ekarte edilebilmektedir.

Ferromanyetik materyeller, şekline ve miktarına bağlı olarak görüntüde sinyal yokluğu (signal void) veya artmış sinyal alanları olarak görülürler. Metalik sütürler, cerrahi klipsler veya ortopedik protezler gibi ferromanyetik materyellerin, o bölgede magnet homojenitesini bozmasından dolayı frekans ve faz-kodlama ile elde edilen sinyalin lokalizasyonu tam olarak yapılamamaktadır.

## E- MRKP'DE KULLANILAN SEKANSLAR VE

### GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİ:

MR'da inceleme kalitesini etkileyen en önemli kısıtlayıcı parametre zamandır. Bu nedenle hem aynı hastada alınabilecek sekansların çeşitliliği açısından, hem de bir MR cihazıyla alınabilecek toplam hasta sayısı açısından inceleme süresinin kısaltılması, MR uygulamalarının yaygınlaştırılmasına yönelik en önemli hedef olmuştur.

Konvansiyonel iki boyutlu MR görüntüsünde inceleme süresi  $TR \times NEX \times Faz$  kodlama basamak sayısı ile belirlenmektedir. Süre ancak bu faktörlerdeki değişikliklerle azaltılabilir.

K alanının yarısından fazlasının elde edilmesinden sonra geriye kalan kısmın simetrisinden faydalanarak retrospektif olarak doldurulması ile çalışan "half-Fourier" görüntüleme teknikleri dışında, NEX minimum 1 olabilir. İnceleme süresini kısaltmak amacıyla kullanılan bir diğer yöntem faz-kodlama basamak sayısını azaltmaktır. Bu uygulamanın uzaysal rezolüsyonu düşürücü etkisi, dikdörtgen matriks ve FOV kullanarak azaltılmaya çalışılabilir. Ancak matriks ve NEX değerleri ile inceleme süresi yeterince kısaltılmadığından, geriye TR değerinin değiştirilmesi kalmaktadır.

Spin-eko sekansında  $90^\circ$  RF puls sonrası longitudinal manyetizasyonun geriye dönmesi için uzun bir süre geçmesi gerekir. TR'nin düşürülmesi ile T1 ağırlığı artmakta ve alınabilecek kesit sayısı azalmaktadır. Bu problemi engellemek için 80'li yılların başında "Gradient Recalled Echo" (GRE) sekansları kullanılmaya başlandı. GRE sekansında  $90^\circ$  den küçük sapma açılı RF puls ve saçılan protonları odaklamak için  $180^\circ$  RF puls yerine, gradient sistem kullanılır. Ancak gradient odaklama ile lokal manyetik alan

inhomojenitelerinden ve statik manyetik alan varyasyonlarından kaynaklanan faz şifti düzeltilemediğinden, bu yöntemle elde edilen sinyal “ $T2^*$ ” adını alır.  $180^\circ$  RF puls kullanıldığında ise statik manyetik alan varyasyonlarından kaynaklanan faz şifti düzeltilir ve oluşan sinyale “ $T2$ ” denmektedir.

MRKP tekniği, statik sıvılar (safra) ve arka plandaki dokular (karaciğer, pankreas, peritoneal yağ) arasındaki kontrastı artıran geç eko  $T2$  ağırlıklı bir sekansa dayanır. Sonuçta safra hiperintens, arka plandaki dokular hipointens olarak izlenir. Ayrıca akan kandan (portal ven, hepatik arter gibi) sinyal alınmamaktadır. Bu amaca yönelik çok çeşitli sekanslar kullanılmış olup bunlar arasında gradient eko, fast spin eko ve HASTE gibi sekanslar sayılabilir.

Gradient eko’da kullanılan TR süresinde bir çok dokuda transvers relaksasyon tamamlanamaz. Bu durumda ortamda longitudinal manyetizasyonla birlikte transvers manyetizasyonda olacaktır. Oluşan duruma “*Steady State Free Precession*”(SSFP) adı verilir.

Ortamdaki transvers manyetizasyonun, protonları defaze edici bir gradient(spoiler gradient) kullanılarak ortadan kaldırılması ile çalışan sekansa “*spoiled gradient echo*” (SPGR) denmektedir. Elde edilecek görüntünün  $T1$  ağırlığı, sapma açısı  $90^\circ$ ’ye yaklaştıkça artar. Ancak bu durumda longitudinal manyetizasyonun azalması ile oluşan sinyalin amplitütünde azalmaktadır. SPGR sekansı ferromanyetik materyeller, kimyasal şift artefaktı ve manyetik alan inhomojenitelerine çok hassas olup  $T2$  ağırlıklı görüntüler için uygun değildir.

*GRASS* (Gradient Recalled Acquisition At Steady State) sekansında,  $T2^*$  ağırlıklı görüntüler elde etmek için dokudaki steady state konumundan yararlanılır. Bu sekansta spoiler gradient yerine protonların faz birlikteliğini artırıcı bir gradient mevcuttur. TR değeri

çok kısa tutulduğundan çok kesitli görüntüleme mümkün değildir. (İnceleme süresi=Kesit sayısı $\times$ TR $\times$ Faz kodlama basamak sayısı $\times$ NEX). GRASS tekniğinden türetilmiş sekanslar şunlardır: *FISP* (Fast imaging steady state precession), *PSI* (Partial saturation imaging), *FAST* (Fourier acquired steady state).

Fast spin eko (FSE) tekniği, MR kolanjiografi için kullanılabilecek ikinci sekans grubunu oluşturur. FSE sekansı ile inceleme süresinin kısaltılabilmesi sebebiyle, NEX artırılmakta ve böylece kısa sürede yüksek sinyal/gürültü oranına sahip görüntüler elde edilebilmektedir. Bu teknik RARE (Rapid acquisition relaxation enhanced) sekansındaki modifikasyonlarla elde edilmiş olup en eski sekanslardan birisidir. FSE'da 90° RF puls sonrası, belirli sayıda her seferinde faz-kodlama basamağı değiştirilen 180° RF puls uygulanmakta ve eko elde edilmektedir. Konvansiyonel spin-eko'dan farklı olarak 90° RF puls sonrası birden fazla 180° RF puls uygulanmaktadır. Bir TR süresince 180° RF puls ile kaç defa eko elde edildiği *ETL* (Echo train length) ile tanımlanır. Teorik olarak bir RF puls 256 adet 180° RF puls takip edebilse de, multipl ekolarda sinyalin progresif olarak azalması sonucu, pratikte 3-128 eko (ETL) elde edilebilmektedir.

FSE ile inceleme süresi yaklaşık 1/3 oranında azaltılırken, spin-eko ile aşağı yukarı aynı doku kontrast özelliklerinde görüntü elde edilir. Hareket artefaktlarından daha az etkilenmesi ve metalik objeleri incelerken manyetik hassasiyetin az oluşu FSE'nun avantajlarıdır. Konvansiyonel spin-eko ile karşılaştırıldığında en büyük fark, FSE'da T2 ağırlıklı görüntülerde yağın hiperintens oluşudur. Buna bağlı olarak karşılaşılan tanısal problemler yağ süpresyonu kullanılarak çözümlenebilir.

MRKP'de safra yolları ve çevre dokular arasındaki kontrastı artırmak amacıyla kullanılan yağ süpresyonu için STIR ve Chemsat olmak üzere iki yöntem bulunmaktadır.

*STIR*(Short tau inversion recovery) yağ sinyallerini baskılamak için kullanılan en basit yöntemdir. Bu sekansta  $90^\circ$  RF pulstan önce  $180^\circ$  RF puls uygulanmakta olup ikisinin arasındaki süreye TI(inversion time) adı verilir. Yağ dokusundan gelen sinyaller, T1 süresinin %69'u kadar bir süre sonra longitudinal manyetizasyon transvers düzlemde olacağından kaybolur. Bu anda  $90^\circ$  RF puls uygulanırsa yağ dokusuna ait longitudinal manyetizasyon bulunmayacağından transvers manyetizasyonda oluşmaz. Yani yağ dokusundan sinyal alınmaz. STIR yöntemi yağa spesifik olmayıp, yağa benzer TR zamanına sahip tüm dokular baskılanmaktadır.

*Chemsat* (Frequency selective presaturation) yağ süpresyonunda ise normal sekanstan önce, yağın longitudinal manyetizasyonunu bozan bir RF puls gönderilir. Yağ dokusunda bulunan protonlar ile suda bulunan protonlar farklı frekanslarda salınım yaptıklarından, spesifik bir RF puls ile yağ dokusu süprese edilebilir. Böylece yağ dokusundan gelecek sinyaller, longitudinal relaksasyon için yeterli süre bulamayacağından alıcı sargılardan uzaklaştırılmış olur. 1.5 Teslada yağdaki hidrojen protonları sudaki hidrojen protonlarına göre 220 Hz düşük frekansa sahiptir (kimyasal shift).

MRKP'de görüntüyü bozan hareket artefaktlarının solunum, kan akımı ve gastrointestinal peristaltizm olmak üzere üç kaynağı vardır.

Solunum hareketi hayalet görüntülere, doku yoğunluğunda azalmaya ve keskinlik kaybına neden olur. "Respiratuar gating" denen solunum fazının belli aşamasında sinyal kaydının yapılması, solunum artefaktlarını azaltmaktadır. Ancak bu yöntem inceleme süresinin uzamasına neden olur.

Kan akımı artefaktları genellikle inceleme planına dik damarlar aracılığıyla oluşmaktadır. Görüntü alanının çevresine saturasyon bantları konarak, görüntü alanına girebilecek longitudinal manyetizasyona sahip kan satüre edilir.

“Gradient moment nulling” (Flow compensation) hareketten kaynaklanan faz şiftini azaltmaya yönelik olup sabit ve hareket halindeki protonlar arasındaki faz şifti, dalgalı gradientler yardımıyla düzeltilmektedir.

MRKP’ de kullanılan bir diğer yöntem de üç boyutlu (3D) görüntülemedir. Bu yöntemle büyük bir doku volümünden elde edilen sinyaller, daha sonra uygulanan faz kodlama basamakları ile kesitlere bölünmektedir. Yöntemin en büyük avantajı orta manyetik güçteki bir MR sistemiyle 1mm. gibi ince kesitler elde edilmesidir. Ayrıca uzaysal rezolüsyon artmakta ve voksel boyutlarındaki azalma da manyetik hassasiyet artefaktlarını azaltmaktadır. Ayrıca 3D incelemelerde voksellerin üç boyutuda eşit olacağından (isotropik), elde edilen kesitlerle oluşturulacak rekonstrüksiyon görüntülerinde yapılacak rotasyon, görüntü kalitesinde bozulmaya neden olmaz. Yöntemin tek dezavantajı inceleme süresini arttırmasıdır. Bu nedenle üç boyutlu görüntüleme sıklıkla gradient eko gibi hızlı sekanslarla kullanılır.

MRKP için kullanılan T2 ağırlıklı gradient eko tekniği ilk kez Wallner tarafından tarif edilmiş olup SSFP tekniği ile nefes tutturularak safra yolları görüntülenmiştir [15]. Wallner’ın tarif ettiği bu yöntemin sınırlamaları; nondilate küçük safra yollarının, pankreas kanalının ve striktürün kendisinin görüntülenememesidir. Ayrıca SSFP sekansının ferromanyetik materyellere çok hassas oluşu ve hastanın 20-40 saniye nefes tutmasını gerektirmesi diğer sınırlamalardır. Literatürde gradient eko kullanılarak yapılan tüm MRKP çalışmaları, magnetin gücü ve solunum şekli tablo II’de özetlenmiştir.



**Tablo II:** MRKP'de kullanılan gradient-eko teknikleri (PSIF=Mirrored fast imaging with steady state precession,SSFP=Steady state free precession,FAST=Fourier acquired steady state, NT=Nefes tutturularak, SS=Serbest solunumda)

	Kullanılan Teknik	Magnet Gücü	Solunum Şekli
Wallner 1991 [43]	2D SSFP	1.5 Tesla	NT
Morimoto 1992 [25]	2D CE-FAST	1.5 Tesla	NT
Ishizaki 1993 [15]	CE -FAST	1.5 Tesla	NT
Hall-Craggs 1993 [14]	3D PSIF	1.5 Tesla	NT
Reinhold 1995 [32]	3D PSIF	1.5 Tesla	NT

MRKP'de Fast spin eko(FSE) sekansı, 1993 yılında Outwater ve Meakem tarafından serbest solunumda elde edilen bir sekans olarak tarif edilmiştir [22,27]. Gradient eko ile karşılaştırıldığında, FSE'da SNR ve CNR yüksek olup manyetik duyarlılık artefaktı sensitivitesi (cerrahi klip, barsak gazı gibi) ile kan akımı sensitivitesi daha düşüktür. Ayrıca bu sekansla kullanılabilen akım kompensasyonu, respiratuar gating ve yağ supresyonu gibi teknikler safra yollarının çevre doku ile kontrastını artırmaktadır. FSE sekansı kullanılarak hem nefes tutturulan, hemde serbest solunumla uygulanan teknikler bildirilmiştir. Literatürde FSE sekansı ile yapılan çalışmalar tablo III'de gösterilmektedir.

**Tablo III:** MRKP'de kullanılan fast spin eko teknikleri (SS=Serbest solunumda,NT=Nefes tutturularak)

		Teknik	Magnet Gücü	Solunum Şekli
Meakem Outwater	1993 [22,27]	2D FSE	1.5 Tesla	SS
Takehara	1994 [40]	2D FSE	1.5 Tesla	NT
Guibaud	1994 [12]	2D FSE	1.5 Tesla	SS,NT
Reinhold	1995 [32]	2D FSE	1.5 Tesla	SS
Macaulay	1995 [21]	2D TSE	1.5 Tesla	SS
Barish,Soto	1995 [3]	3D FSE	1.5 Tesla	SS
Pavone,Laghi	1996 [30]	3D FSE	0.5 Tesla	SS
Chan	1996 [7]	2D FSE	1.5 Tesla	SS

**Tablo IV:** MRKP'de kullanılan diğer teknikler (CPMG=Carr-Purcell-Meiboom-Gill like, HASTE=Half Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin Eko, RARE=Rapid Acquisition Relaxation Enhanced)

		Teknik	Magnet Gücü	Solunum Şekli
Laubenberger	1995 [17]	Single-Shot RARE	1 Tesla	NT
Shiono	1995 [37]	Fast Inversion Recovery	1.5 Tesla	NT
Zuo	1995 [45]	2D CPMG-like RARE	1.5 Tesla	NT
Wielopolski	1995 [44]	3D RARE	1.5 Tesla	NT
Sananes	1995 [36]	HASTE	1 Tesla	NT
Miyazaki	1996 [24]	HASTE	1.5 Tesla	NT

Görüntü rekonstrüksiyonu, 2D ve 3D tekniklerle tüm kesitler elde edildikten sonra konsol başında yapılmaktadır. Değişik rekonstrüksiyon teknikleri mevcuttur: Bunlar arasında “Maximum Intensity Projection”(MIP), “Partial Volume Reformatting”(Targeted MIP), “Volume Rendering Technique” sayılabilir.

MIP’de kesitler üst üste konarak tüm piksellerdeki en yüksek intensite değeri hafızaya kaydedilir. Böylece safra yollarının hiperintens, arka plandaki dokuların hipointens görüldüğü bir görüntü oluşturulur. İstedığımız yöne çevrilebilen bu görüntü ile safra yollarının daha detaylı analizi mümkün olmaktadır. MIP rekonstrüksiyonu sıklıkla 10-15° aralıklarla koronal planda uygulanmaktadır. Bu MRKP’de direkt kolanjiografik yöntemlere en çok benzeyen görüntüyü oluşturmaktadır.

MIP tekniği ile oluşturulan görüntüde, üst üste gelen iki safra yolundan hangisinin önde, hangisinin arkada olduğunu tespit etme imkanı yoktur. “Volume rendering technique” ile önde olan safra yolunun intensitesi düşük, arkadaki safra yolunun intensitesi yüksek tutularak, arkadaki safra yolunun öndekinin içinden görülebilmesi sağlanmaktadır. Böylece safra yollarının süperpozisyonuyla oluşan bilgi kaybı azaltılmaya çalışılır.

## **F- MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN**

### **KONTRENDİKASYONLARI:**

İyonize edici radyasyon kullanılmayan Manyetik Rezonans görüntülemenin bugüne kadar belirgin biyolojik zararı saptanmamıştır. MRG belirli güvenlik kurallarına dikkat edildiği sürece emniyetli bir diagnostik tetkiktir.

MR sisteminde biyolojik zarar oluşturabilecek üç kaynak; sabit güçlü manyetik alan, gradient sargılar ve RF enerji birikimidir. 2 Teslaya kadar olan manyetik alanlarda nöronların biyoelektrik özelliklerinde, kardiyovasküler sistemde veya diğer biyolojik sistemlerde belirgin bir olumsuz etki gösterilememiştir. Uygulanan RF pulslar ile çok az da olsa vücutta enerji birikimi yani ısı artışı olmaktadır.

Bazı ferromanyetik metalik implantlar, kardiyak pacemaker, anevrizma klipsleri, metalik yabancı cisimler ve stentlerde manyetik alan etkisi ile yer değiştirme, aşırı ısınma, elektrik akımı oluşturma ya da artefakt oluşumu gibi nedenlerden dolayı MR incelemesi kesin kontrendikasyon gösterir. Metalik implant ve cihazlarda MR incelemelerine bağlı ısı değişimi önemli bir tehlike yaratmamakla birlikte, bu cihazların yer değiştirmesi ya da çalışma düzeninin bozulması hayati tehlikeye yol açmaktadır. Metalik implantlar veya elektrik, mekanik veya manyetik olarak aktive edilen implantlar üzerinde bugüne kadar yapılan araştırmalar sonucunda, bunlardan hangilerinin marka ve model bazında ve hangi güçte MR sistemiyle kullanılabilceği konusunda detaylı listeler oluşturulmuştur [38].

MR incelemelerinde gradient sargıların açılıp kapanması sırasında 65-95 dB civarında bir ses oluşmaktadır. Yüksek tesla değerli sistemlerde bunun şiddeti artarken, düşük tesla değerli sistemlerde nispeten daha az olmaktadır. Günümüz teknolojiyle, bu sesi

azaltmak mümkün olmayacağından, inceleme sırasında kulak tıkacı veya dahili müzik yayını kullanılabilir.

MRG'nin fetusa hiçbir zararı olmadığı kabul edilmekle birlikte hamilelik döneminde MR incelemelerinin ne derece güvenli olduğu konusundaki araştırmalar oldukça sınırlı sayıdadır. Bu nedenle hamilelikte MR kullanımının güvenliği tam olarak ortaya konana dek, özellikle ilk üç ayda MR tetkikinin kullanımına risk-fayda oranı çok dikkatle değerlendirildikten sonra karar verilmelidir.



## **G- SAFRA YOLLARININ ANATOMİSİ VE MR SİNYAL**

### **ÖZELLİKLERİ:**

#### **Ana Safra Kanalı:**

Ekstrahepatik safra yolu (ana safra kanalı), koledok ve ana hepatik kanaldan oluşmakta olup bu iki bölüm sistik kanalın birleştiği kesimle birbirinden ayrılmaktadır. Anatomik ve yapısal olarak herhangi bir fark bulunmayan bu bölümler, MR kolanjiografi ile tek bir yapı şeklinde değerlendirilir. Ana safra kanalı 5-15cm. boyunda olup seyri sırasında sola konveksite gösterir. Normal çapı 3-10mm.dir. Ancak obstruktif sarılık semptomları mevcutsa 8mm.lik çap dilate olarak kabul edilebilir.

Supraduodenal kesimde portal ven ve hepatik arterle temas halinde olan ana safra kanalı, distalde pankreas başı ile ilişkidir. Daha distalde intraduodenal uzanım gösteren safra kanalı, pankreas kanalı ile birleşerek ampulla Vateri'ye açılır. MRKP ile inceleme öncesinde duodenumun suyla doldurulması, bu bölümün değerlendirilmesinde kolaylık sağlamaktadır.

Ana safra kanalı anomalileri nadirdir.Duplikasyon,mideye veya duodenum üçüncü kısmına ektopik drenaj görülebilir.

#### **Hepatik kanallar:**

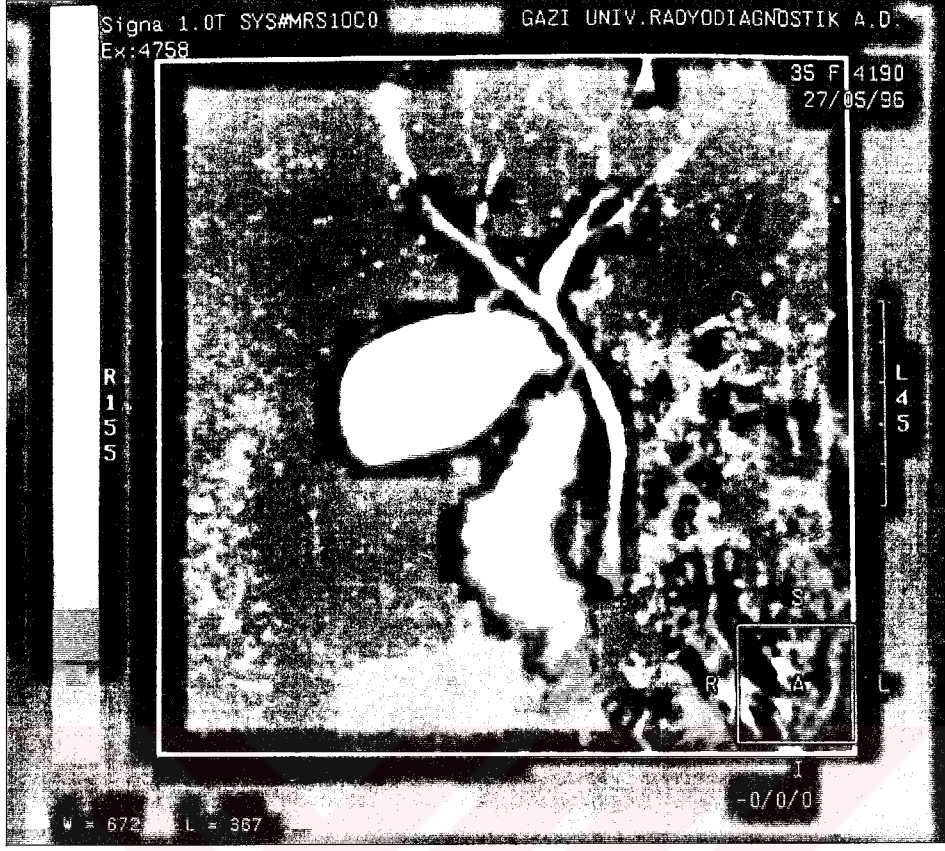
Hepatik kanallar MR kolanjiografi ile rahatlıkla görülebilmektedir.Sol hepatik kanal sıklıkla daha uzun olup sağ hepatik kanaldan önde yer almaktadır. Bu kesimin değerlendirilmesinde MIP-rekonstrükte görüntülerle elde edilecek oblik projeksiyonlar oldukça faydalıdır. İntrahepatik segmental kanallar, MR kolanjiografi ile ancak safra yollarının dilatasyonunda görülebilir. Normalde bu kanallar çok küçüktür.

Karaciğer hilusunda, portal ven posteriorda, safra kanalı anterolateralde ve hepatik arter anteromedialde yer almaktadır. Bu anatomik yapıların birbirleriyle ilişkisini değerlendirmede aksiyel görüntüler oldukça faydalıdır.

### **Safra kesesi ve sistik kanal:**

Genellikle 8-10cm. uzunluğunda ve 4-5cm. genişliğinde olan safra kesesi çok farklı konfigürasyonlarda izlenebilmektedir. Safra kesesi anatomisinin daha iyi değerlendirilebilmesi için, MR kolanjiografi hasta açken yapılır. MR kolanjiografi ile safra kesesi duvarının internal yapısı değerlendirilemez. Ayrıca sistik kanalın tüm seyri boyunca görüntülenmesi her zaman sağlanamaz.

Safra kesesi anomalileri oldukça çeşitli olup agenezi ve komple duplikasyon nadir görülse de, intrahepatik, transvers, solda yerleşik veya peritoneal kavitede safra kesesi gibi pozisyon anomalileri oldukça sık görülür. Cerrahi girişim açısından sistik kanal anomalileri önem taşımaktadır. Sistik kanal drenajı normalden kranialde veya kaudalde yer alabilir. Kaudal (distal) drenajda sistik kanal ana safra kanalına paralel olup, koledoğun intraduodenal kesiminin hemen öncesine drene olmaktadır. Kranial drenaj kolesistektomilerde problem yaratabilir.



**Resim 1 :** Normal MRKP MIP rekonstrüksiyon görüntüsü.



**Resim 2 :** a) Ekstrahepatik safra yollarının şematik gösterimi.  
b) Ampulla Vateri bölgesinin magnifiye görüntüsü.



### **III- GEREÇ VE YÖNTEM:**

#### **Hasta Populasyonu:**

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı MR ünitesinde 1995-1996 yıllarında, MR Kolanjiopankreatografi (MRKP) ile 36 hasta prospektif olarak değerlendirildi. Bilier sistem patolojisi ön tanısıyla direkt kolanjiografik tetkik istenen hastalar, bu işlemde hemen önce MRKP ile incelendi. Bu iki tetkik arasındaki sürenin 24 saati geçmemesine özen gösterildi. Klinik veya laboratuvar olarak bilier obstrüksiyon şüphesi bulunan ancak USG veya Bilgisayarlı Tomografi ile safra yolları patolojisi aydınlatılmayan ve diagnostik ya da tedavi amacıyla direkt kolanjiografik tetkik istenen hastalardan, kesin tanısına ulaşılabilenler çalışma grubuna dahil edildi.

İncelenen hasta grubu, yaşları 27 ile 85 arasında değişen (ortalama yaş=62) toplam 36 hastadan oluştu. Safra kesesi kanseri ve koledok kisti olan iki hastada aynı zamanda koledok taşı ve benign ampuller stenozu olan bir hastada, pankreas kanalında taş saptandı. Benign veya malign tümöre sekonder bulguları bulunan 5 hastanın hepsi patolojik tanılara sahipti. Diğer olgularda da operasyon bulguları veya safra yollarındaki taşların endoskopik sfinkterotomi ile tespiti ve sayımı yapılarak kesin tanılara ulaşıldı. Duodenal divertikülü olan bir hastada, hastanın yaşı ve kliniği nedeniyle operasyon endikasyonu bulunmadığından Baryumlu duodenum incelemesi kesin tanı olarak kabul edildi.

Çalışma grubuna alınan hastalar, MRKP incelemesi sonrasında Endoskopik Retrograd Kolanjiopankreatografi (ERCP) veya Perkütanöz Transhepatik Kolanjiografi (PTK) ile incelendi. (29 hastada ERCP, 2 hastada PTK, 5 hastada ERCP+PTK)

Bilier drenaj gerekliliği ve geçirilmiş gastrointestinal sistem ameliyatı nedeniyle ERCP yapılamayan 2 hastaya PTK uygulandı. ERCP ile safra yollarının kanüle edilememesi veya anatomik varyasyon, duodenal divertikül gibi nedenlerle görüntü elde edilemeyen 5 hastaya aynı zamanda PTK yapıldı. ERCP incelemesi yapılan 29 hastanın 3'ünde obstrüksiyon proksimaline yeterli opak geçirilememesi nedeniyle PTK gibi ek incelemelere gereksinim duyuldu.

***Tablo V:*** 36 hastada saptanan 39 değişik patolojinin dağılımı.

Normal	<b>4</b>
Koledokolithiasis	<b>25</b>
Koledokta yoğun safra çamuru	<b>1</b>
Wirsung kanalında taş	<b>1</b>
Pankreatik karsinoma	<b>1</b>
Safra kesesi karsinomu	<b>1</b>
Klatzkin tümörü	<b>1</b>
Ampulla Vateri tümörü	<b>1</b>
Tübülovillöz koledok adenomu	<b>1</b>
Koledok kisti	<b>1</b>
Duodenal divertikül	<b>1</b>
Benign ampuller stenoz	<b>1</b>

### ***İnceleme tekniği:***

Hastalara, artefaktları azaltmak amacıyla inceleme günü sabah kahvaltısı yaptırılmayarak ortalama 12 saat aç kalmaları sağlandı. MRKP ve direkt kolanjiografik tetkikler mümkün olduğunca birbirine yakın zamanlarda yapılmaya çalışıldı. Ancak teknik nedenlerle 5 hastada tetkikler arasındaki süre 24 saati buldu.

ERCP incelemeleri sırasında hastaların yaşı,kilosu ve anksiyete derecesi göz önüne alınarak rutin sedasyon uygulandı. MRKP incelemelerinde ise hastalara sedasyon veya antiperistaltik amaçla herhangi bir ilaç uygulaması yapılmadı.

Bizim çalışmamızda tüm MRKP incelemeleri 1 Teslalık, süperiletken magnet kullanılarak yapıldı (Signa, GEMS, Milwaukee, WI). Hem eksitasyon için, hem de sinyal alımında vücut sargısı kullanıldı.

MRKP sekansından önce hastalara, pankreas başını ve karaciğer hilusunu daha iyi değerlendirebilmek amacıyla T1 ağırlıklı aksiyel spin eko sekansı uygulandı (TR/TE=350-550/11, NEX=2-4, Matriks=128x256, İnceleme süresi=ort. 5 dak.). MRKP incelemesi için aksiyel ve koronal planda iki boyutlu, yağ suprese, geç eko T2 ağırlıklı sekans kullanıldı (TR/TE=8000-11000/ 230-266, NEX=8, FOV=30x30, Matriks=192x256, ETL=24-32). 3mm.lik kesit kalınlığı kullanılarak ve kesitler arası boşluk verilmeden, toplam 26 baz görüntü ile majör papilladan safra kanalı bifurkasyonu düzlemine uzanan, yaklaşık 7.5cm.lik bir derinliği kapsayacak şekilde incelemeler lokalize edildi. Akım kompensasyonu ve frekans seçici yağ süpresyonu rutin olarak kullanıldı. Görüntü alanının çevresine aşağı, yukarı, ön, arka, sağ ve sol taraflara saturasyon bantları yerleştirilerek, barsak hareketleri ve akımdan kaynaklanan artefaktlar azaltıldı.Tüm incelemeler serbest solunumda yapıldı ve inceleme sırasında solunum artefaktlarını azaltmak amacıyla karın çevresi bir bant aracılığıyla sıkıca sarıldı. Tüm bu parametrelerle MRKP sekansı ortalama 12 dakika sürmekteydi.

### **Görüntülerin Değerlendirilmesi:**

Aksiyel ve koronal düzlemlerde elde edilen baz görüntüler, tanısal amaçla tek tek incelendikten sonra, koronal baz görüntülerden standart "Maksimum Intensity Projection"

(MIP) algoritmi kullanılarak rekonstrüksiyon görüntüleri oluşturuldu. MIP rekonstrüksiyon görüntüleri direkt kolanjiografik yöntemlerle elde edilen görüntülere benzer olup, kraniokaudal aks çevresinde 15° aralıklarla çevrilerek anatomik bütünlük gözlemlendi.

Hem baz imajlar, hem de MIP rekonstrüksiyon görüntüleri, biri gövde MRG konusunda uzman, diğeri girişimsel radyoloji ve direkt bilier sistem görüntülemeleri konusunda uzman iki tecrübeli radyolog tarafından değerlendirildi. Değerlendirme sırasında olgulara ait klinik bilgi verilmedi ve monitör başı çalışmalar ve ölçümler yasaklandı. Böylece günlük pratikte fazla yeri olmayan konsol başı çalışmalarının, görüntüler üzerindeki etkisi ortadan kaldırıldı. Film üzerinden değerlendirme tercih edildi. Radyologların ayrı ayrı görüntü kalitesi, safra yolu şekil ve boyut özellikleri, pankreas kanalı boyutları, bilier obstrüksiyonun düzeyi ve safra yolu lümenindeki lezyonların sinyal intensitelerini değerlendirmeleri istendi.

Radyologlar arasında görüş ayrılığı olan vakalarda, biraraya gelerek ortak değerlendirme yapmaları sağlandı. Çalışma grubuna, her iki radyoloğun birlikte yaptığı bu son değerlendirme esas olarak alındı.

#### **IV- BULGULAR:**

Hastaların hareket etmeleri, nefes artefaktları, barsak hareketleri veya damar pulsasyonları gibi istemsiz hareketlerden kaynaklanan yetersiz görüntü kalitesi abdominal MR incelemelerinin en önemli sorunudur. Bizim çalışmamızda MRKP uygulanabilen hastaların bazılarında görüntü kalitesi beklenen seviyede olmamasına rağmen, bu patolojinin yorumlanmasında engel teşkil etmemiştir.

MRKP 36 hastanın 34'ünde başarıyla uygulandı ve ekstrahepatik safra yolu ampuller bölgeden bifurkasyon düzeyine kadar değerlendirildi. MRKP ile incelenemeyen iki hastada ERCP ile taş saptandı ve bunlar endoskopik sfinkterotomi ile alındı.

36 hastada 39 değişik patolojinin yer aldığı bizim çalışmamızda, 25 koledokolithiasis (%64), 4 benign bilier obstrüksiyon (%10), 5 değişik tipte ve düzeyde tümöral obstrüksiyon (%13), 1 pankreatik kanalda taş (%2) tespit edilmiş olup 4 vaka (%10) normal olarak değerlendirilmiştir.

Değişik nedenlere bağlı bilier obstrüksiyonu olan toplam 32 hastanın, 9'u opere edildi, 1 hastaya bilier stent takıldı, 17 hastada endoskopik sfinkterotomi ile taşlar alındı, 5 hasta halen takip altındadır.

Safra yolu obstrüksiyonlarında ekstrahepatik safra yolları, intrahepatik safra yollarından daha önce dilate olacağından, ekstrahepatik safra yollarının boyutu, erken teşhis açısından önem taşımaktadır. Bu değerlendirmede hastanın yaşı da önemli olduğundan, 50 yaşa kadar 6mm. boyutunda ekstrahepatik safra yolu normal sınırlarda kabul edilebilir.

Ayrıca kolesistektomili kişilerde, safra yollarında görülen hafif dilatasyon da normal olarak değerlendirilebilir. İntrahepatik safra yollarının incelenmesi de önemli olup, segmental intrahepatik dalların 2mm.'in üzerine çıkması obstrüktif bir patolojiyi gösterir. Bizim çalışmamızda normal olarak değerlendirilen 4 hastanın, daha önce yapılan Ultrasonografi incelemesinde ekstrahepatik safra yolları normal maksimal sınırlarda bulunmuş ve muhtemel bir patoloji açısından MRKP incelemesine alınmıştı. Bu hastalarda yaş ve klinik göz önüne alınarak,MRKP ile ekstrahepatik safra yollarının ulaştığı maksimum çap olan 7mm. normal olarak değerlendirildi ve yapılan ERCP incelemelerinde de patolojiye rastlanmadı.

Safra yolları boyutlarında segmental, progresif bir azalma benign bir patolojiyi düşündürür. Bizim çalışmamızda 4 hasta bu gruba dahil edildi.

Koledok distalinde benign ampuller stenozu olan ve pankreas kanalında milimetrik boyutta taş tespit edilen 1 hasta, uzun seneler alkol kullanmış olup rekürren pankreatit atakları tarif etmekteydi.Yapılan ERCP incelemesinde de koledok distalindeki daralmanın benign karakteri tespit edilmekte olmasına rağmen, pankreas başı lokalizasyonundaki şüpheli kitle lezyonu nedeniyle ameliyat edilen bu hastada, patoloji raporu kronik pankreatitle uyumlu değişiklikler olarak geldi. Hastanın MRKP incelemesinde, koronal baz imajlar ve MIP reformat görüntülerde koledok distalindeki benign karakterli daralma net olarak görülmekte, pankreas kanalındaki taş ise yalnızca aksiyal baz imajlarda tespit edilebilmekteydi. Benign safra yolu obstrüksiyonunun izlendiği bir diğer hastada, duodenal divertikül ekstrahepatik safra yoluna dıştan minimal bası yapmakta ve daralmaya neden olmaktaydı. Bilirubin ve Alkalen Fosfataz değerlerinin normalin üzerine çıkmadığı bu hastanın, yaşı nedeniyle operasyon düşünülmedi ve takibe alındı. Bir diğer hastada yüksek bilirubin değerleri nedeniyle yapılan USG'e, ekstrahepatik safra yollarında genişleme ve lümen içerisinde hilus düzlemine uzanan ekojeniteler izlenmekteydi. Hastanın MRKP

incelemesinde, safra yollarındaki boyut artışı ve lümenindeki hipointens görünüm, ampuller stenoza sekonder gelişen yoğun safra çamurunu düşündürse de, malign bir süreçten net olarak ayrılmadı. Bunun üzerine endoskopik sfinkterotomi sonrası yapılan kontrol ERCP ve MRKP incelemelerinde, safra yolları normal boyutlarda ve dansitede saptandı ve lezyon ampuller stenoza bağlandı. Benign bilier stenoz grubuna dahil edilen son hasta, koledokta safra kesesi operasyonuna ve ERCP sırasında oluşan hasara bağlı gelişen komplikasyonlara sekonder oluşan kistik oluşum ve fibrotik yapılanmalarla, safra akımındaki obstrüksiyon nedeniyle takip edilmekteydi. Hastanın bilirubin, Alkalen Fosfataz değerleri yüksek olup geçirilmiş koledok hasarı sebebiyle ERCP yapılamadı. Aynı zamanda koledokolithiasis tespit edilen bu hastanın, PTK ve MRKP incelemeleri uyumlu olup yapılan operasyonla taşlar çıkarıldı ve kistojejunostomi yapılarak safra akışı temin edildi.

Bizim çalışmamızda benign bilier stenozu olan 4 hastanın, MRKP ile obstrüksiyon düzeyi %100 sensitivite ile gösterilmiş olup koledokta ampuller stenoza sekonder gelişen yoğun safra çamuru olan hastada, MRKP'nin (ve ERCP'nin) kesin tanıyı gösterememesi nedeniyle, spesifite %75 olarak bulunmuştur. Duodenal divertiküllü hastada koledoğun ERCP sırasında kanüle edilememesi sebebiyle, benign bilier obstrüksiyonda ERCP'nin sensitivitesi %50, spesifitesi % 50'dir. Ayrıca ERCP ile pankreatik kanal taşı gösterilememiştir.

Safra yolu obstrüksiyon düzeyinde izlenen irregülerite veya ani sonlanma neoplastik bir lezyonu düşündürür. Çalışmamızda 4 malign, 1 benign kökenli olmak üzere 5 hastada tümöre bağlı safra yolu obstrüksiyonu mevcut olup MRKP ile hem sensitivite, hem de spesifite değerleri %100'dür. Bu grupta ampulla Vateri tümörü ve pankreas başı Ca. olan 2 hastada, ERCP incelemesi koledoğun kanüle edilememesi sebebiyle başarısız oldu ve PTK uygulandı. Ayrıca tübülovillöz koledok adenomu olan hastada ERCP sırasında koledok

kanüle edilebilmesine rağmen, lezyon proksimaline opak madde geçirilememesi sebebiyle diagnostik görüntüler elde edilemedi. Safra kesesi Ca. bulunan hastaya hem ERCP, hem de MRKP ile tanı konarak, aynı zamanda bulunan koledok taşları endoskopik sfinkterotomiyle alındı. Klatzkin tümörlü hastaya eksternal bilier drenaj amacıyla sadece PTK yapıldı ve bundan 1 hafta sonra bilier stent kondu.

Tümöral bilier obstrüksiyon bulunan toplam 5 hastada, MRKP ile lezyonların tamamı %100 sensitivite ve spesifite ile gösterildi. Aynı grupta ERCP ile 3 hastaya koledokun kanüle edilememesi ve diagnostik kalitede olmayan görüntüler nedeniyle tanı konamadı.

Çalışmamızda bilier obstrüksiyon nedeni olarak 25 hastayla koledokolithiasis en büyük grubu oluşturmaktadır. İki hastada klostrofobi ve kooperasyon eksikliği nedeniyle yoğun hareket artefaktları oluşmasından, MRKP incelemesi tamamlanamadı. MRKP ile incelenebilen 25 hastanın 23'ünde %92 sensitivite ve %100 spesifite ile koledokolithiasis tanısı kondu (tablo VI). Tamamlanamayan incelemeler çıkarıldığında sensitivite değeri %100'e çıkmaktadır. 25 hastada tespit edilen toplam 55 taşın ancak 49'u MRKP ile tespit edildi(%89). Bunun nedeni birbirine yakın taşların MRKP'nin düşük uzaysal rezolüsyonu nedeniyle ayırt edilememesine bağlandı.

Çalışma grubumuzda ERCP yapılamayan, başarısız olan veya diagnostik kalitede görüntü elde edilemeyen toplam 9 hastanın 6'sında koledok taşı mevcut olup bunlar ERCP ile değerlendirilemedi. Koledok taşı bulunan 25 hastanın ancak 19'unda ERCP ile tanı konabildi. (Sensitivite=%76, Spesifite=%100).



Çalışmaya katılan hastaların tamamı düşünüldüğünde, MRKP ile 36 hastanın 34'ünden diagnostik kalitede görüntüler alınabildi(%94.4). Bilier obstrüksiyonun varlığı ve düzeyi patoloji saptanan 32 hastanın 30'unda (%93.8), %100 spesifite ile gösterildi.

36 hastanın 29'una ERCP ,2'sine PTK incelemesi yapıldı.5 hastanın hem ERCP,hem de PTK incelemesi vardı. ERCP incelemesi yapılan toplam 34 hastanın 5'inde; kooperasyon eksikliği (1 hasta), geçirilmiş gastrointestinal sistem operasyonu (2 hasta) ve safra yollarının kanüle edilememesi (2 hasta) gibi nedenlerle ERCP ile görüntü alınamadı (%14.7). ERCP sırasında koledogun kanüle edilebildiği 29 hastanın 3'ünde ise obstrüksiyon düzeyinin proksimaline yeterli opak madde geçirilememesi sebebiyle diagnostik kalitede görüntüler elde edilemedi (%8.8). Geçirilmiş koledok hasarı ve ameliyat öyküsü bulunan ve ERCP yapılamayan 1 hasta da göz önüne alındığında, ERCP ile tanı konamayan hasta sayısı 9'a ulaştı (%26.4). Aynı çalışma grubunda MRKP ile yalnızca 2 hasta, incelemenin tamamlanamaması sebebiyle değerlendirilememiş ve koledokolithiasis tespit edilen bu hastalar endoskopik sfinkterotomi ile tedavi edilmiştir.

Sonuç olarak 36 hastadan oluşan serimizde, tüm hastalar değerlendirildiğinde bilier obstrüksiyon varlığı ve nedeni açısından MRKP'nin sensitivitesi %94.4, spesifitesi %97.2, ERCP'nin sensitivitesi %73.6, spesifitesi %96.2 olarak tespit edildi (tablo VII).

**Tablo VI:** Koledokolithiasis saptanan hastalarda istatistiksel değerler.

	<i>Sensitivite</i>	<i>Spesifite</i>
ERCP	% 76	% 100
MRKP	% 92	% 100

**Tablo VII:** Tüm çalışma grubunda saptanan istatistiksel değerler.

	<i>Sensitivite</i>	<i>Spesifite</i>
ERCP	% 73.6	% 96.2
MRKP	% 94.4	% 97.2

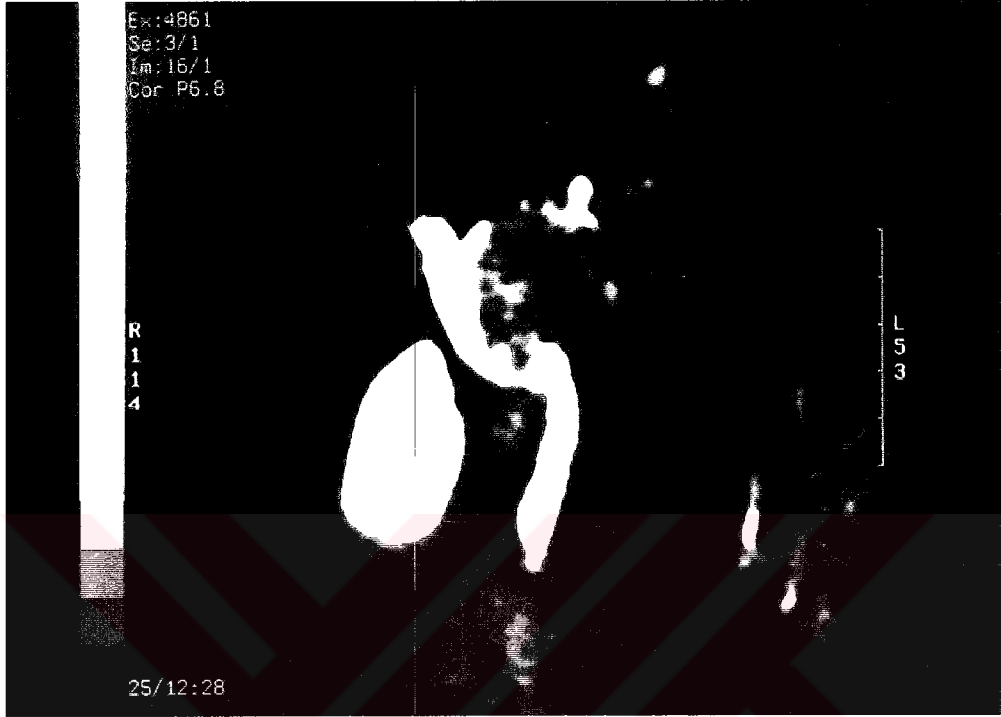
**Tablo VIII:** Tüm çalışma grubunda, ERCP ile değerlendirilemeyen 6, MRKP ile değerlendirilemeyen 2 hasta çıkarıldıktan sonra, patolojiyi gösterme açısından saptanan istatistiksel değerler.

	<i>Sensitivite</i>	<i>Spesifite</i>	<i>Pozitif Prediktif Değer</i>	<i>Negatif Prediktif Değer</i>	<i>Doğruluk Oranı</i>
ERCP	% 87	% 80	% 95.2	% 57.1	% 70.6
MRKP	% 100	% 80	% 96.6	% 100	% 97

**Tablo IX:** Tüm çalışma grubunda, ERCP ile değerlendirilemeyen 6, MRKP ile değerlendirilemeyen 2 hasta çıkarıldıktan sonra, bilier sistemde yalnızca obstrüksiyon düzeyini ve derecesini gösterme açısından saptanan istatistiksel değerler.

	<i>Sensitivite</i>	<i>Spesifite</i>	<i>Pozitif Prediktif Değer</i>	<i>Negatif Prediktif Değer</i>	<i>Doğruluk Oranı</i>
ERCP	% 87.5	% 100	% 100	% 57.1	% 89
MRKP	% 100	% 100	% 100	% 100	% 100

**Olgu 1:** 60 yaşında bayan hastanın koronal planda baz imaj görüntüsünde, koledok proksimalinde sol hepatic safra kanalına uzanan kitle lezyonu ve bu kesimde dilatasyon izleniyor (a). ERCP görüntüsünde opak maddenin koledokta sistik kanal düzleminin proksimaline geçirilemediği dikkati çekiyor (b).

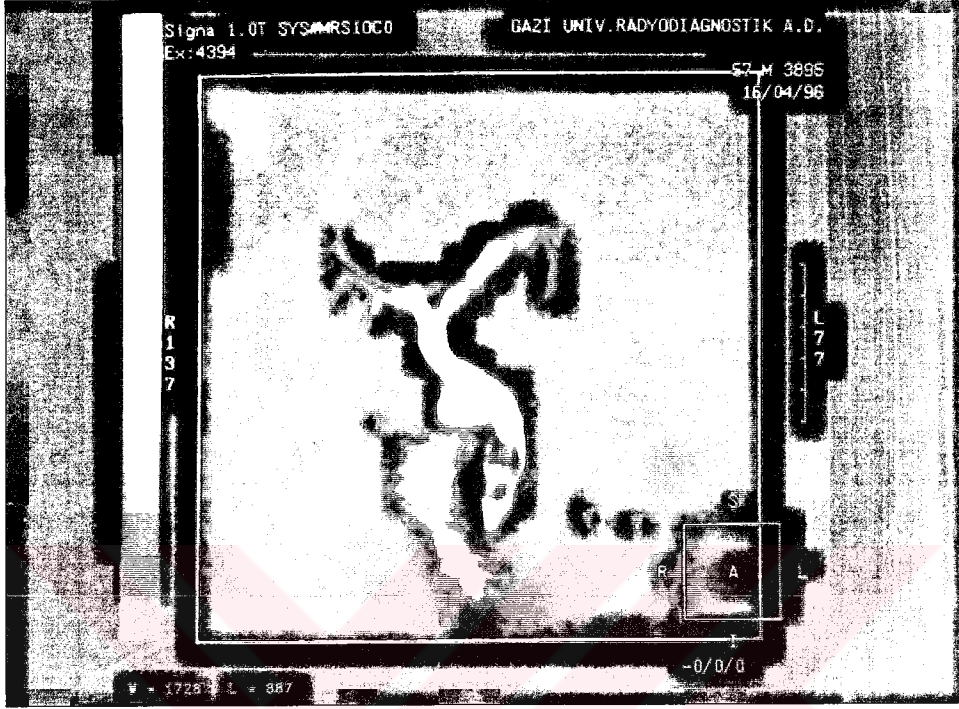


**a**

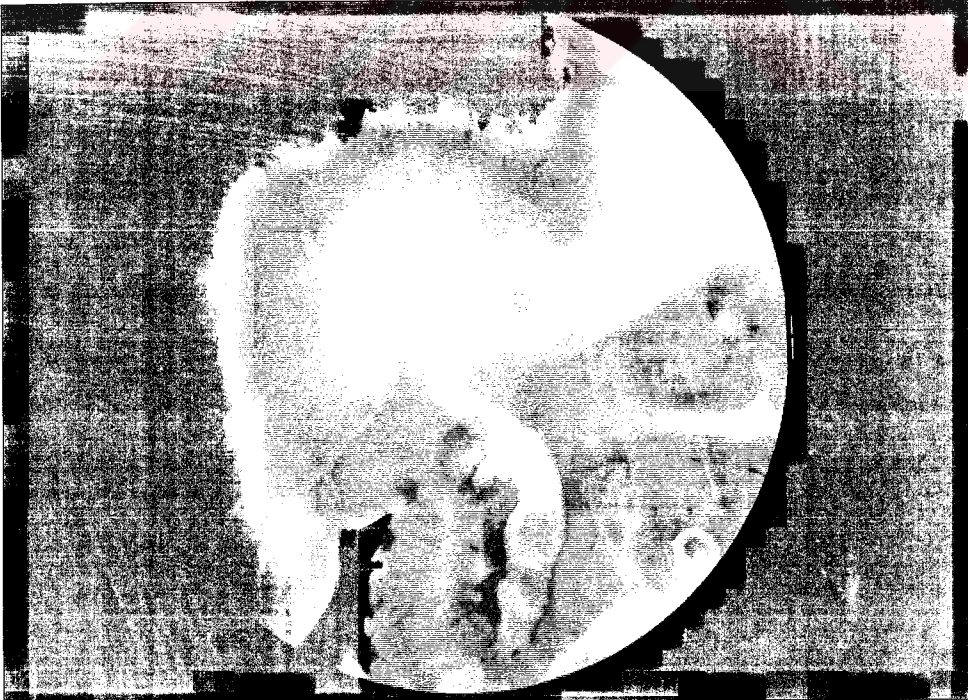


**b**

**Olgu 2:** 57 yaşında erkek hastada ERCP ve MRKP koronal MIP rekonstrüksiyon görüntülerinde koledok distalinde iki adet taş izleniyor.



**a**



**b**

**Olgu 3:** 30 yaşında bayan hastada, koledok distalinde ve sol ana hepatik kanal içerisinde fusiform yapıda taşla uyumlu sinyalsiz alanların izlendiği koronal planda MRKP baz imaj (a) ve MIP rekonstrüksiyon görüntüsü(b). Aynı hastanın ERCP görüntüsünde safra yollarındaki taşlar izleniyor (c). Operasyon sonrası koledok distal ucundaki taşın makroskopik görünümü ( d).



a



b

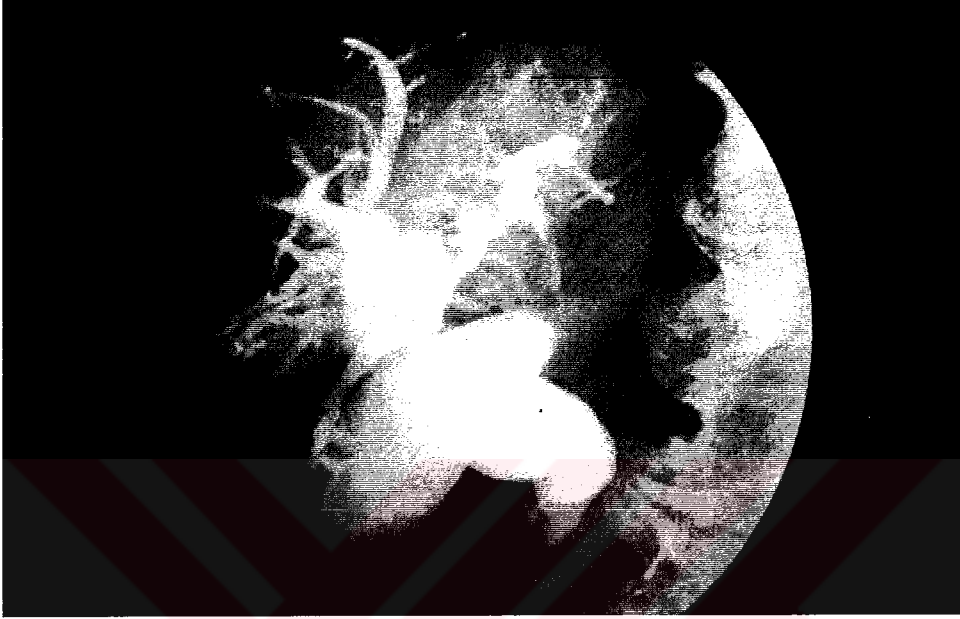


c

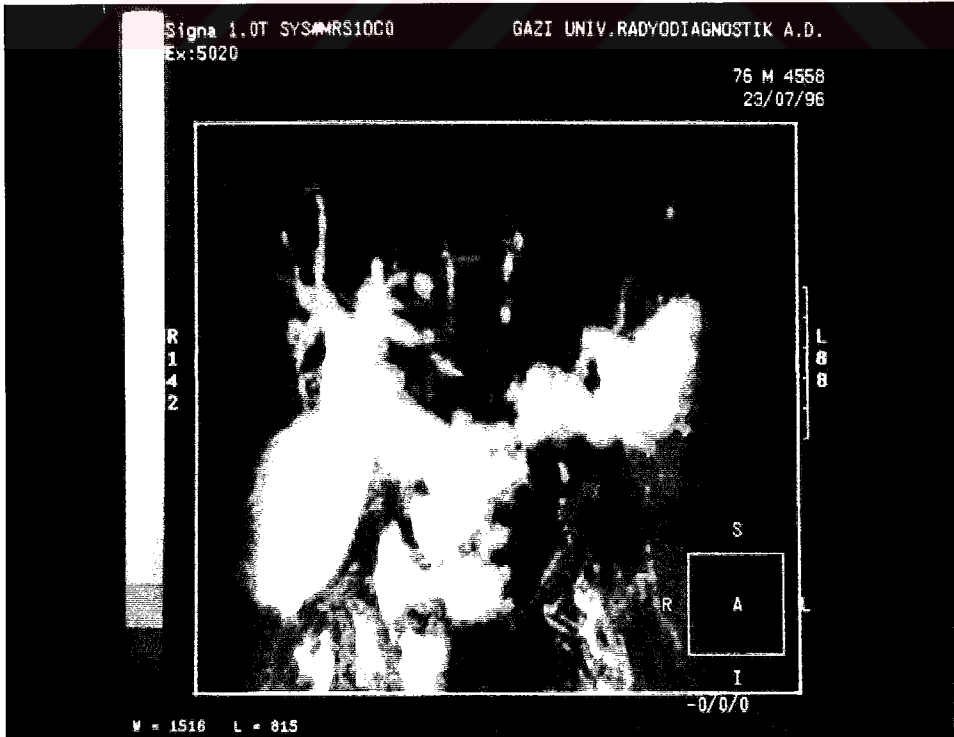


d

**Olgu 4:** 76 yaşında erkek hastanın PTK'sında pankreas başı Ca. nedeniyle safra yollarında genişleme ve koledok distalinde düzgün konturlu daralma izleniyor(a). MIP rekonstrüksiyon görüntüsünde bu bulgulara ek olarak Wirsung kanalında ileri derecede dilatasyon dikkati çekiyor (b).



a

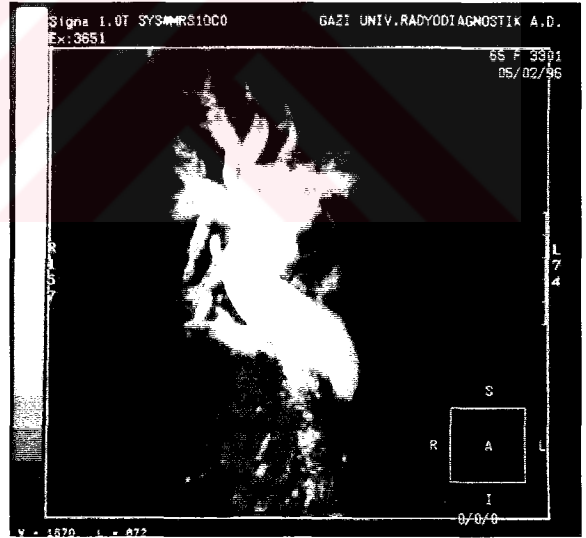


b

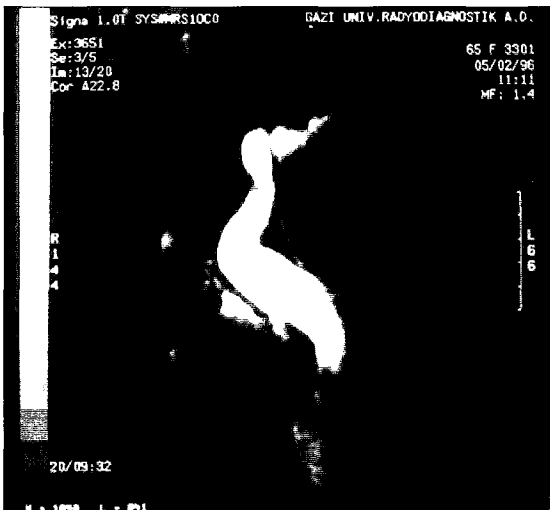
**Olgu 5:** 65 yaşında bayan hastanın ERCP'sinde koledokta dilatasyon ve multipl taşlar izleniyor(a). MIP rekonstrüksiyon görüntüsünde taşlar izlenmiyor(b). Aynı hastanın koronal baz imaj kesitinde koledok distalinde taşlardan birine ait görünüm dikkati çekiyor(c).



a



a



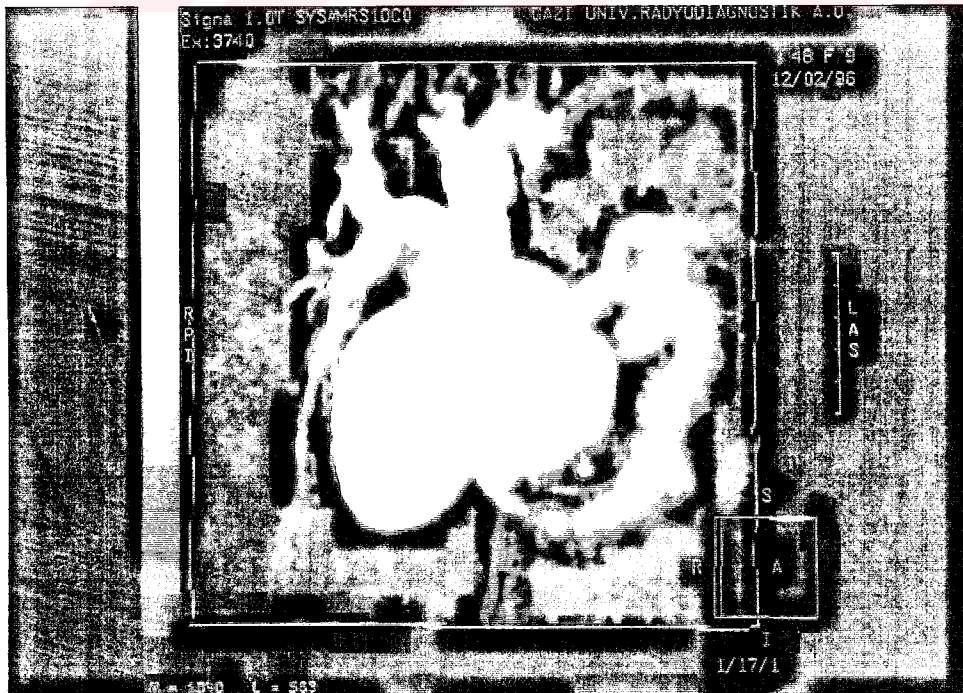
c



**Olgu 6:** 48 yaşında bayan hastanın PTK'sında ampulla Vateri tümörü nedeniyle koledokta dilatasyon ve distalde künt sonlanma mevcut(a). MIP rekonstrüksiyon görüntüsünde koledok ve Wirsungta genişleme izleniyor(b).



a



b

**Olgu 7:** 70 yaşında rekürren kolanjit atakları olan erkek hastada, 3 boyutlu MIP rekonstrüksiyon görüntüsünde koledok distalinde dilatasyon ve bu bölgede koledoğa bası yapan duodenal divertiküller izlenmekte(a). Aynı hastanın baryumlu incelemesinde de duodenal divertiküller dikkati çekmektedir(b).

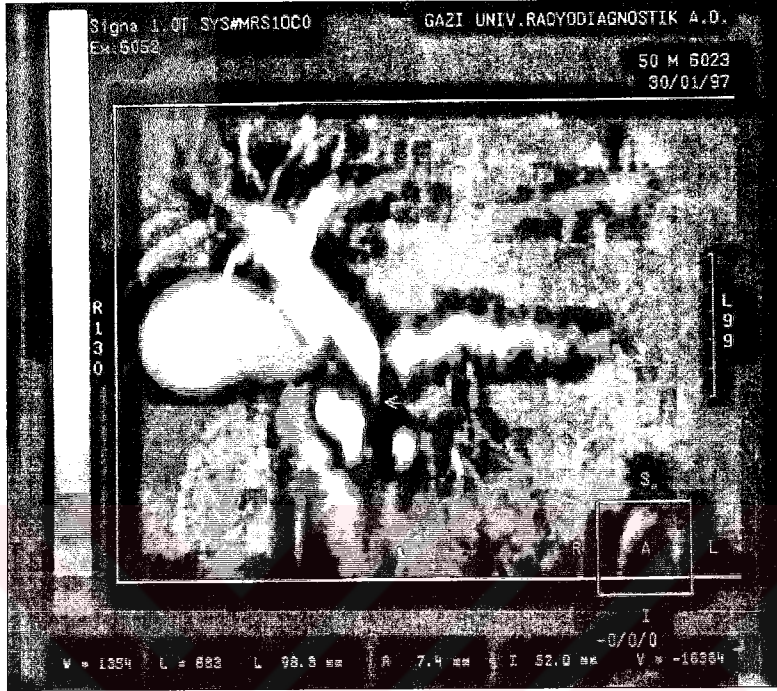


a

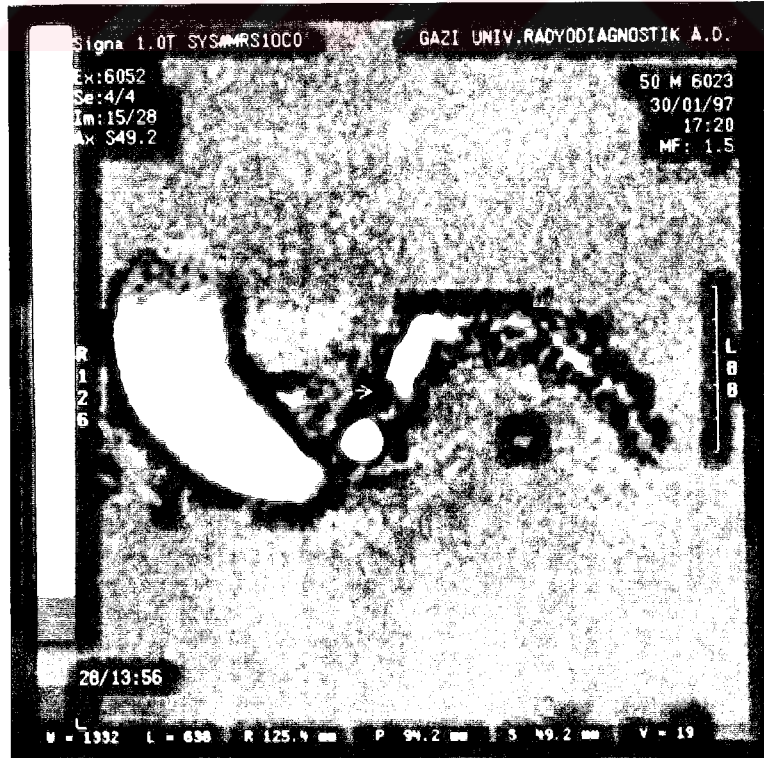


b

**Olgu 8:** 50 yaşında erkek hastada pankreas kanalında taş mevcut. MIP rekonstrüksiyon görüntüsünde Wirsung kanalında dilatasyon ve koledokta genişleme ile birlikte distalde düzgün konturlu daralma izleniyor(a). Aksiyel MRKP baz imaj kesitinde, Wirsung kanalı proksimalinde iki adet taşla uyumlu sinyalsiz alan dikkati çekiyor(b).



a



b

## **VI- TARTIŞMA - SONUC:**

Sarılık, karaciğerde safra üretimi veya salınımındaki bir bozukluğa bağlı olarak ortaya çıkan klinik bir tablodur. Karaciğer parankimindeki bozukluğa bağlı oluşan tipine hepatoselluler (medikal) sarılık, yapımı tamamlanan safranın barsağa atılımındaki bozukluğa bağlı oluşan tipine cerrahi (obstrüktif) sarılık adı verilmektedir.

Obstrüktif sarılıkta cerrahi, endoskopik veya radyolojik invaziv tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir. Ancak bundan önce sarılık nedeninin ve düzeyinin ayrıntılı olarak tespit edilmesi gereklidir. Obstrüktif sarılık nedenleri arasında: neoplastik pankreatik hastalıklar, koledokolithiasis, diğer benign (papillit, pankreatit) veya malign nedenler (bilier neoplazm, karaciğer hilus lenfadenopatileri) sayılabilir.

### **Safra yolu obstrüksiyonlarının tespiti ve lokalizasyonu:**

Safra yolu obstrüksiyonlarının tespiti ve lokalizasyonu için SSFP sekansının kullanıldığı pek çok çalışma yayınlanmıştır. Wallner ve ark. 13 hastanın tamamında safra yolu obstrüksiyonunu göstererek, 11 hastada (%85) obstrüksiyon düzeyini lokalize edebildi [43]. Morimoto ve ark. malign safra yolu obstrüksiyonunun bulunduğu 12 hastanın tamamında safra yolu dilatasyonu ve obstrüksiyonunu gösterdi [25]. Hall-Craggs 3D SSFP sekansı kullanarak, biokimyasal açıdan safra yolu obstrüksiyonu şüphesi bulunan 40 hastayı inceledi [14]. Direkt kolanjiografik yöntemlerle 37 hastada safra yolu obstrüksiyonu saptandı. MRKP ile 36 hastada (%97) gösterilen obstrüksiyon 33 hastada (%89) lokalize edildi. Bu çalışmada intrahepatik safra yolları da MRKP ile daha iyi değerlendirildi. Ancak obstrüksiyon düzeyinin distali sadece 11 hastada, ampulla ise 2 hastada gösterilebildi. Guibaud ve ark. tarafından 2D FSE ile 126 hastanın incelendiği bir seride, 79 hastanın

72'sinde (%91) safra yolu obstrüksiyonu gösterildi ve obstrüksiyon düzeyi bu hastaların tamamında lokalize edildi [13]. Ayrıca obstrüksiyon distalindeki safra yolu da hastaların tamamında incelenebildi.

Bizim çalışmamızda ise 2D FSE kullanılarak, 36 hastanın 34'ü MRKP ile incelenebildi ve bilier obstrüksiyon saptanan 30 hastanın tamamı gösterilerek, obstrüksiyon düzeyi lokalize edildi.

Özetleyecek olursak, MRKP safra yolu obstrüksiyonunu vakaların %91-100'ünde teşhis edebilmekte ve obstrüksiyon düzeyini %85-100 vakada gösterebilmektedir. FSE sekansı ile obstrüksiyon distalindeki safra yolu rutin olarak gösterilebilmektedir. Özellikle parsiyel veya ileri obstrüksiyon durumlarında MRKP intrahepatik safra yollarını ERCP'ye göre daha iyi değerlendirebilmektedir. Ayrıca ERCP için bir dezavantaj da intrahepatik safra yollarını daha iyi gösterebilmek amacıyla fazla opak madde kullanılması enfeksiyon riskini arttırmasıdır.

### **Koledokolithiasis:**

Ishizaki ve ark. 3D SSFP sekansı kullanarak 20 hastanın 6'sında bulunan safra yolu taşlarının tamamını teşhis etti [15]. Guibaud ve ark. 10 hastanın tamamındaki safra yolu taşlarını, 2D FSE sekansı ile saptadı [12]. Yine aynı grup tarafından incelenen 126 hastanın 32'sinde koledokolithiasis bulundu. Bu çalışmada koledokolithiasis açısından MRKP sensitivitesi % 81, spesifitesi %98, doğruluk oranı %94 olarak saptandı [13].

Ekstrahepatik safra yolu taşlarının en büyük kaynağı, safra kesesinden sistik kanal aracılığıyla gelen taşlardır. Ekstrahepatik safra yoluna ulaşan taşın boyutları ve sayısı, her koledokolithiasis durumunda görülen bilier staz ve inflamasyona sekonder artmaktadır.

Distal safra yolunun giderek daralması nedeniyle, taşlar papilla düzeyinde durdurulur. Bu durumda bilier kolik, ateş ve sarılık tipik olarak görülen klinik semptomlardır.

Koledokolithiasis teşhisinde noninvaziv yöntemlerin sensitivitesi oldukça düşüktür.

İntravenöz kolanjiografiyle (İVK) ekstrahepatik safra yollarının opasifikasyonu %30-40 vakada başarısız olup koledokolithiasis tanısında ancak %1.5 oranında başarılı bulunmuştur [28]. Sensitivitesinin düşük olması, kontrast madde reaksiyonları, düşük anatomik detay ve kontrast madde üreticilerinin fiyat ve talepteki olumsuz gelişmeler nedeniyle üretimi durdurmaları sonucu, İVK günümüzde kullanılan bir yöntem değildir.

Ultrasonografi, operatör bağımlı olması, dilate olmayan safra yollarında taşların gösteriminin güçlüğü ve barsak gazlarının olumsuz etkilerine sekonder, safra yolu taşlarının tespitinde sensitivitesi %20-80 arasında değişen bir yöntemdir [10,29]. Bir çalışmada USG'in sensitivitesi %59 olup 6mm.in altındaki safra yollarında %89 oranında safra taşı gösterilememektedir [29]. Fakat yinede USG cihazının yaygınlığı ve ucuzluğu sebebiyle, ekstrahepatik safra yolu taşı şüphesinde ilk kullanılacak yöntem olduğu unutulmamalıdır.

BT'nin %23-85 arasındaki sensitivitesi USG'e göre belirgin fark taşımaz [4]. USG ve BT'nin spesifitesi oldukça yüksektir(USG=%97, BT=%98). Ancak iyonizan radyasyon ve yüksek maliyet gibi nedenlerin yanında, koledokolithiasis sensitivitesinin düşük olması BT'nin yaygın kullanımını engellemektedir.

ERCP koledokolithiasis tanısında tedavi edici ve tanısal amaçlarla kullanılabilen invaziv bir yöntemdir.% 7 morbitide ve %1 mortalite oranları yöntemin yaygın kullanımına en büyük engeldir [6]. Hepatiko-jejunostomi, koledoko-jejunostomi durumlarında kullanılmayan ERCP, gastrik rezeksiyon, retroperitoneal neoplazm, duodenal divertikül ve ampuller ödem durumlarında da uygulanması güç bir yöntemdir. Olguların %3-9'unda safra yolları kanüle edilememektedir [6]. ERCP sonrası görülen pankreatit(%1), kolanjit (%4 -10) önemli komplikasyonlardır [6]. Safra yolu obstrüksiyonunun nedeninin saptanması açısından

ERCP'nin doğruluk oranı oldukça yüksek olmasına rağmen, teknik olumsuz nedenlerin dahil edilerek tüm genel sonuçların gözönüne alındığı bir çalışmada, ERCP'nin sensitivitesi %76 olarak bulunmuştur [29]. 36 hastanın incelendiği bizim çalışma grubumuzda da, teknik nedenlerle ERCP yapılamayan hastalarda dahil edildiğinde, ERCP ile koledokolithiasis sensitivitesi %76, spesifitesi %100 olarak saptanmıştır (Tablo VI). MRKP ise koledokolithiasis tanısında kullanılabilecek alternatif noninvaziv bir yöntemdir.

Safra taşlarında serbest protonlar bulunmadığından, kalsiyum içeriğinden bağımsız olarak MRG ile düşük sinyal intensitesi göstermekte ve yüksek sinyal özelliğine sahip safrayla kontrast oluşturmaktadır. Ancak bu kurala aykırı olarak, taşın içerisine çatlaklardan sızan safranın, MRG'de lineer hiperintens görüntüler oluşturabileceği de unutulmamalıdır. MRKP'de oluşturulan koronal plandaki 3 boyutlu MIP rekonstrükte görüntüler; perkütan, intravenöz veya endoskopik yollarla oluşturulan kolanjiografik görüntülerle aynı yapıdadır. Tüm bu yöntemlerde safra taşı yuvarlak veya oval dolma defekti şeklinde görülmekte olup buna değişik derecelerde safra yolu dilatasyonu eşlik etmektedir. 1cm.nin altındaki safra yolu taşlarında MIP-rekonstrükte görüntülerin yanında, baz imajlarında ayrıntılı olarak değerlendirilmesi çok önemlidir. Aksi takdirde MIP-rekonstrükte görüntülerde hiperintens safra tarafından gizlenen taşlar, tek tek baz imajlar değerlendirilmezse atlanabilmektedir.

MRKP'nin uzaysal rezolüsyonu direkt kolanjiografik yöntemlere göre düşük olmasına rağmen, kontrast rezolüsyonunun yüksek olması nedeniyle 3mm. boyutundaki taşlar bile saptanabilir (Olgu 5). Ancak düşük uzaysal rezolüsyon nedeniyle birbirine yakın ve küçük taşlar her zaman ayırt edilemeyebilmektedir. Çalışmamızda tüm yöntemlerle tespit edilen (MRKP yapılamayan hastalar hariç) toplam 55 taşın 49'u MRKP ile gösterilebilmiştir.

MRKP ile teşhisi en zor vaka grubunu papillaya impakte milimetrik boyuttaki taşlar oluşturur. MRKP ile bilier obstrüksiyonun düzeyi ve derecesi gösterilse de, impakte taş

gösterilemediğinde kesin tanı konamamaz. Papillaya impakte taşların gösteriminde HASTE gibi çok kısa süreli sekanslar kullanarak, kısa sürelerle aynı kesit düzleminden tekrarlanan incelemelerle, koledok distalindeki peristaltik hareketten etkilenmeksizin papilla düzeyinin en geniş şekilde gösterildiği incelemenin daha bilgi verici olduğu ileri sürülmektedir. Ortalama süresi 12 dakika olan bizim kullandığımız FSE sekansında böyle bir uygulama mümkün değildir. Ancak HASTE’de kullanılabilecek minimum 5mm. kesit kalınlığına göre, bizim sekansımızda kullanılabilen 3mm.lik kesit kalınlığı sayesinde, 3mm.lik taşın papillaya impakte olduğu bir vakada (olgu 5), baz imajların değerlendirilmesiyle taş tespit edilmiştir.

MRKP ile koronal kesitlerden elde edilen üç boyutlu MIP-rekonstrükte görüntülerin en büyük avantajı, safra yolunun değişik projeksiyonlarla değerlendirilebilmesidir. Böylece antero-posterior yönde diğer anatomik yapılarla süperpoze olabilecek taşlar da saptanabilir. Üç boyutlu sekanslarda görüntünün oluşturulduğu vokseller, izotropik yani her üç düzlemde de eşit boyutlarda olduğundan, MIP-rekonstrükte görüntülerin rotasyonu görüntü kalitesinde bozulmaya neden olmaz. Ancak bizim de kullanmış olduğumuz iki boyutlu sekansların dezavantajı, kesit kalınlığının 3mm.nin altına indirilememesi yanında, elde edilen anizotropik voksellerle, MIP-rekonstrükte görüntünün rotasyonunun görüntü kalitesinde bozulmaya neden olmasıdır.

Özetlemek gerekirse, USG ve BT safra yolları taşlarının tespitinde yeterince sensitif yöntemler değildir. Fakat oldukça spesifik yöntemler olduklarından, USG ve BT ile koledokolithiasis tespiti tanı için yeterlidir. Ancak bu yöntemlerle safra taşı tespit edilemeyen durumlarda; MRKP invaziv olmayışı, kontrast madde gerektirmemesi ve üç boyutlu görüntüleme imkanıyla oldukça önemli bir yöntemdir. Koledokolithiasis tanısında, bizim çalışmamızda saptanan %92 sensitivite ve %100 spesifite değerleri ile MRKP’nin diagnostik ERCP’nin yerini doldurabileceği sonucu çıkarılabilmektedir. ERCP safra yolu taşı bilinen



hastalarda, tedavi edici girişimler açısından tercih edilmelidir. Bu, ERCP'nin yüksek morbitide ve mortalite değerleri düşünüldüğünde son derece önemli bir sonuçtur.

Safra kesesi taşları açısından USG, düşük maliyet ve yüksek sensitivite ve spesifite değerleriyle primer yöntemdir. MRKP safra kesesi taşlarının değerlendirilmesinde sadece preoperatif dönemde düşünülebilir. Safra kesesi taşlarına eşlik edebilecek ekstrahepatik safra yolu taşları veya operasyon sırasında sorun çıkarabilecek sistik kanal varyasyonlarının preoperatif dönemde değerlendirilmesi, daha sonra gelişebilecek muhtemel komplikasyonlar açısından oldukça önemlidir.

### **Benign Bilier Stenozlar:**

Bilier sistemin benign stenozları, papilla Vateri'nin inflamatuvar süreçlerini (papillit) ve iatrojenik stenozları kapsamaktadır. Papillitler, fibrotik veya fonksiyonel orijinli olmak üzere ikiye ayrılrsa da, klinik bulgular her iki grupta da aynıdır.

Papillit: -Primer stenoz: Papiller malformasyon, kronik veya akut inflamasyon.

-Sekonder stenoz: Taş irritasyonuna sekonder gelişen spazm.

-Geçirilmiş cerrahi müdahaleler.

Papiller stenozda, BT ve USG pankreatikoduodenal malignitelerin dışlanması dışında fayda sağlamadığından, MRKP'nin kullanılmadığı dönemlerde ERCP uygulanabilecek tek yöntemdi. Ancak ERCP yapılamayan bazı hastalarda, papiller stenoz tanısı için PTK gerekiyordu (36 hastanın incelendiği bizim serimizde hastaların %83'üne ERCP uygulanabilmiştir).

Papiller stenoz, neoplazmlar ve koledok taşlarında görülen klinik bulgular birbirine benzer olup, genellikle rekürren ağrı ve sarılık atakları izlenmektedir. Bu tip hasta grubuna öncelikle MRKP yapılması, hastalığın tedavisinin yönlendirilmesi açısından oldukça

önemlidir. Eğer taş mevcutsa MRKP bunu %90'nın üzerinde bir sensitivite ile (bizim serimizde %92) gösterebilmekte ve tedavi amaçlı ERCP uygulanabilmektedir. Fakat vakaların çoğunda olduğu gibi taş tespit edilemezse, klinik semptomlara ve MRKP' de saptanan bilier sistem morfolojisine bakılarak, hastaya endoskopik sfinkterotomi uygulanır ya da takibe alınır. Böylece BT ve USG'da belirgin bir patoloji saptanmayan ancak rekürren ağrı ve değişik derecelerde bilier obstrüksiyonu olan hastalarda, MRKP sayesinde ERCP yalnızca sfinkterotomi gerektiren durumlarda ihtiyaç duyulacak hale gelebilir.

Laparoskopik kolesistektomide daha fazla olmak üzere konvansiyonel kolesistektomi sonrasında da bilier sistemde iatrojenik stenozlar görülmektedir [9]. İatrojenik hasarın nedenleri şöyle sıralanabilir: Sistik arter hemostazı amacıyla yanlış yere klemp konulması, sistik kanal yerine koledoğun klemplenmesi, sütürlere sekonder gelişen fibrosis, koledoğun aşırı retraksiyonu ile gelişen duvar iskemisi v.b. Postoperatif dönemde oldukça sorun çıkartan iatrojenik bilier sistem obstrüksiyonlarının oranını azaltabilmek için, ameliyat öncesi dönemde MRKP ile bilier sistem varyasyonları açısından inceleme yapılması yararlı bir yöntemdir. Ayrıca MRKP ile preoperatif dönemde koledokta bulunabilecek taşlar da aydınlatılabilir.

MRKP kolesistektomi öncesi her hastada rutin olarak kullanmak için pahalı bir yöntemdir. Ancak enzim yüksekliği, sarılık ve USG'da bilier dilatasyon gibi, koledokta taş olduğunu tahmine yönelik bulgular kullanılarak, ameliyat öncesi MRKP ihtiyacı olan hasta sayısı azaltılabilir.

### **Malign Bilier Stenozlar:**

Bilier sistemin malign obstrüksiyonu ya bilier kanaldan kaynaklanan bir tümörle (kolanjiokarsinoma, safra kesesi Ca.) ya da dıştan kompresyon sonucu (pankreas Ca., hepatik hiler lenfadenopatiler, hepatik metastaslar) oluşmaktadır. Malign obstrüksiyonların incelenmesinde MRKP ile birlikte T1 ve T2-ağırlıklı konvansiyonel spin-eko sekanslarının incelenmesi de, tümörün karakterizasyonu ve evrelendirilmesi açısından çok önemlidir.

En sık obstrüktif sarılık nedeni pankreas Ca.'dır. Ağırlıklı olarak pankreas başında lokalize olan tümör, sıklıkla adeno Ca. tipindedir. Ampuller Ca. ile duodenuma infiltrasyon pankreas Ca. radyolojik olarak birbirinden ayıramamaktadır. Pankreas Ca.'da bilier kanalın ani sonlanması, spesifik olmasa da sık karşılaşılan bir bulgudur.

MRKP ile değerlendirilebilen Wirsung kanalı morfolojisi de proksimaldeki obstrüksiyonun inflamatuvar ya da malign orijinli olduğu hakkında bilgi vermektedir. Malign obstrüksiyonlarda Wirsung kanalında ani sonlanma izlenirken, inflamatuvar obstrüksiyonlarda daha uzun bir stenotik segmenti takiben, Wirsung kanalında irregüler dilatasyon tipik radyolojik bulgulardır.

ERCP' nin üstün uzaysal rezolüsyonu ile pankreatik kanal ve safra yollarındaki striktürün morfolojisi ayrıntılı olarak değerlendirilebilmektedir. Ayrıca kontrast madde enjeksiyonunun striktürü dilate ederek analiz imkanını arttırdığı unutulmamalıdır. Böylece darlığın benign, malign veya ekstremsel bası sonucu oluştuğu anlaşılabilir. SSFP sekansı kullanılarak yapılan MRKP incelemelerinde, safra kanalında darlık düzeyinde ani kesilme tarif edilmekte olup darlığın morfolojisi gösterilememiştir [14,43]. Aynı şekilde Ishizaki 3D SSFP sekansı kullanarak distal safra kanalı karsinomu, pankreatik karsinom ve metastatik lezyon ayırımının yapılamadığını belirtmiştir [15]. 79 hastanın 2D FSE sekansı kullanılarak incelendiği bir çalışmada 14 hastada malign safra yolu obstrüksiyonu bulunmuştur. Bu

çalışmada malign safra yolu obstrüksiyonu açısından MRKP'nin sensitivitesi %86, spesifitesi %98'dir [13]. MRKP ile 14 hastanın 9'unda tümör karakterizasyonu yapılabilmektedir. Bizim çalışmamızda 4'ü malign, 1'i benign olmak üzere toplam 5 hastada tümöral obstrüksiyon saptanmış olup MRKP ile bunların tamamı %100 sensitivite ve spesifite ile gösterilmiştir. Ancak tıkanmanın malign bir tümöre veya benign striktüre bağlı olduğunun ayırımı için ek sekanslara ya da diğer radyolojik yöntemlere ihtiyaç olmuştur.

### MRKP'İN SINIRLAMALARI:

1) Başarısızlık oranı: MR incelemesinin genel kontrendikasyonları MRKP içinde geçerlidir.

Fakat bu kontrendikasyonlara ve klostrofobiye bağlı MRKP incelemesinin başarısızlık oranı ERCP'den daha düşüktür. 1995 yılında yayınlanan bir çalışmada 156 hasta MRKP ve ERCP ile incelenerek başarısız ve yetersiz tetkik oranları saptanmıştır [13]. Buna göre başarısız ve yetersiz tetkik oranı ERCP ile sırasıyla %8, %6 ve MRKP ile %4, %1 oranında saptanmıştır. 36 hastanın incelendiği bizim çalışmamızda, bu değerler ERCP için %17.5 başarısız ve %8.8 yetersiz tetkik, MRKP için %2.7 başarısız ve %2.7 yetersiz tetkik olarak bulunmuştur.

2) Artefaktlar: Sağ üst kadranda bulunan cerrahi klipler, pnömobilite ve duodenal peristaltizme bağlı artefaktlar, ekstrahepatik safra yolunun bir kısmını gizleyebilmektedir. Ayrıca pnömobilite, hematobilite, protein tıkaçlar ve taşlar MRKP ile hipointens görüntülendiklerinden, her sinyalsiz alan taşla spesifik değildir. Ancak hava kabarcıkları ve taşların ayırımı ERCP'de de önemli bir sorundur.

3) Safra kanalı çapının değerlendirilmesi: MRKP ile periferik safra yollarından parsiyel volüm averajı ve hareket artefaktları nedeniyle daha zayıf sinyal elde edilmektedir. Ayrıca

ERCP'de opak maddenin basınçla verilmesi sebebiyle safra yollarında belli bir dilatasyon oluşur. Tüm bu faktörler ERCP ve MRKP ile değerlendirilen safra yollarının, boyutlarındaki uyumsuzluğu açıklamaktadır.

4) Sınırlı uzaysal rezolüsyon: MRKP ile düşük uzaysal rezolüsyon nedeniyle safra yollarındaki striktürün detaylı analizi mümkün olmamaktadır. Bu aynı zamanda 3mm.in altındaki taşların ve pankreas kanalı yan dallarındaki taşların tespitinde de sınırlayıcı bir faktör olabilir.

5) Operatör bağımlılığı: MRKP baz imajlarının elde edilmesi herhangi bir teknik beceri gerektirmez. Görüntülerin yorumlanması ise artefaktlara ve bu bölgenin normal MR görüntülerine yatkınlık gerektirir. ERCP'nin uygulanmasında yüksek teknik beceri kaçınılmaz olup özel eğitilmiş bir ekip bulunmalıdır. Ancak ERCP görüntülerini yorumlamak MRKP görüntülerini yorumlamaya göre daha kolaydır.

6) MRKP'nin en büyük dezavantajı sadece tanısal amaçlı bir yöntem olması ve ERCP gibi tedavi edici girişimlere imkan tanımamasıdır.

Özetlemek gerekirse, günümüzde safra yollarının görüntülenmesi amacıyla kullanılan tüm yöntemler düşünüldüğünde, MRKP sensitivite ve spesifite açısından yeni bir sayfa açmamıştır. Ancak MRKP ile seçilmiş vakalarda önemli bilgiler elde edilebilmektedir. Laboratuvar ve klinik olarak bilier obstrüksiyon şüphesi olan hastalarda ilk kullanılacak yöntem USG olmalıdır. USG ve BT yüksek spesifiteye sahip olduklarından, bu yöntemlerle saptanacak bir lezyonun tedavisi planlanabilir. Fakat USG ve BT ile patoloji saptanamayan durumlarda, önceki dönemlerde ERCP ve bunun yetersiz kaldığı vakalarda PTK uygulanmaktaydı. Bugün için, bizim serimizden ve literatürdeki benzer çalışmalardan çıkan sonuçlara göre, MRKP pek çok vakada kolay uygulanabilir, noninvaziv oluşu ve kontrast

madde gerektirmemesi gibi üstünlükleriyle, tanıya yönelik ERCP'nin yerine kullanılabilir. ERCP komplikasyon riski sebebiyle ağırlıklı olarak tedaviye yönelik ve MRKP uygulanamayan hastalar için tercih edilmelidir. Ancak bilier striktür morfolojisinin ayrıntılı değerlendirilmesi açısından MRKP'nin yetersiz kaldığı ve bu amaçla invaziv yöntemlerin kullanılması gerektiği unutulmamalıdır.



## **VII- ÖZET:**

Manyetik Rezonans Kolanjiopankreatografi (MRKP) kontrast madde kullanımı veya bilier girişim gerektirmeyen yeni bir tekniktir. Bizim çalışmamızın amacı direkt kolanjiografik yöntemlerle karşılaştırarak, MRKP ile bilier sistem hakkında yeterli bilgi elde edilip edilemeyeceğinin araştırılmasıdır.

36 hasta MRKP için yağ suprese geç eko T2 ağırlıklı, iki boyutlu, akım kompensasyonu bulunan hızlı spin-eko sekansı ile incelendi. Tüm hastalarda 1 Tesla süperiletken magnet ve vücut sargısı kullanıldı. Bilier sistem çevresine saturasyon bantları konuldu ve MRKP sekansı hem koronal hem de aksiyel planlarda alındı (TR/TE=11000/266, M=256x192, NEX=8). Koronal baz görüntüler "maximum intensity projection" algoritmi ile rekonstrükte edildi. Ayrıca pankreas başı ve karaciğer hilusu, aksiyel planda T1 ağırlıklı sekansla ayrıntılı olarak değerlendirildi (TR/TE=560/11, M=128x256).

MRKP ile 36 hastanın 34'ünde (%94.4) diagnostik kalitede görüntüler elde edildi. ERCP denenilen 34 hastanın 9'unda (%26.5) başarısız girişim ya da yetersiz görüntü saptandı. 7 hastaya PTK uygulandı. 5 hastanın hem PTK'sı hem de ERCP'si vardı. MRKP ile koledokolithiasis bulunan 25 hastanın 23'ü (%92) %100 spesifite ile değerlendirildi. Bilier obstrüksiyonun varlığı ve düzeyi 32 hastanın 30'unda gösterildi (%93.75).

MRKP'nin en büyük dezavantajı girişimsel işlemlere imkan tanımamasıdır. Ayrıca yanlış negatif sonuçlardan kaçınmak için MIP rekonstrükte görüntülerle birlikte baz imajlarında incelenmesi önemlidir.

Sonuç olarak, MRKP bilier sistemin incelenmesinde hassas, noninvaziv ve kolay kullanılabilir bir yöntem olup pek çok hastada noninvaziv yöntemlerin yerine veya tedavi edici direkt kolanjiografik yöntemlerin öncesinde rahatlıkla kullanılabilir.

## **VIII- SUMMARY:**

Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (MRCP) is a newly described technique that does not require the use of contrast agents or biliary intervention. The aim of our study was to evaluate whether MRCP can provide useful information about the biliary tract, compared with other direct cholangiographic techniques.

36 patients were examined with fat saturated heavily T2-weighted, two dimensional, flow compensated, multislab fast spin-echo sequence for MRCP. All patients were studied with a 1T superconducting magnet by using body coil. MRCP sequence acquired in coronal and axial planes. Saturation bands were used all around the biliary system (TR/TE= 11000/266, M=256x192, NEX=8). Coronal images were post-processed with the maximum-intensity-projection (MIP) algorithm. In addition an axial T1-weighted sequence was acquired for detailed examination of pancreatic head (TR/TE= 560/11, M=128x256).

Diagnostic MR images were obtained in 34 (%94.4) of 36 patients. ERCP was unsuccessful or nondiagnostic in 9 of the 34 patients (%26.5). PTC was applied to 7 patients. 5 patients had both ERCP and PTC. Choledocholithiasis was correctly evaluated by MRCP in 23 of 25 patients(%92) with a %100 specificity. The presence and the level of the biliary obstruction were accurately shown in 30 of 32 patients with MRCP (%93.75).

The main disadvantage of MRCP when compared to ERCP or PTC is that it does not allow any interventional therapeutic procedures. One should examine the source images and the MIP reconstructions together to avoid false negative results.

In conclusion, MRCP is shown to be a very sensitive; easy to perform and noninvasive technique in the evaluation of the biliary tree and it can be used in many patients when invasive techniques are difficult or before therapeutic direct cholangiographic procedures.



## **IX- KAYNAKLAR:**

- 1) Amouyal P, Amouyal G, Levy P. Diagnosis of choledocholithiasis by endoscopic ultrasonography. *Gastroenterology* 106: 1062-1067, 1994
- 2) Assouline Y, Liquory CD, Ink O. Resultats actuels de la sphincterotomie endoscopique pour lithiase de la voie biliaire principale. *Gastroenterol. Clin. Biol.* 17: 251-258, 1993
- 3) Barish MA, Yucel EK, Soto JA, Chuttani R, Ferruci JT. MR cholangiopancreatography: efficacy of three-dimensional turbo spin-echo technique. *AJR* 165: 295-300, 1995
- 4) Baron RL, Stanley RJ, Lee JKT. Prospective comparison of the evaluation of biliary obstruction using computed tomography and ultrasonography. *Radiology* 145: 91, 1982
- 5) Bloch F. Nuclear induction. *Physiol Rev.* 70: 460-473, 1946
- 6) Buset M, Dunham F, Gulbisa A. Complications tardive de L'endoscopie diagnostique et operatoire des voies bilio-pancreatique. *Acta Gastroenterol. Bel.* 44: 396-403, 1991
- 7) Chan YL, Chan CW, Lam WM, Lee WH, Chung SC, Sung JY, Cheung SH, Li KC, Metreweli C. Choledocholithiasis: Comparison of MR cholangiography and Endoscopic Retrograde Cholangiography. *Radiology* 200: 85-89, 1996
- 8) Dawson P, Adam A, Benjamin IS. Intravenous cholangiography revisited. *Clin. Radiol.* 47: 223-225, 1993
- 9) Deziel DJ, Millikan KW, Economou SG, Doolas A, Ko ST, Airan MC. Complications of laparoscopic cholecystectomy: a national survey of 4292 hospitals and an analysis of 77604 cases. *Am. J. Surg.* 165:9-14, 1993
- 10) Dong B, Chen M. Improved sonographic visualization of choledocholithiasis. *J Clin Ultrasound* 15: 185-190, 1987

- 11) Dooms GC, Fisher MR, Higgins CB. MR imaging of the dilated biliary tract. *Radiology* 158: 337-341, 1986
- 12) Guibaud L, Bret PM, Reinhold C, Atri M, Barkun ANG. Diagnosis of choledocholithiasis: value of MR cholangiography. *AJR* 163: 847-850, 1994
- 13) Guibaud L, Bret PM, Reinhold C. Bile duct obstruction and choledocholithiasis: diagnosis with MR cholangiography. *Radiology* 197: 109-115, 1995
- 14) Hall-Craggs MA, Allen CM, Owens CM, Theis BA, Donald JJ, Paley M, Wilkinson ID, Chong WK, Hatfield A, Lees WR, Russell CG. MR cholangiography: clinical evaluation in 40 cases. *Radiology* 189: 423-427, 1993
- 15) Ishizaki Y, Wakayama T, Okada Y, Koboyashi T. Magnetic resonance cholangiography for evaluation of obstructive jaundice. *Am. J. Gastroenterol.* 88: 2072-2077, 1993
- 16) Klein H, Wein B, Truong S. Computed tomographic cholangiography using spiral scanning and 3D image processing. *Br. J. Radiol.* 66: 762-767, 1991
- 17) Laubenberger J, Buchert M, Schneider B, Blum U, Hennig J, Langer M. Breath-hold projection magnetic resonance cholangiopancreatography(MRCP): a new method for examination of the bile and pancreatic ducts. *Magn. Reson. Med.* 33: 18-23, 1995
- 18) Lenriot J, Neel J, Hay J. Cholangio-pancreatographie retrograde et sphincterotomie endoscopique pour lithiase biliaire. *Gastroenterol. Clin. Biol.* 17: 244-250, 1993
- 19) Lotveit T, Skar V, Osnes M. Juxtapapillary duodenal diverticula. *Endoscopy* 20: 175-178, 1988
- 20) Low RN, Sigeti JS, Francis IR, Weinmann D, Bower B, Shimakawa A, Foo KF. Evaluation of malignant biliary obstruction: efficacy of fast multiplanar spoiled gradient-recalled MR imaging vs spin-echo MR imaging, CT and cholangiography. *AJR* 162: 315-323, 1994

- 21) Macaulay SE, Schulte SJ, Sekijima JH. Evaluation of a non-breath-hold MR cholangiography technique. *Radiology* 196: 227-232, 1995
- 22) Meakem TJ, Holland GA, Mc Dermott VGM. Fast spin echo multicoil magnetic resonance cholangiography: initial experience. In: *Society of Magnetic Resonance Imaging Abstract Book*, sayfa 47. 1993
- 23) Meakem TJ, Schnall MD. Magnetic resonance cholangiography. *Gastroenterol. Clin. of N. America* 24: 221-239, 1995
- 24) Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, Yamamoto H, Urata J, Takahashi M. MR cholangiopancreatography using HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin-Echo) sequences. *AJR* 166: 1297-1303, 1996
- 25) Morimoto K, Shimoi M, Shirakawa T, Aok Y, Choi S, Miyata Y, Hara K. Biliary obstruction: evaluation with three-dimensional MR cholangiography. *Radiology* 183: 578-580, 1992
- 26) Osnes M, Myren J. ERCP in patients with Bilroth II partial gastrectomy. *Endoscopy* 7: 227-232, 1975
- 27) Outwater EK. MR cholangiography with a fast spin-echo sequence. *JMRI* 3: 131, 1993
- 28) Patel JC, McInnes GC, Bagley JS, Needham G, Krukowski ZH. The role of intravenous cholangiography in pre-operative assesment for laparoscopic cholecystectomy. *Br. J. Radiol* 66: 1125-1127, 1993
- 29) Panasen P, Partanen K, Pikkarainen P. Ultrasonography, CT and ERCP in the diagnosis of choledochal stones. *Acta Radiol.* 33: 53-56, 1992
- 30) Pavone P, Laghi A, Catalano C, Broglia L, Messina A, Scipioni A, Di Girolamo M, Passariello R. MR cholangiopancreatography (MRCP) at 0.5T: technique optimization and preliminary results. *Eur. Radiology* 6: 147-152, 1996

- 31) Purcell EM, Torney HC, Pound RV. Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. *Physiol Rev.* 69: 37-38, 1946
- 32) Reinhold C, Bret PM, Guibaud L, Genin G. MR cholangio-pancreatography: comparison between 2D fast spin-echo and 3D gradient-echo pulse sequences. *JMRI* 4: 379-384, 1995
- 33) Reinhold C, Bret PM. Current status of MR cholangiopancreatography. *AJR* 166: 1285-1295, 1996
- 34) Reinhold C, Bret M. MR cholangiography. *Abdom. Imaging* 21: 105-116, 1996
- 35) Reuther G, Kiefer B, Tuchmann A. Cholangiography before biliary surgery: Single-shot MR cholangiography versus intravenous cholangiography. *Radiology* 198: 561-566, 1996
- 36) Sananes JC, Bonnet M, Lecesne R, Laurent F. MR cholangiography(MRC) using HASTE sequence. Optimization and clinical evaluation in extrahepatic cholestasis. In: Society of Magnetic Resonance Imaging abstract book, sayfa 1453, 1995
- 37) Shiono T, Iwasaki N. MR cholangiography with fast imaging scheme. In: Society of Magnetic Resonance Imaging abstract book, sayfa 1454
- 38) Shellock FG, Curtis JS: MR imaging and biomedical implants, material and devices. An updated review. *Radiology*; 180: 541-550, 1991
- 39) Soto JA, Barish MA, Yucel EK, Ferruci JT. MR cholangiopancreatography: Findings on 3D fast spin-echo imaging. *AJR* 165: 1397-1401, 1995
- 40) Takehara Y, Ichijo K, Tooyama N. Breath-hold MR cholangiopancreatography with a long-echo-train fast spin-echo sequence and a surface coil in chronic pancreatitis. *Radiology* 192: 73-78, 1995
- 41) Taourel P, Bret PM, Reinhold C, Barkun AN, Atri M. Anatomic variants of the biliary tree: Diagnosis with MR cholangiopancreatography. *Radiology* 199: 521-527, 1996

- 42) Van Beers BE, Lacrosse M, Trigaux JP. Noninvasive imaging of the biliary tree before or after laparoscopic cholecystectomy: use of three-dimensional spiral CT cholangiography. *AJR* 162: 1331-1335, 1994
- 43) Wallner BK, Schumacher KA, Weidenmaier W, Friedrich JM. Dilated biliary tract: evaluation with MR cholangiography with a T2-weighted contrast-enhanced fast sequence. *Radiology* 181: 805-808, 1991
- 44) Wielopolski P, Zuo C, Clouse M, Buff B. Breath-hold 3D cholangiography using RARE and segmented echo planar imaging readouts. In: Society of Magnetic Resonance Imaging abstract book, sayfa 1448, 1995
- 45) Zou C, Buff B, Wielopolski P, Clouse M. MR cholangiography with fast imaging scheme. In: Society of Magnetic Resonance Imaging abstract book, sayfa 1445, 1995