



# Pankreas MR Görüntüleme Çekim Protokolleri

Hatice Öztürkmen Akay<sup>1</sup> , Mirace Yasemin Karadeniz Bilgili<sup>2</sup> 

## ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Pankreas MR görüntülemesinde rutin protokol seçimi
- 1.5- 3.0 T uygulamalarında temel farklar
- Pankreas MR görüntülemesinde temel sekansların özellikleri, sorunlar ve çözümler
- Pankreas MR görüntülemesinde DAG kullanımı, avantajları, sorunlar ve çözümler
- MRKP'de kullanılan sekanslar, kullanım alanları, MRKP çeşitleri ve değerlendirmedeki çeldiriciler

Öztürkmen Akay H, Karadeniz Bilgili MY. Pankreas MR Görüntüleme Çekim Protokolleri. Trd Sem 2019; 7: 111-128.

## GİRİŞ

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), tek başına pankreas parenkimini, pankreatik ve biliyer anatomiyi, peripankreatik yumuşak dokuların ve nörovasküler ağların eş zamanlı görüntülenmesine izin vererek tek başına sorun çözücü yöntem olarak günden güne kullanımı artmıştır. MRG'deki son teknik gelişmeler, daha hızlı görüntüleme ve daha büyük gantri açıklığı ile iri ve klostrifobik hastaların dahi değerlendirilmesini sağlamış ve pankreas görüntüleme için vazgeçilmez olmuştur [1]. MRG'de 3.0 T cihazların abdomen uygulamalarında kullanımı yaygınlaşırken; günümüzde 7 T manyetik alan gücüne sahip cihazlar, 60 cm'lik gantri açıklığı, 200'den fazla sargı elemanı ve 128 radyofrekans (RF) kanalı ile klinik kullanım için hazırlanmaktadır. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG), 3 boyutlu (3B) T1 ağırlıklı (A) ve 3B MR kolanjiyopankrea-

tografi (MRKP) gibi yeni sekansların eklenmesi neoplazi ve inflamatuvar süreçlerin tanısında MRG'nin gücünü daha da artırmıştır. Sekretin MRKP (s-MRKP) ile hem glandüler fonksiyonun hemde pankreatik kanalların ayrıntılı olarak değerlendirilmesi sağlanmıştır [2].

Pankreas için klinik önemini geniş bir yelpazede günden güne arttıran MRG, birçok merkezde akut pankreatikobiliyer problemlerde, karaciğer enzim yüksekliği olan ve pankreas kanserli hastalarda rutin olarak kullanılmaktadır. Bu derleme ile pankreas için MRG protokollerinin güncel ve yeni gelişmeler ışığında yeniden gözden geçirilmesi amaçlanmıştır.

## RUTİN MRG PROTOKOLÜ

Rutin MR görüntüleme protokolü 2 boyutlu (2B) ve 3B spin eko (SE) koronal MRKP, yağ baskılı (YB) T2 ağırlıklı (A) 2B aksiyel ve koronal hızlı SE, yağ baskısız T2A aksiyel

<sup>1</sup>Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

<sup>2</sup>Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyoloji Anabilim Dalı, Kırıkkale, Türkiye

✉ Hatice Öztürkmen Akay • hozturkmen@gmail.com

hızlı SE, 2B aksiyel DAG biri düşük diğeri yüksek en az iki b değeri ile (50, 500 ve 1000), T1A 2B aksiyel faz içi ve karşı faz gradyan eko (GE), gadolinyum (Ga) öncesi ve sonrası

YB T1A 3B aksiyel GE sekanslardan oluşur. **Tablo 1, 2'**de, 1.5 T ve 3.0 T cihazlar için bu sekansların teknik parametreleri belirtilmiştir [2, 3].

**Tablo 1: 1.5-T ile Rutin Pankreas Görüntüleme için Tarama Parametreleri**

Parametreler	T2 2B SSFSE	T2 2B YB SSFSE	2B SE MRKP	3D FSE MRKP	2D SE DAG	2D SPGR I/O	T1 3D SPGRd
Plan	Aksiyel	Aksiyel	Koronal	Koronal	Aksiyel	Aksiyel	Aksiyel
No. Eko	1	1	1	1	1	2	1
TE/TR (ms)	90/min	90/-	90/min	Min /-	Min /6000	-/150	Min /-
Flip açısı	-	-	-	-	-	-	15
RBW	35.71	50.00	31.25	62.50	-	-	125.00
FOV	36.0	38.0	36.0	35.0	38.0	38.0	38.0
ST/SP	4.0/0.0	6.0/1/0	4.0/0.0	2.2/-	7.0/0.0	5.0/0.5	5.0/-
Frekans Yönü	R/L	R/L	S/I	S/I	R/L	R/L	R/L
Matrix	320 x 256	384x 256	320 x 256	352 x 224	80 x128	256 x 256	288 x 224
NEX	1	2	1	1	1	1	1
Solunum	NT	NT	NT	Nav	NT	NT	NT

FOV; field of view, I/O; I/O, in- and opposed, NEX; number of excitations, RBW; receiver bandwidth, YB; yağ baskılama, SPGR; spoiled gradient echo, SSFSE; single shot fast spin echo, slice thickness/ slice spacing, TE/TR; echo and repetition time, d: Ga öncesi ve sonrası dinamik

**Tablo 2: 3.0 -T ile Rutin Pankreas Görüntüleme Tarama Parametreleri**

Parametre	T2 2B SSFSE	T2 2B SSFSE	T2 2B YB SSFSE	2B SE MRKP	3D FSE MRKP	2B SE DAG	2B SPGR I/O	T1 3B SPGRd
Plan	Aksiyel	Koronal	Aksiyel	Koronal	Koronal	Aksiyel	Aksiyel	Aksiyel
No. Eko	1	1	1	1	1	1	2	2
TE/TR (ms)	100/min	120/min	Min /min	200/min	Min /-	Min/3748	-/150	Min /-
Flip Açısı	-	-	-	-	-	-	-	15
RBW	83.33	83.33	100.00	83.33	62.5	-	-	166.67
FOV	34.0	42.0	38.0	38.0	36.0	42.0	38.0	32.0
ST/SP	4.0/2.0	4.0/0.0	7.0/1.0	5.0/0/0	2.0/-	7.0/0.0	5.0/0.5	3.0/-
Frekans Yönü	R/L	S/I	R/L	S/I	S/I	R/L	R/L	R/L
Matrix	352x256	416 x 256	384 x 224	320x 224	320 x256	80 x 128	256 x 256	320 x 224
NEX	0.75	1	1	1	1	1	1	1
Solunum	NT	NT	NT	NT	NT	NT	NT	NT

DAG: Difüzyon ağırlıklı görüntüleme, FOV; field of view, I/O; in- and opposed phase, NEX; number of excitations, NT; nefes tutmalı, RBW; receiver bandwidth, YB; yağ baskılama, SPGR; spoiled gradient echo, SSFSE; single shot fast spin echo, ST/SP; slice thickness/slice spacing, TE/TR; echo and repetition time, d; Ga öncesi ve sonrası dinamik

## HASTA HAZIRLIĞI

Hastalardan çekimden önce en az 4 saat boyunca oral alımı tamamen kesmeleri istenir. Bu safra kesesinin yeterli distansiyonu ve s-MRKP çekiminde sekretine verilen cevabın yeterli değerlendirilmesi için gereklidir. Ancak s-MRKP rutin protokolün bir parçası değildir. Negatif oral kontrastlar, üst gastrointestinal sistemin distansiyonunu sağlayarak pankreasın daha iyi görüntülenmesine yardımcı olur. Ananas ve yaban mersini suyu oral kontrast ajan olarak kullanılmıştır [2-4]. Ancak, bu ajanların içerdiği manganezin T1A ve T2A sekanslarda sinyal intensitesini etkileyebileceği bildirilmiştir [1]. Üst batin MRG'de hem pozitif hem de negatif olmak üzere oral kontrastlarla ilgili birçok çalışma bulunmaktadır, seyreltik Ga, baryum ve oral manyetik partiküller bunlardan bir kaçıdır [1-3].

## 1.5- 3.0 T MRG FARKLARI

Sinyal-gürültü oranı (SGO), alan gücü ile doğrusal olarak değişir. Böylece, 1.5 T yerine 3.0 T kullanmanın görüntülemedeki en büyük avantajı artmış SGO'dır [5]. Teorik olarak, manyetik alan gücünün 2 kat artması ile SGO'daki artışta 2 kat olmalıdır. Ancak RF alan inhomojenitesi, artan duyarlılık etkileri ve absorbe edilen enerji miktarının sınırlamaları gibi teknik faktörlerden dolayı, 3.0 T ile gerçek SGO artışı, 1.5 T'nin 1,7 katı kadardır [6-8]. Bu artmış SGO, uzaysal çözünürlüğü iyileştirmek, temporal çözünürlüğü artırmak veya görüntüleme zamanını kısaltmak veya tümü için kullanılabilir [6, 8]. Bu da klinik olarak, lezyon görüntülenmesinin iyileşmesi veya hareket artefaktının azaltılmasını sağlar.

Dokuların T1 relaksasyonu 3.0 T'da artar. Eğer 3.0 T kullanımında, 1.5 T ile benzer tekrarlama süresi (time repetetion:TR) kullanılırsa yumuşak doku kontrastının daha düşük olmasına neden olur [6, 9-10]. 3 T'da, 1.5 T'ya benzer T1 yumuşak doku kontrastı oluşturmak için TR'ler artırılabilir [8]. Ancak bunu yaparken, görüntüleme süresi artacaktır [5]. Bu sorunun çözümlerinden biri, paralel görüntüleme

tekniklerini kullanmaktır. Paralel görüntüleme teknikleri, paralel şekilde kullanılan faz dizili (phase-array) sargılar kullanılarak ve k-uzayında faz-kodlama çizgileri arasındaki mesafeyi artırarak görüntüleme süresini azaltırlar [6, 11-12]. Bu tekniğin iki büyük dezavantajı, azalmış SGO ve aliasing veya wrap around artefaktıdır. Ama 3.0 T cihazlarda doğal olarak SGO daha yüksektir ve faz-dizili sargı elementlerinin daha yüksek uzaysal rezolüsyonu, bu sınırlamaların üstesinden gelir.

Gadolinium kontrast ajanların T1 zamanını kısaltması, manyetik alan gücündeki artıştan etkilenmez [8]. Ancak, 3.0 T'de gadolinium boyanma etkisi daha belirgindir, çünkü daha yüksek alan güçlerinde dokunun T1 kontrastı göreceli azdır, buda 1.5 T ile karşılaştırıldığında 3.0 T'de daha yüksek kontrast-gürültü oranına (KGO) neden olur [13, 14]. Bu etki pankreas görüntüleme, özellikle hipervasküler tümörler başta olmak üzere lezyon saptanmasını arttırabilir. Genel olarak, daha yüksek alan kuvvetlerinde T2 relaksasyon zamanları ve sinyal intensitesi, önemli ölçüde değişmez [10]. Önceki birçok çalışma, 1.5 T'ya kıyasla 3.0 T'da görüntülemenin önemli bir avantajı olmadığını belirtmiştir [1, 6, 15]. Ancak, özellikle pankreas görüntülemeyi içeren yeni çalışmalar 3.0 T'nin görüntü kalitesinin 1.5 T'ya üstün olduğunu ortaya koymaktadır [14, 16-17]. Sabit çevirme-açılı 3B T2A sekansların 3.0 T'da dokuda yüksek enerji emilimine neden olduğundan, özgül emilim oranı (ÖEO: SAR: Specific absorption rate;) sınırlılığı vardır. Daha yeni 3 boyutlu TSE tekniklerde değişken çevirme açıları kullanılarak ÖEO, özellikle 3,0 T'de yaklaşık %70 oranında azaltılabilir, ancak dezavantaj olarak çekim süresi uzar [3, 18].

## T1 A GÖRÜNTÜLEME

T1 A görüntüler, kısa eko süresi (TE) ve daha hızlı görüntü almaya izin veren, nefes tutmalı spoiled bir gradyan eko (SPGR) kullanılarak elde edilir [19]. Bu sekansların çevirme açısı 70° veya daha büyük olmalı ve YB teknikler kullanılmalıdır [2]. Böylece pankreastan yeterli T1 sinyali sağlanırken çevreleyen baskılanmış

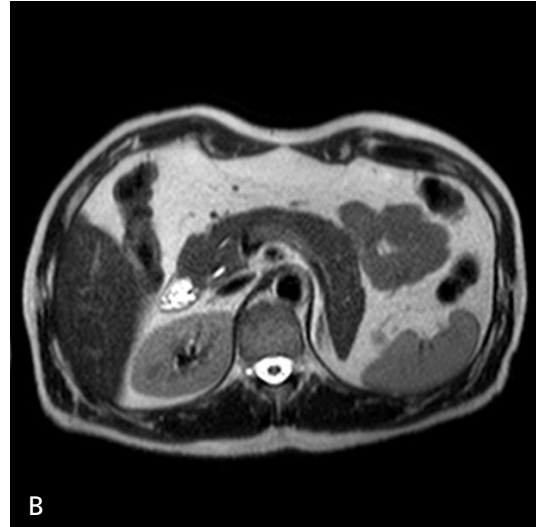
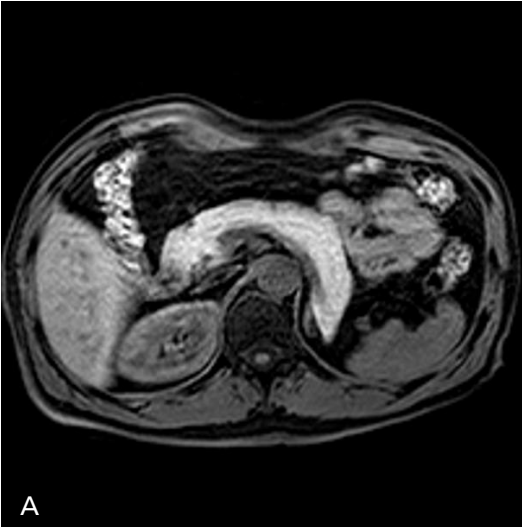
düşük sinyalli yağdan pankreas parankimi oldukça kolay ayırt edilir [2, 3]. YB için 2 ekolu Dixon görüntüleme kullanılabilir, burada su ve yağ protonları arasındaki kimyasal kayma farklılıklarından yararlanmak için farklı TE'ye sahip iki ayrı 2B GE sekansı kullanılır [1, 20]. Bu sayede, aynı ve karşı faz görüntüler oluşturulur, karşı faz görüntülerde de yağ sinyalleri baskılanır. 3B 2 ekolu Dixon teknikleri, tek bir nefes tutma ile daha ince ve ardışık kesitler elde etme avantajına sahiptir. 3B 2 ekolu Dixon teknikleri 2B'lere tercih edilir çünkü 3B'lular manyetik alan inhomojenitesinden daha az etkilenir [3]. 2 ekolu Dixon tekniklerinin temel dezavantajı, manyetik alan inhomojenitesine karşı duyarlı olmalarıdır ve bu da yetersiz YB'ya neden olabilir. 3 ekolu Dixon teknikleri ile bu sorunu çözmek mümkündür. 3 ekolu Dixon teknikleri ile üçüncü bir görüntü alınır, buda T2\* bozulma ve manyetik alan inhomojenitesini düzeltmek için kullanılır [1,20]. 3 ekolu Dixon, IDEAL (iterative decomposition with echo asymmetric and least-squares estimation) tekniği kullanılarak, su ve yağı ayırır [2, 20-21]. Dixon yağ-su ayırma teknikleri tipik olarak tek sargılı görüntüleme ile sınırlıdır [21]. Bununla birlikte, IDEAL tekniklerin, çoklu sargılar ve paralel görüntüleme ile verimli çalıştığı gösterilmiştir, dezavantajları ise çekim süresindeki uzamadır [2, 21].

EĞİTİCİ  
NOKTA

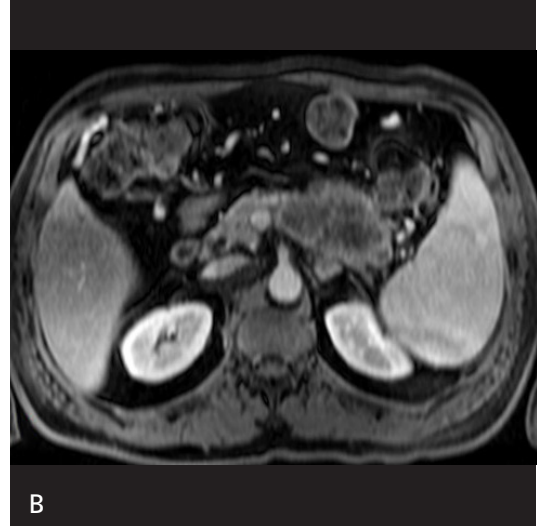
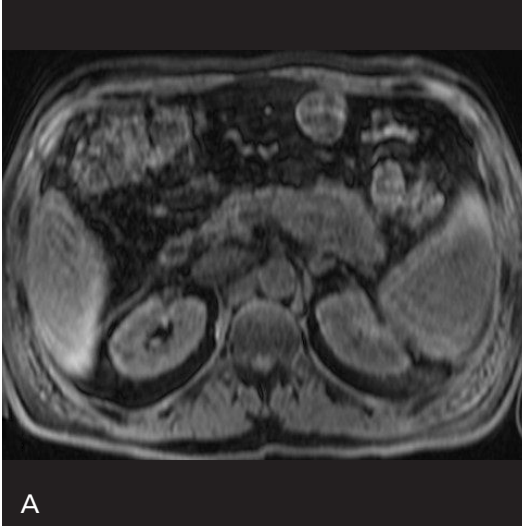
Normal pankreas, protein ve endoplazmik retikulum içeriğinden dolayı yüksek T1 sinyaline sahiptir (Resim 1A, B) [2, 3]. Akut pankreatit gibi inflamatuvar süreçler ve ekzokrin tümörlerde (örn. pankreatik adenokarsinom) hipointens olarak görüntülenir [2, 3]. Pankreas parankiminin normal diffüz yüksek T1 sinyali, yaşlanma ile artan fibrozis ve taş-kitle gibi pankreatik kanalda uzun süreli obstrüksiyonu olan hastalarda azalabilir [2, 3]. T1A sekanslar hemoraji, akut pankreatitte inflamatuvar kolleksiyonların içeriği ve pankreatik yağ varlığını değerlendirmede etkilidir [3].

### KONTRASTLI T1 A GÖRÜNTÜLER

Birçok merkezde MR görüntüleme sadece koledokolitiazis için yapılacaksa kontrast madde kullanılmaz. Bunun dışında ekstrasellüler Ga'lu kontrast ajanlar kullanarak dinamik çalışma rutin pankreas MR görüntülemenin önemli bir parçasıdır. Genellikle nefes tutmalı YB 3B SPGR sekans kullanılır. Satıcı firmaya bağlı olarak, kontrast sonrası T1A sekanslar, farklı isimlendirilir VIBE (volume interpolated breath-hold F-GRE), LAVA (liver acquisition with volume acceleration) ve THRIVE (T1-weighted high-resolution isotropic volume examination) gibi [1]. İntravenöz Ga, MR uyumlu bir enjeksiyon pompası ile, 20 G ka-



Resim 1. A, B. Normal pankreas dokusu, (A) YB T1 A G'de protein ve endoplazmik retikulum içeriğinden dolayı sinyali yüksek, (B) T2 A görüntüde karaciğere ve dalağa göre daha hipointens izleniyor



**Resim 2. A, B.** (A) Kontrastsız YB T1 A G'de pankreas kuyruğunda kalınlaşma izlenirken kitle sınırları seçilemiyor, (B) kontrastlı YB T1 A G'de Ga ile boyanan normal pankreatik dokunun T1 sinyali artarken kitle hipointens olarak kolayca saptanıyor.

teterden 0.1 mL/ kg, 2.0 mL/ sn hızla verilir, takibinde 20 mL izotonik ile yıkama yapılmalıdır. Kontrastsız T1 A görüntü alındıktan sonra, İV kontrast injeksiyonu sonrası dinamik olarak sırası ile arteryel (20-25. sn), portal-venöz (55-60 sn) ve geç venöz (90-180 sn) görüntüler alınır [1, 2]. Ga ile boyanan normal pankreatik dokunun T1 sinyali maksimum artar, bu tipik hipointens olan veya kolay saptanamayan adenokarsinomları saptanır hale getirir (Resim 2A, B). Aynı zamanda, kistik lezyonların duvarında nodüler kontrastlanma gibi şüpheli bulguların saptanmasına yardımcı olabilir [22]. Kontrastlı sekanslar akut pankreatitli olgularda pankreatik nekrozun daha iyi görüntülenmesine yardımcı olur. Ayrıca, Ga sonrası küçük fonksiyone nöroendokrin tümörler ve renal hücreli karsinom metastazları gibi hipervasküler lezyonlar belirgin hale gelir [23].

## T2 A Görüntüleme

Hızlı ve turbo SE (FSE ve TSE) sekanslar daha kısa süre de görüntülemeye izin verdikleri için konvansiyonel SE'nin yerini almıştır. Tek bir uyarılmadan sonra uzun bir eko katarı ile k-uzayının yarısını dolduran nefes tutmalı single-shot FSE (SSFSE) veya half-Fourier acquisition single-shot turbo SE sekanslar,

T2A görüntüleme için tercih edilen yöntemlerdir [2]. Cihaza bağlı olarak TSE'lar, single shot fast spin echo (SSFSE) veya steady-state free precession (SSFP) sekanslar kullanılır. SSFE sekanslarda pankreatik damarlar parlaktır ve tümör varlığında cerrahi planlama için avantaj sağlar. Ancak splenik damarlara komşu kistik lezyonları ayırt etmek zor olabilir. SSFSE'lar, TSE sekanslardan daha üstün görüntü kalitesine sahiptir. SSFE sekanslarla TE 100 milisn ile T2A, TE 600 milisn ile MRKP görüntü elde etmek için kullanılabilir [3]. Konvansiyonel sekanslarla karşılaştırıldığında, yağın sinyal intensitesi daha yüksektir ve YB tekniklerine ihtiyaç duyulur. Ayrıca uzun eko katarı sırasında daha az sinyal elde edilmesi ve T2 bozulması nedeniyle, bu sekanslar daha kısa T2'ye sahip dokuların nispeten daha düşük SGO ve KGO neden olur [1, 2]. SSFSE sekansların kolorektal metastazlar gibi solid karaciğer lezyonlarında KGO'nun daha düşük olduğu gösterilmiştir [24]. YB için, kimyasal kayma veya inversiyon recovery (IR) teknikleri kullanılabilir. Kimyasal kayma ile YB'da, su ve yağ protonları arasındaki rezonans frekansındaki küçük farktan yararlanılarak görüntü oluşturulur. Bu teknikte, kesit seçimi darbeleri (pulse) uygulanmadan önce, her bir kesit seçim RF darbesi ile aynı rezonans frekansına sahip bir saturasyon dar-



besi uygulanır. Hemen sonrasında, lipitlerden gelen defaze sinyalleri toplamak için spoiled gradyan darbeleri uygulanır. Ancak, bu teknik manyetik alan inhomojenitesine duyarlıdır ve yetersiz YB'ya neden olabilir [2]. IR ile YB tekniği, yağın sudan daha kısa T1'e sahip olmasına dayanır. Bu sayede, 180° inversiyonundan sonra, yağın manyetizasyonu sudan daha hızlı düzelecektir. Böylece, yağın sıfır noktasında uygulanan 90° darbesi, suyun geri kazanılmasına ve bir sinyal üretmesine izin verirken, yağda uyarılma olmayacaktır. Yağın T1 sıfır noktası manyetik alan kuvvetine bağlıdır. Tipik olarak, 1.5 T'da 150 milis'nden daha büyük inversiyon süreleri kullanılır [1, 3]. **Çoğu T2A SSFSE ve 3 boyutlu MRKP sekansları tek nefes tutma ile elde edilemeyecek kadar uzundur. Bu sekanslar için 2-3 kez nefes tutma yapılarak ya da nefes tutmadan hareket baskılama teknikleri kullanılarak görüntüleme yapılabilir ancak bu tekniklerin kullanımı görüntüleme süresini uzatır [3]. Hareket baskılama için solunum tetikleme, navigator pulsla solunum monitörizasyonu ve rotatif k-uzayı örnekleme kullanılabilir. Üst abdomen T2A SSFSE uygulamalarında hareketin baskılanmasında, rotatif k-uzayı doldurma tekniklerinin konvansiyonel nefes tutma ve navigatör yöntemlerine göre daha iyi görüntü kalitesi sağladığı gösterilmiştir [25, 26].**

Normal pankreas, T2A görüntülerde genellikle karaciğere ve dalağa göre düşük-orta sinyale sahiptir (Resim 1B). Pankreas parenkiminde veya çevresinde kistik lezyonlar ve sıvı koleksiyonları T2A görüntülerde çok iyi görünülür. Pankreatik kanal genellikle aksiyel kesitte pankreatik sıvıdan gelen yüksek sinyaller sayesinde görüntülenir. Buda, MRKP serilerini yönlendirmek için kullanılabilir [2].

### DİFÜZYON AĞIRLIKLILIKLI GÖRÜNTÜLEME (DAG)

Difüzyon ağırlıklı görüntüleme hücre membranları, makromoleküller ve dokuda oluşan etkileşimlerin sebep olduğu su hareketliliğindeki değişiklikleri yansıtır [27-29]. DAG Brownian hareketi olarak da bilinen biyolojik çevredeki su moleküllerinin rastgele hareketinden yarar-

lanılarak oluşturulur. Hızlı spin-eko T2 A sekansı, 180° yeniden odaklama RF darbesinden önce ve sonra uygulanan bir çift gradyan kullanımı ile difüzyon ölçümüne izin verir. Kısıtlı difüzyonda birinci gradyanın neden olduğu faz kayması, ikinci gradyan tarafından ortadan kaldırılır ve sonuç olarak önemli bir sinyal kaybı oluşmaz [27]. Serbest difüzyonda ise uygulanan gradyanlar arasında suyun hareket aralığı tam olarak refaze olamaz ve sonucunda DAG'de sinyalde azalmaya neden olur. DAG'nin başlıca teknik sınırlılıkları, ekoplanar görüntümeden kaynaklanan düşük SGO ve duyarlılık artefaktıdır. **Tablo 3, bu sınırlamaları azaltmak için optimize edilebilen tarama parametreleri yer almaktadır [30-32]. b değeri, difüzyon ağırlığının derecesini gösteren teknik bir parametredir ve sekansın kısıtlı difüzyona olan duyarlılığını gösterir. b-değeri seçimi, görüntülerin yorumunda ve lezyon saptanmasında kritik öneme sahiptir [29]. DAG elde etmek için, biri düşük (<200 s/mm<sup>2</sup>), diğeri yüksek (örneğin 800 veya 1000 s/mm<sup>2</sup>), en az 2 ayrı b-değeri kullanılır. Ancak çoğunlukla 3 veya daha fazla b-değeri ile görüntüleme yapılmaktadır.** Pankreas DAG protokolünün artan uygulamalarına rağmen özellikle yüksek olan b değeri seçimi konusunda hala fikir birliği yoktur. Klinik uygulamada yaygın olarak pankreas için b değeri ≤1000 s/mm<sup>2</sup> kullanılmaktadır ve birçok araştırma adenokarsinomların saptanmasında tetkik duyarlılığında artış olduğunu bildirmektedir [27, 29, 30]. Ancak yine de b:1000 s/mm<sup>2</sup> değerleri ile bile pankreas başı ve gövdesinde lokalize adenokarsinomların, oluşturdukları obstrüktif pankreatite bağlı gelişen hiperintensite nedeniyle saptanmasında güçlükler söz konusudur. B-değeri, 3.0 T'da 500'den 1500 s/mm<sup>2</sup>'ye çıkartıldığında pankreatik adenokarsinomların saptanma oranında artış olduğu bildirilmektedir [29]. Yüksek b değeri ile oluşturulan görüntülerin kontrast çözünürlüğü daha yüksek ancak uzaysal çözünürlüğü düşüktür. Buna karşın, düşük b değeri ile alınan görüntülerin genellikle uzaysal çözünürlüğü daha yüksektir [27,30]. Su moleküllerinin engelsiz hareketi, düşük b-değerlerinde ve ADC (ADC; apparent diffusion coefficient, gerçek katsayısı MRG kullanılarak

**Tablo 3: DAG teknik sınırlılıklar ve Potansiyel çözümler**

Sorun: Düşük SGO	Sorun: Hassasiyet Artefaktları
<p><b>Çözümler</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Daha yüksek manyetik alan gücüne sahip cihazlarla görüntüleme; 3.0 T vs 1.5 T, ancak 3.0 T daha fazla artefakt yaratabilir,</li> <li>Minimum TE (&lt;100 ms)</li> <li>NEX'i arttırmak</li> <li>Matrix boyutunu azaltmak</li> <li>Kesit kalınlığını ve/veya FOV'u artırmak</li> <li>Nefes tutmadan veya daha uzun zaman alan solunum tetiklemeli teknikler kullanmak</li> </ul>	<p><b>Çözümler</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>T1 saturasyon etkilerini en aza indirmek için uzun TR, genellikle tipik bir karaciğer metastazında T1 3 kattır (&gt;2500 ms)</li> <li>Kimyasal kayma ve solunumdan kaynaklanan hayalet artefaktını azaltmak için yağ baskılama teknikleri kullanmak</li> <li>Hareket artefaktından kurtulmak için nefes tutmalı görüntüler almak</li> </ul>
FOV: field of view, NEX; number of excitations, SGO; sinyal gürültü oranı, TE: echo time.	

ölçülemeyeceğinden görünen terimi kullanılır) haritalarında sinyal artışına, yüksek b-değerlerinde ise sinyal kaybına neden olur [30]. Düşük b değerlerinde, yüksek oranda serbest suya sahip lezyonlar, T2 ağırlığının görüntü kontrastı üzerindeki etkisinden dolayı yüksek sinyal intensitesine sahiptir. Bu fenomen T2'nin parlaklığı (shine through) olarak bilinir, benign kistik lezyonlar ve hemanjiyomlarda görülebilir [27, 30]. b değeri arttıkça, difüzyonu kolaylaşmış dokular (kist vb.) sinyal kaybı gösterirken, difüzyonu kısıtlanmış dokular (tümör dokusu vb.) yüksek sinyal intensitesini korur [32]. Su moleküllerinin kısıtlanmış hareketi, DAG'de sinyal artışına ve ADC haritalarında sinyalin azalmasına neden olur. Bu nedenle, difüzyon kısıtlılığının kalitatif ve kantitatif değerlendirmesi için farklı b değerlerinde görüntüler alınmalı ve DAG'in yorumlanması için ADC haritaları oluşturulmalıdır (Resim 3A-C) [33]. ADC haritaları, MR firmalarının cihaz iş istasyonlarında otomatik olarak oluşturulur. ADC değerlerinin kantitatif analizi, değerlendirilen görüntüdeki hem normal hemde anormal dokuda ilgi alanları (regions of interest: ROI'ler) çizilerek tahmini yapılabilir.

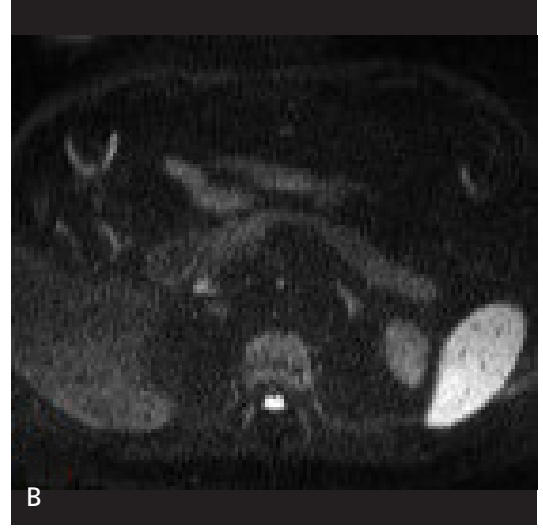
## MRKP

Su içeriği %97'ye varan safra ve de pankreas salgısının bu özelliği temel alınarak MRG

ile görüntülenmesi ilk kez 1991 yılında Wallner ve ark. [34] tarafından gerçekleştirilmiştir. Durağan ya da yavaş hareketli sıvıların solid dokudan daha uzun T2 relaksasyon zamanına sahip olmaları nedeniyle, uzun TE kullanılarak elde olunan ağır T2 A görüntülerle elde olunan MRKP tekniğinde, anatomik yapıların içindeki durağan veya çok yavaş hareket eden sıvılar görüntülenebilir hale gelirken, solid dokulardan ve damar lümenindeki kandan kaynaklanan sinyalin intensitesi ihmal edilebilecek kadar azalır.

Bununla birlikte, MRKP çekimlerinde gerek solunum gerekse de barsak hareketlerinin etkisinden kurtularak görüntü kalitesinin artırılması hedeflenmektedir.

Her bir TR zamanı içerisinde tek bir faz kodlama gradyenti uygulanan klasik SE sekanslarından farklı olarak, tek bir TR zamanı içinde birden fazla faz kodlama gradyenti kullanılarak k-uzayında birden çok çizgi doldurulan FSE sekanslarında inceleme süresi azaltılır [35]. 90°lik puls sonrası çok sayıda 180°lik yeniden odaklama yapan puls yollanması ile elde olunan bu sekanslarda özellikle 3T cihazlarda dokuda enerji depolanmasını azaltmak için 130-160°lik pulslar da kullanılmaktadır [3]. Tek bir TR zamanı içinde kullanılan faz kodlama gradyenti yada doldurulan k uzayında çizgi sayısına eko train uzunluğu (ETU) denir. Tercih edilen ETU ile orantılı olarak sekans süresi de kısa-



**Resim 3. A-C.** (A) Düşük b değeri ile DAG, (B) Yüksek b değeri ile DAG, (C) ADC haritası, difüzyon kısıtlılığının kalitatif ve kantitatif değerlendirilmesi için farklı b değerlerinde görüntüler alınır ve DAG'in yorumlanması için ADC haritaları oluşturulur.

lır. Çok uzun ETU kullanılan FSE sekanslarda nefes tutmalı T2 A görüntüler elde olunabilir. Ancak ETU arttıkça (TR sabit kaldığı sürece) elde edilebilecek kesit sayısı azalır. Ayrıca uzun ETU'larda son ekoların TE zamanı çok uzun olacağından sinyal düşer. Aynı eko train içindeki ekoların TE farkları da artacağından görüntü bulanıklığı sorunu da ortaya çıkar [35].

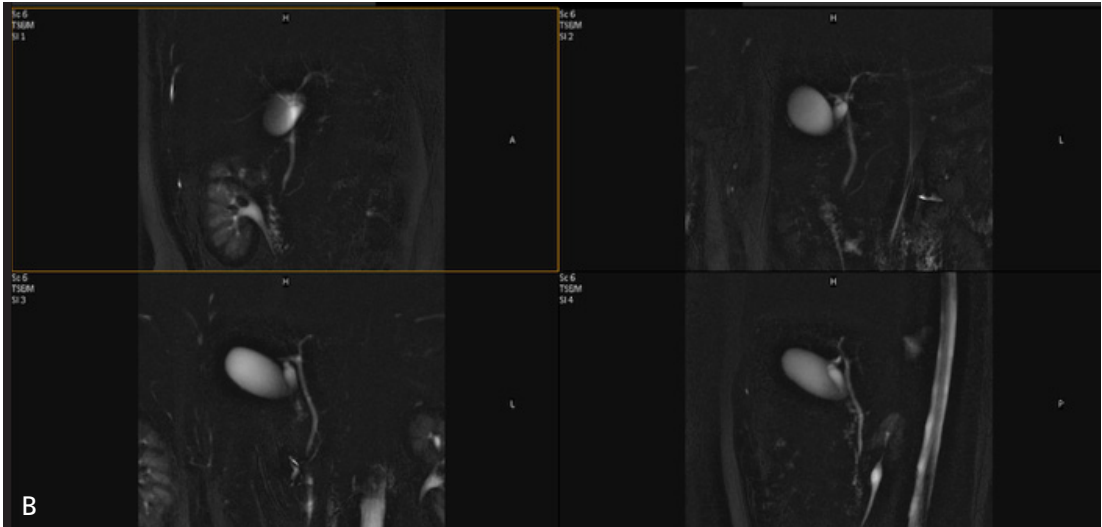
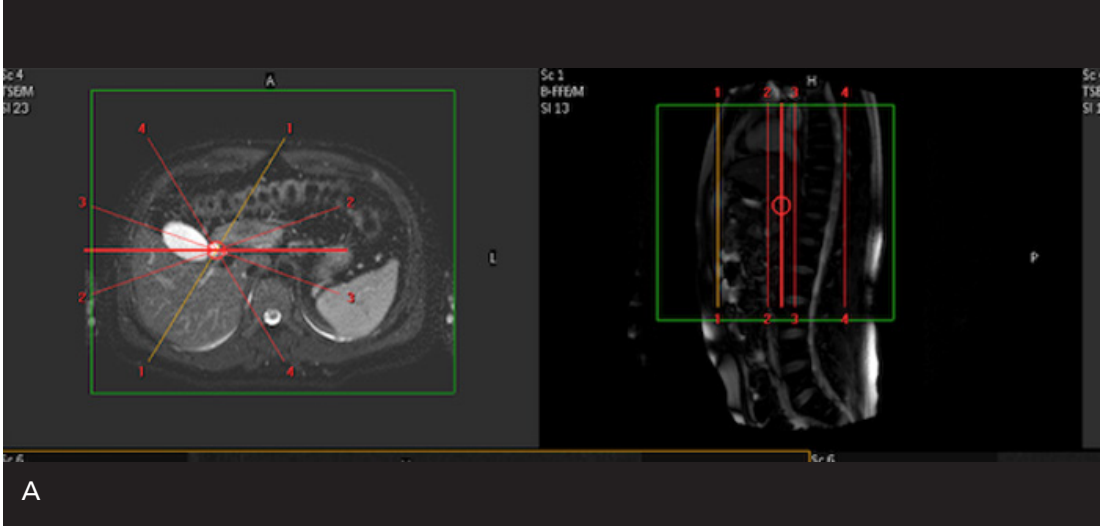
FSE sekanslarda süreyi kısaltmanın bir diğer yolu, tek bir TR zamanı içerisinde bütün ekoları elde etmektir. Bu sekanslara tek atımlı hızlı spin eko (SSFSE ya da HASTE) denir. Bu sekanslarda k-uzayındaki tüm çizgilerin doldurulması yerine, düzlemin simetrisinden faydalanarak ekstrapolasyon ile, çizgilerin %50-60'ı doldurularak görüntü elde olunur. SSFSE

sekanslar tek nefes tutturma süresinde görüntü oluşturabilmesi ve solunum ve bağırsak artefaktlarından daha az etkilenmesi nedeniyle FSE'ye göre uzaysal çözünürlükte hafif kayıp ile de sonuçlansa da daha yüksek görüntü kalitesi sunmaktadır [36].

MRKP çekiminde safra yolları ve pankreatik kanala ait bilgileri içeren sekanslar genelde birbirini tamamlayıcı bilgi veren, temel fizik prensipleri yukarıda da belirtilen iki yolla elde edilmektedir (Tablo 1, 2) [37].

İlk yöntem, sıvı içeren yapıları yüksek sinyal intensiteli gösteren, 1-2 saniye içerisinde veriyi tek bir dilim (tipik olarak 30-80 mm) olarak elde eden nefes tutmalı sekanslardır. Bu amaçla SSFSE sekansı kullanılarak aksiyel düzlemde-





**Resim 4. A, B.** (A) Aksiyel SSFSE görüntü üzerinde koledok merkez alınarak dört adet 40 mm kalınlıkdaki dilim tüm pankreatikobilyer sistemi içerecek şekilde farklı açılarda yerleştirilmiştir, (B) 2B koronal MRKP görüntülerinde, birden dörde kadar numaralandırılan her bir dilimin izdüşümlerinin farklı açılardan pankreatik kanalı gösterdiği dikkat çekmektedir. Pankreatik kanalın tek bir kesitte bütün olarak görüntülenmediği, ancak farklı açılarda alınan MRKP görüntüleri ile bir bütün olarak takip edilebildiği dikkati çekiyor.

ki T2 AG'de koledok merkez kabul ederek, her biri bu merkezden geçen, koronal veya koronal oblik düzlemde 30-80 mm kalınlığında ortalama 4-6 adet kalın dilimler elde olunur. Her bir kalın kesit alma aşamasında hastaların nefes tutma süresi yaklaşık 2 sn'dir (Resim 4A, B).

Hiperintens safra/salgı içinde gizlenebilecek olası kanal içi dolum defektlerini saptanmasına duyarlı olmayan; safra yollarına ve pankreatik kanala ait genel bir bakış veren

kalın dilimli bu görüntülere ince kolimasyonlu çok kesitli ikinci bir MRKP sekansı da ilave edilmektedir.

Çok kesitli kaynak görüntüler tek bir nefes tutmalı sekansta ya da 4 ila 7 dakika arasında süren, 2D veya 3D solunum-ortalama T2 A sekansı ile aksiyel ve koronal planlarda elde edilebilir [37].

Kesit aralığı bırakmadan solunum tetiklemeli olarak elde olunan 3B FSE sekansı, 2B

SSFSE MRKP ile kıyaslandığında, hacimsel taramanın; ince, devamlılık arz eden kesitlerin sağladığı artmış görüntü kalitesine bağlı olarak pankreatik kanal yan dallarının, kanal taşlarının ve safra yolları anatomisinin daha iyi gösterilmesine olanak sağlamaktadır [36]. Ancak solunum tetiklemesi nispeten eş derinlikde ve düzenli solunuma ihtiyaç duyar. Hızlı gradientler uygulanıp, paralel görüntüleme yapılsa bile 3B MRKP süresi hastanın uyumuna bağlı olmakla birlikte 5-7 dakikaya uzamakta olup, bu süre sekansı hareket artefaktlarına duyarlı hale getirmektedir. Düzensiz ve yüzeysel soluyan hastaların MRKP değerlendirmesi için navigator desteği de kullanılabilir gibi 3B nefes tutturularak görüntülerin elde olunması da güncel sekanslarla hedeflenmektedir. Nitekim 3 T cihazda, nefes tutturmalı (NT), gradient ve spin eko (GRASE) tekniği ile elde olunan 3B MRKP sekansı, FSE ile elde olunan konvansiyonel 3B solunum tetiklemeli MRKP ile kıyaslandığında, 3B NT GRASE MRKP tekniğinin, daha iyi görüntü kalitesi sağlamakta ve tanısız olmayan tetkik sayısını azalttığı belirtilmektedir [38].

Pankreatik kanal ortalama olarak baş kesiminde 3.5 mm, 2.5 mm gövdede, kuyruk kesiminde ise 1.5 mm genişliktedir [36]. Ancak, yeterli tanısız kalitede elde olunan bir MRKP tetkikinde, fizyolojik durumda (ERCP deki gibi kontrast madde ile distansiyonun veya sekretin sonrası salgı uyarımı olmadığı) görüntüleme yapıldığı göz önüne alınarak pankreatik kanal görüntülenmemesi normal olarak kabul edilebilir.

MRKP incelemesi öncesi, rutin MRG tetkikine benzer biçimde, midedeki sıvı içeriğinin, duodenal peristaltizminin azaltılması, gastrointestinal sıvı içeriğinin örtüşmesinin engellenmesi, barsak peristaltizminin uyarılmaması, kullanılacaksa sekretine beklenen yanıtın oluşması, safra kesesi dolununun artması amacıyla hastaların 3-4 saat aç kalması önerilmektedir. Ayrıca gerekli durumlarda, seyreltilmiş gadolinium (75 salin içine 5 mL) tetkikten 10 dk önce hastaya içirilerek safra yollarına ve pankreatik kanala iz düşüm oluşturabilecek/üst GIS sinyalinin baskılanması da sağlanabilir [3].

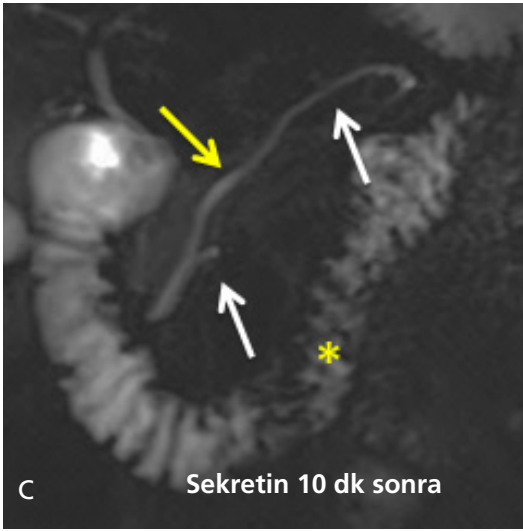
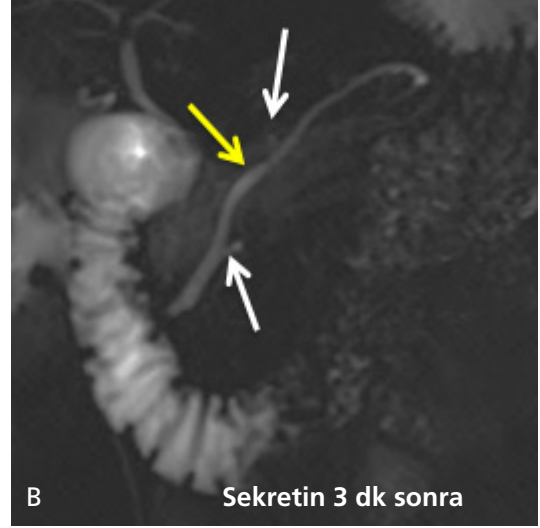
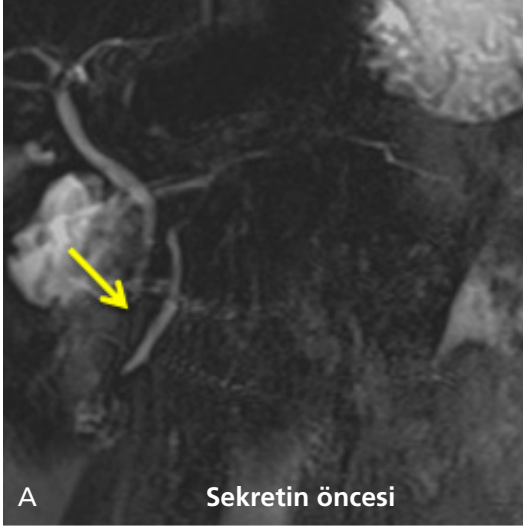
MRKP'nin başlıca endikasyonları şöyle sıralanabilir [38-40]:

1. Anatomik varyasyonların değerlendirilmesi,
2. Biliyer tıkanıklıkların nedeninin araştırılması,
3. Kolesistektomi öncesi safra kanallarının koledok taşı yönünden değerlendirilmesi,
4. Karaciğer nakli öncesinde safra yolları anatomisinin belirlenmesi,
5. Pankreatik ve biliyer aciller (akut pankreatit, akut kolesistit, akut biliyer tıkanıklık)
6. Bilioenterik anastomoz ve Billroth 2 gibi cerrahi girişimler sonrası endoskop ile major papillaya zor ulaşıldığı durumlar,
7. %5-10'a varan ERKP'nin başarısız olduğu olgular veya kontrendike olduğu durumlar.

MRKP, ERKP ile kıyaslandığında MRKP'nin noninvazif olması, komplikasyon riskinin olmaması, nispeten uygulayıcıdan bağımsız olması, iyonizan radyasyon içermemesi, intraduktal ve ekstraduktal anatomisinin birlikte gösterilmesi gibi üstünlükleri mevcuttur. Ancak ERKP'ye göre uzaysal çözünürlüğü düşüktür. Kronik pankreatitte özellikle erken dönem ana kanal ve yan dallardaki değişiklikleri yansıtmayabilir; inceleme fizyolojik koşullarda yapıldığı için, yani kanallar dışarıdan kontrast madde uygulaması gibi bir etkiyle genişletilmediği için küçük kanal patolojileri atlanabilir. Oysa ERKP'de kanalların distansiyonu ile morfolojik en küçük detay bile ortaya konabilir. Temel dezavantajı ise eş zamanlı girişim imkanı olmamasıdır. MRKP ile hafif darlık görüntülenemeyebilir, ayrıca darlık uzunluğu proksimaldeki fizyolojik kollaps nedeniyle daha uzun sanılabilir.

ERKP'nin dezavantajları arasında ise invazif olması, kanama perforasyon riski taşıması, uygulayıcı bağımlı olması ve iyonizan radyasyon içermesi sayılabilir. ERKP ile sadece kanallar ve kanallara ilişkin yapılar ait değerlendirilebilir, en önemli avantajı eş zamanlı girişimi, sfinkterotomi, balon dilatasyonu, stent yerleştirme, ve taş çıkarma gibi işlemleri mümkün kılmasıdır. Bu nedenle tıkanıklık bulguları bariz olan olgularda ERKP öncelikle tercih edilebilir [39, 40].

SEKRETİN MRKP (S-MRKP): Lümende artan asiditeye yanıt olarak duodenumdan salınan ve ülkemizde rutin kullanımda olma-



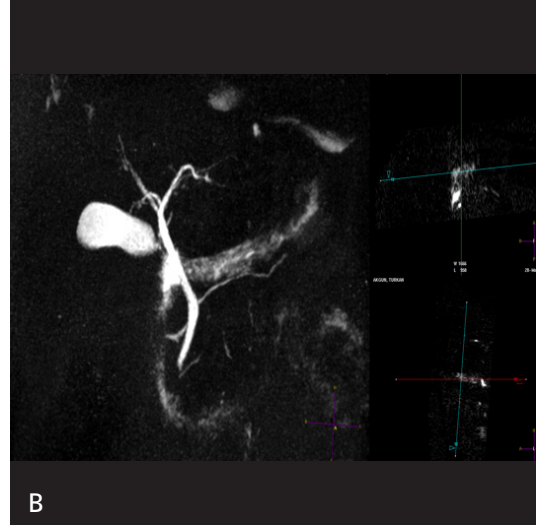
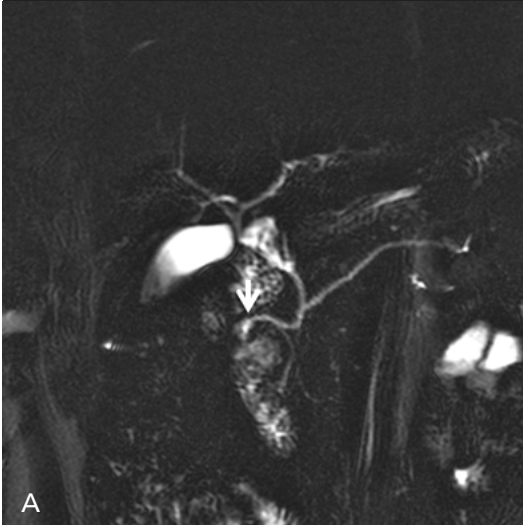
**Resim 5.** A-C. Sekretin öncesi (A) MRKP görüntüsünde sadece pankreatik kanal izlenirken (sarı ok), sekretin sonrasında (B, C) baş ve gövde kesiminde bir kaç adet yan dal (beyaz ok) genişlemesi izleniyor. Hafif şiddette kronik pankreatitli olguda, pankreatik kanal 4 mm olup hafif geniş olup distal duodenumun sekresyonla dolması (yıldız) sekretin ile uyarılmaya yanıtın normal olduğunu göstermektedir (Dr. Fatih Akışık'ın izniyle).

yan polipeptid bir hormon olan sekretin, IV yoldan beher 10 kg için 1 mL olarak kullanılır. Oddi sfinkterinde tonusunda ve egzokrin salgılamada geri dönüşümlü artış nedeniyle pankreatik kanalda genişleme, duodenumun sekresyon içeriğinde artış olur. 3-5 dakikalarda maksimum düzeye ulaşan etkisi nedeniyle, sekretin öncesi ve sekretin sonrası 10-15 dakika boyunca her 30 saniyede bir koronal planda MRKP elde olunur. Pankreatik kanal ve duodenum içeriği, enjeksiyon öncesi ve sonrası MRKP görüntüleri ile kıyaslanır. Beklenti, sekretin sonrası kanalın genişlemesi ve sonra başlangıç genişliğine geri dönmesi ayrıca pankreatik salgıların boşalması ile duodenumda artmış sinyalin saptanmasıdır.

Yanıtın olmaması veya başlangıç genişliğine dönmemesi (10 dk da >3mm) patolojik olarak kabul edilir (Resim 5) [27, 36].

S- MRKP endikasyonları [27]:

1. Kronik pankreatit (özellikle yan dal patolojilerinin erken tespiti),
2. Pankreatik kanal bütünlüğünün değerlendirilmesi,
3. IPMN ve diğer kistik lezyonların ayırımında pankreatik kanalla ilişkilerinin değerlendirilmesi,
4. Pankreatik kanal darlıklarının değerlendirilmesi (benign -malign ayırımı),
5. Anatomik varyasyonların (pankreatik divizyum, santorinosel, pankretikobiliyer bileşke anomalisi) saptanmasında yüksek duyarlılığı,



**Resim 6. A, B.** 3B MRKP görüntüsünde pankreatik divizyum ile uyumlu koledöğü çaprazlayarak minör papillaya açılan santorini kanalı ve distal uçta santorinosel ile uyumlu (beyaz ok) genişleme.

6. Pankreatik egzokrin fonksiyonun kantitatif-semikantitatif olarak değerlendirmesi ve Oddi sfinkter disfonksiyonun değerlendirilmesi olarak sıralanabilir.

#### Kontrastlı MRKP (K-MRKP):

Sinusoid zarındaki (OATP1B1/B3) ile hücreye alınan ve değişime uğramadan, MDRP2 ile safra yollarına atılan karaciğere özgü maddelerin T1 kısaltma etkisi artmış sinyale neden olur. Bu kontrast maddelerden Gadobenate dimeglumine (Gd-BOPTA) 'nın safra ile atılımı %3-5 iken, gadoksetik asidin (Gd-EOB-DTPA) safra atılımı %50'ye ulaşmaktadır [41].

IVKM sonrasında 10-20 dakikada elde olunan aksiyel ve koronal planda 3B YB spoiled gradient recall (SPGR) sekansının alınması tetkikin temelini oluşturur. Ancak hedef safra kaçaklarının değerlendirilmesi ise 20-25. dakikada elde olunan görüntülere 60-90. dakika görüntülerin eklenmesi duyarlılığı %92'ye çıkardığı da belirtilmektedir [42].

Ayrıca flip açısını alışageldik 10-12°den, 20-35°ye çıkarmanın safra yollarının daha iyi görüntülenmesini sağladığı da belirtilmektedir [43].

K-MRKP ile safra kaçağı, mideye reflü, oddi sfinkter disfonksiyonu, safra yollarına açılan lezyonların ve fistüller değerlendirile-

bildiği gibi safra yolları intensitesi ile karaciğer fonksiyonu hakkında da bilgi edinilebilir [41].

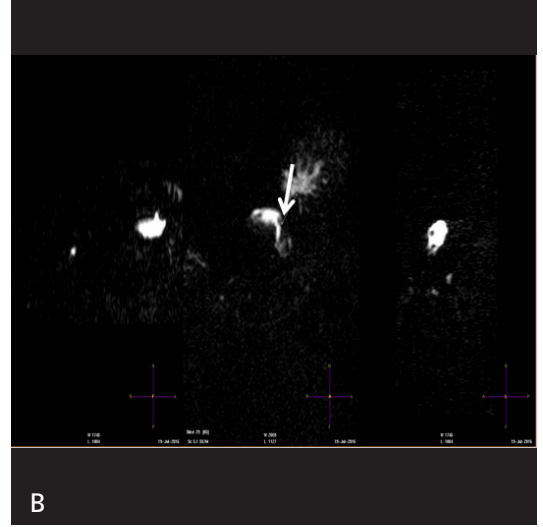
K-MRKP klinik endikasyonları [44, 45]:

1. Safra yollarının anatomi ve varyasyonlarının değerlendirilmesi,
2. Biliyer kistlerin değerlendirilmesi (caroli hastalığı gibi),
3. Safra kaçaklarının, aktif ekstrasvazyonun değerlendirilmesi,
4. Safra yollarının bütünlüğünün değerlendirilmesi,
5. Biliyer-enterik anastomozların değerlendirilmesi,
6. Karaciğer naklinden sonra biliyer komplikasyonların değerlendirilmesi,
7. Kolesistit ve safra kesesi disfonksiyonunun değerlendirilmesi,
8. Genişlemiş safra yollarında yalancı/ gerçek bir tıkanıklığı ayırımı olarak sıralanabilir.

### Pankreatik Patolojilerde MRKP

#### Pankreatik divizyum

Rutinde saptanma oranı %5-10'nunda iken nedeni açıklanamayan akut pankreatitli olgularda bu oran %10-20'dir, bu grup hastalarda minor



**Resim 7. A, B.** (A) Pankreas gövde kesiminde tam kat nekroza ikincil duvarla sınırlanmış nekroz (DSN) (ok). (B) 3B MRKP görüntüsünde kesintiye uğrayan pankreatik kanalın DSN ile devamlılığı.

papillotominin fayda sağladığı belirtilmektedir. S-MRKP ile pankreatik divizyumun saptanabilirliği %5-29 artmaktadır (Resim 6) [27].

### Akut pankreatit

BT akut pankreatit tanısında en sık kullanılan yöntem olmakla birlikte, kontrast alerjisi durumunda, gebelikte, nekroz-kanama varlığının saptanması, kanal bütünlüğünün değerlendirilmesinde problem çözücü olarak önem taşır.

### Pankreatik kanal bütünlüğü

Travma veya pankreatitte pankreatik kanalda hasar, veya kaçak değerlendirmesinde önem taşır. Kesintiye uğramış kanal (disconnected duct) durumunda, MRKP kesintinin öncesini ve sonrasını da gösterir. Halbuki ERKP kesintinin sadece öncesini gösterebilmektedir. Ayrıca ERKP uygulaması, öncesinde steril olan koleksiyonları enfekte etme riski taşır (Resim 7).

### Kronik pankreatit

Kanaldaki düzensizlik, dolum defektleri ve darlıkların gösterilmesinde önem taşır. Sekretin

kullanımı durumunda nicel egzokrin fonksiyon değerlendirilmesini mümkün kılar ve erken dönem değişiklikleri de gösterir.

### Malign pankreatik kanal darlığı ve IPMN

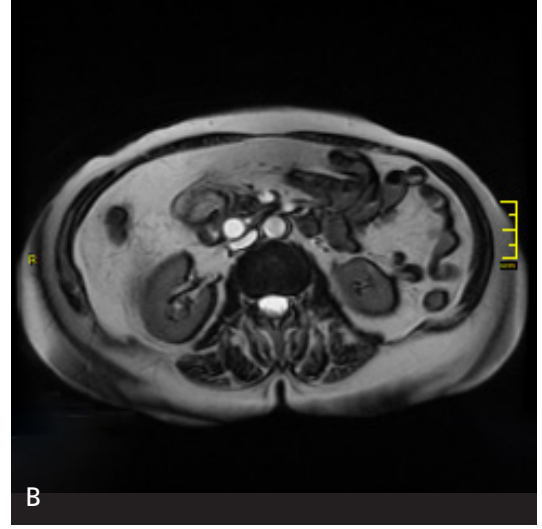
MRKP ile pankreatik kanalın malign darlıkları ve pankreasın kistik lezyonlarının saptanması, karakterize edilmesi (yan dal /ana kanal IPMN vb.), kistin kanal ile ilişkisinin gösterilmesi mümkündür.

### Çeldiriciler

Safra yollarına kaçan havanın, taş lehine yorumlanmaması için havanın koledogun ön kısmında, taşın ise arka kısmında izleneceği göz önünde bulundurularak özellikle aksiyel T2 A görüntülerde hava- sıvı seviyesi açısından değerlendirme yapılmalıdır. 3B MRKP ve MIP görüntülerle safra yolundaki dolum defektinin taş veya hava kökeni ayrımı yapılamayabileceği, YB T1A görüntülerde ise taşın hiperintens izlenmesinin ise ayrımı destekleyeceği akılda tutulmalıdır.

Metalik kliplere ait artefaktların darlıkla karıştırılmaması için yağ baskılı ve GRE sekansların tercih edilmemesi önerilebilir [46].





**Resim 8. A-C.** (A) Aksiyel SSFSE sekansda distal tıkanıklığa bağlı genişlemiş safra kanalının merkezi kısmında akıma bağlı sinyalsiz alan (ok) taş ile karışabilir, (B) b SSFP aksiyel (C) koronal seride koledok içinde yer kaplayıcı patolojinin olmadığı görüntüleniyor, yapılan ERCP' de taş saptanmadı.

Sağ hepatik arter, ortak hepatik kanalı veya sol hepatik kanalı posteriordan ayrıca gastroduodenal arter ortak safra kanal orta kesimi sağ anterolateralden basılayabilir. Proksimalde genişleme olmaması ve koronal yağ baskısız kaynak görüntülerin damar yapının uzanımı açısından dikkatli değerlendirilmesi ile ayırım yapılabilir. SSFSE sekanslarda özellikle safra kanalının merkezi kısmında akıma bağlı izlenebilen sinyalsiz görünüm, dolun defekti sanılabilir (Resim 8). b SSFP sekanslar akıma duyarsız olmaları nedeniyle bu yalancı dolun defektinin değerlendirilmesinde tercih edilebilir, ancak b SSFP sekansının da duyarlılık artefaktına hassas olduğu akılda tutulmalıdır.

Ayrıca, Gd-EOB DPTA kullanılması da T2 relaksasyon zamanını azaltarak, T2 sinyalinde azalmaya neden olabileceği gözönünde bulundurulmalıdır, bu nedenle MRKP sekanslarının kontrast öncesi elde olunmasına dikkat edilmelidir.

Özet olarak, pankreas patolojilerinin değerlendirilmesinde MRG, geniş bir yelpazeye yayılan sekansların sağladığı bir nevi farklı görüş açılarıyla ayırıcı tanıda en güçlü silahlarımız arasında yer almaktadır. Etkin sekanslarla uygun protokollerin oluşturulması ve uygulanması ayırıcı tanı aralığımızı daraltacağı gibi klinisyenin de daha iyi yönlendirilmesini sağlayacaktır.



## Kaynaklar

- [1]. Sandrasegaran K, Lin C, Akisik FM, Tann M. State-of-the-art pancreatic MRI. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195: 42-53. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Patel BN Routine MR Imaging for Pancreas. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2018; 26: 315-22.
- [3]. Tirkes T, Menias CO, Sandrasegaran K. MR imaging techniques for pancreas. *Radiol Clin North Am* 2012; 50: 379-93. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Coppens E, Metens T, Winant C, Matos C. Pineapple juice labeled with gadolinium: a convenient oral contrast for magnetic resonance cholangiopancreatography. *Eur Radiol* 2005; 15: 2122-9. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Barth MM, Smith MP, Pedrosa I, Lenkinski RE, Rofsky NM. Body MR imaging at 3.0 T: understanding the opportunities and challenges. *Radiographics* 2007; 27: 1445-62. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Erturk SM, Alberich-Bayarri A, Herrmann KA, Marti-Bonmati L, Ros PR. Use of 3.0-T MR imaging for evaluation of the abdomen. *Radiographics* 2009; 29(6):1547-63. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Merkle EM, Dale BM. Abdominal MRI at 3.0 T: the basics revisited. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186: 1524-32. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Chang KJ, Kamel IR, Macura KJ, Bluemke DA. 3.0-T MR imaging of the abdomen: comparison with 1.5 T. *Radiographics* 2008; 28: 1983-98. [\[CrossRef\]](#)
- [9]. Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR physics: 3T versus 1.5T. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2007; 15: 277-90. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology* 2004; 230: 652-9. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: a user's guide. *Radiographics* 2005; 25: 1279-97. [\[CrossRef\]](#)
- [12]. Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36: 55-72. [\[CrossRef\]](#)
- [13]. Elster AD. How much contrast is enough? Dependence of enhancement on field strength and MR pulse sequence. *Eur Radiol* 1997; 7: 276-80. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Isoda H, Kataoka M, Maetani Y, Kido A, Umeoka S, Tamai K, et al. MRCP imaging at 3.0 T vs. 1.5 T: preliminary experience in healthy volunteers. *J Magn Reson Imaging* 2007; 25: 1000-6. [\[CrossRef\]](#)
- [15]. Kim SY, Byun JH, Lee SS, Park SH, Jang YJ, Lee MG. Biliary tract depiction in living potential liver donors: intraindividual comparison of MR cholangiography at 3.0 and 1.5 T. *Radiology* 2010; 254: 469-78. [\[CrossRef\]](#)
- [16]. Onishi H, Kim T, Hori M, Murakami T, Tatsumi M, Nakaya Y, et al. MR cholangiopancreatography at 3.0 T: intraindividual comparative study with MR cholangiopancreatography at 1.5 T for clinical patients. *Invest Radiol* 2009; 44: 559-65. [\[CrossRef\]](#)
- [17]. Edelman RR, Salanitri G, Brand R, Dunkle E, Ragin A, Li W, et al. Magnetic resonance imaging of the pancreas at 3.0 tesla: qualitative and quantitative comparison with 1.5 tesla. *Invest Radiol* 2006; 41: 175-80. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Weigel M, Hennig J. Contrast behavior and relaxation effects of conventional and hyperecho-turbo spin echo sequences at 1.5 and 3 T. *Magn Reson Med* 2006; 55: 826-35. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Martín J, Sentis M, Puig J, Rué M, Falcó J, Donoso L, et al. Comparison of inphase and opposed-phase GRE and conventional SE MR pulse sequences in T1-weighted imaging of liver lesions. *J Comput Assist Tomogr* 1996; 20: 890-7. [\[CrossRef\]](#)
- [20]. Grimm A, Meyer H, Nickel MD, Nittka M, Raithele E, Chaudry O, et al. Evaluation of 2-point, 3-point, and 6-point Dixon magnetic resonance imaging with flexible echo timing for muscle fat quantification. *Eur J Radiol* 2018; 103: 57-64. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Reeder SB, Wen Z, Yu H, Pineda AR, Gold GE, Markl M, Multicoil Dixon chemical species separation with an iterative least squares estimation method. *Magn Reson Med* 2004; 51: 35-45. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Patel BN, Gupta RT, Zani S, Jeffrey RB, Paulson EK, Nelson RC. How the radiologist can add value in the evaluation of the pre- and postsurgical pancreas. *Abdom Imaging* 2015; 40: 2932-44. [\[CrossRef\]](#)
- [23]. Raman SP, Hruban RH, Cameron JL, Wolfgang CL, Fishman EK. Pancreatic imaging mimics: part 2, pancreatic neuroendocrine tumors and their mimics. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199: 309-18. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Lee SS, Byun JH, Hong HS, Park SH, Won HJ, Shin YM, et al. Image quality and focal lesion detection on T2-weighted MR imaging of the liver: comparison of two high-resolution free breathing imaging techniques with two breath-hold imaging techniques. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26: 323-30. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Nanko S, Oshima H, Watanabe T, Sasaki S, Hara M, Shibamoto Y. Usefulness of the application of the BLADE technique to reduce motion artifacts on navigation-triggered prospective acquisition correction (PACE) T2-weighted MRI (T2WI) of the liver. *J Magn Reson Imaging* 2009; 30: 321-6. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Hirokawa Y, Isoda H, Maetani YS, Arizono S, Shimada K, Togashi K. Evaluation of motion correction effect and image quality with the periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction (PROPELLER) (BLADE) and parallel imaging acquisition technique in the upper abdomen. *J Magn Reson Imaging* 2008; 28: 957-62. [\[CrossRef\]](#)

- [27]. Siddiqui N, Vendrami CL, Chatterjee A, Miller FH. Advanced MR Imaging Techniques for Pancreas Imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2018; 26: 323-44. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Ichikawa T, Erturk SM, Motosugi U, Sou H, Iino H, Araki T, et al. High-b value diffusion-weighted MRI for detecting pancreatic adenocarcinoma: preliminary results. *AJR Am J Roentgenol* 2007; 188: 409-14. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Fukukura Y, Shindo T, Hakamada H, Takumi K, Umanodan T, Nakajo M, et al. Diffusion-weighted MR imaging of the pancreas: optimizing b-value for visualization of pancreatic adenocarcinoma. *Eur Radiol* 2016; 26: 3419-27. [\[CrossRef\]](#)
- [30]. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics* 2009; 29: 1797-810. [\[CrossRef\]](#)
- [31]. Koh DM, Takahara T, Imai Y, Collins DJ. Practical aspects of assessing tumors using clinical diffusion weighted imaging in the body. *Magn Reson Med Sci* 2007; 6: 211-24. [\[CrossRef\]](#)
- [32]. Patterson DM, Padhani AR, Collins DJ. Technology insight: water diffusion MRI-a potential new biomarker of response to cancer therapy. *Nat Clin Pract Oncol* 2008; 5: 220-33. [\[CrossRef\]](#)
- [33]. Barral M, Taouli B, Guiu B, Koh DM, Luciani A, Manfredi R, et al (2015) Diffusion-weighted MR imaging of the pancreas: current status and recommendations. *Radiology*; 274: 45-63. [\[CrossRef\]](#)
- [34]. Wallner BK, Schumacher KA, Weidenmaier W, Friedrich JM. Dilated biliary tract: evaluation with MR cholangiography with a T2-weighted contrast-enhanced fast sequence. *Radiology* 1991; 181: 805-8. [\[CrossRef\]](#)
- [35]. Aytekin Oto. Abdomen MRG sekanslarının fizik prensipleri ve klinik uygulamaları. İçinde :Gövde Manyetik Rezonans. TMRD 2005. s.1-3.
- [36]. Patel BN. Routine MR Imaging for Pancreas. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2018; 26: 315-22. [\[CrossRef\]](#)
- [37]. Selçuk D AB. Safra kanalları, safra kesesi ve pankreasın MR görüntülenmesi İçinde: Olgun DÇ. Tüm Vücut MRG İstanbul: İstanbul medikal yayıncılık.
- [38]. Nam JG, Lee JM, Kang HJ, Lee SM, Kim E, Peeters JM, et al. GRASE Revisited: breath-hold three-dimensional (3D) magnetic resonance cholangiopancreatography using a Gradient and Spin Echo (GRASE) technique at 3T. *Eur Radiol* 2018; 28: 3721-8. [\[CrossRef\]](#)
- [39]. Ayşe Erden. MRKP. İçinde :Gövde Manyetik Rezonans. TMRD. 2005. s.29-38.
- [40]. Tez: Erdem U. Koledokolitiazis tanısında Manyetik Rezonans Kolanjiopankreatografi ve Manyetik Rezonans True-FISP sekansının karşılaştırılması. T.C. Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Hamidiye Şişli Etfal Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi. 2019.
- [41]. Ünal E, Akata D, Karcaaltincaba M. Liver function assessment by Magnetic Resonance Imaging. *Semin Ultrasound CT MR* 2016; 37: 549-60. [\[CrossRef\]](#)
- [42]. A. Cieszanowski, A. Stadnik, A. Lezak. Detection of active bile leak with Gd-EOB-DTPA enhanced MR cholangiography: comparison of 20-25 min delayed and 60-180 min delayed images. *Eur J Radiol* 2013; 82: 2176-82. [\[CrossRef\]](#)
- [43]. Stelter L, Freyhardt P, Grieser C, Walter T, Geisel D, Baur A, et al. An increased flip angle in late phase Gd-EOB-DTPA MRI shows improved performance in bile duct visualization compared to T2w-MRCP. *Eur J Radiol* 2014; 83: 1723-7. [\[CrossRef\]](#)
- [44]. Palmucci P, Roccasalva F, Piccoli M, Fuccio Sanzà G, Foti PV, Ragozzino A et al. Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Cholangiography: Practical Tips and Clinical Indications for Biliary Disease Management. *Gastroenterol Res Pract* 2017; 1-11. [\[CrossRef\]](#)
- [45]. M. Kantarcı, B. Pirimoglu, N. Karabulut N, Bayraktutan U, Ogul H, Ozturk G, et al. Non-invasive detection of biliary leaks using Gd-EOB-DTPA-enhanced MR cholangiography: comparison with T2-weighted MR cholangiography. *Eur Radiol* 2013; 23: 2713-22. [\[CrossRef\]](#)
- [46]. Anupindi SA, Victoria T. Magnetic resonance cholangiopancreatography: techniques and applications. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2008; 16: 453-66. [\[CrossRef\]](#)

## Pankreas MR Görüntüleme ekim Protokolleri

Hatice ztrkmen Akay, Mirace Yasemin Karadeniz Bilgili

### Sayfa 113

Dokuların T1 relaksasyonu 3.0 T'da artar. Eğer 3.0 T kullanımında, 1.5 T ile benzer tekrarlamaya süresi (time repetition:TR) kullanılırsa yumuşak doku kontrastının daha düşük olmasına neden olur. 3 T'da, 1.5 T'ya benzer T1 yumuşak doku kontrastı oluşturmak için TR'ler artırılabilir.

### Sayfa 114

2 ekolu Dixon tekniklerinin temel dezavantajı, manyetik alan inhomojenitesine karşı duyarlı olmalarıdır ve bu da yetersiz YB'ya neden olabilir. 3 ekolu Dixon teknikleri ile bu sorunu çözmek mümkündür. 3 ekolu Dixon teknikleri ile üçüncü bir görüntü alınır, buda T2\* bozulma ve manyetik alan inhomojenitesini düzeltmek için kullanılır.

### Sayfa 116

Çoğu T2A SSFSE ve 3 boyutlu MRKP sekansları tek nefes tutma ile elde edilemeyecek kadar uzundur. Bu sekanslar için 2-3 kez nefes tutma yapılarak ya da nefes tutmadan hareket baskılama teknikleri kullanılarak görüntüleme yapılabilir ancak bu tekniklerin kullanımı görüntüleme süresini uzatır. Hareket baskılama için solunum tetikleme, navigator pulsla solunum monitrasyonu ve rotatif k-u-zayı örnekleme kullanılabilir.

### Sayfa 116

b değer, difüzyon ağırlığının derecesini gösteren teknik bir parametredir ve sekansın kısıtlı difüzyona olan duyarlılığını gösterir. b-değer seçimi, görüntülerin yorumunda ve lezyon saptanmasında kritik öneme sahiptir. DAG elde etmek için, biri düşük (<200 s/ mm<sup>2</sup>), diğer i yüksek (rneđin 800 veya 1000 s/ mm<sup>2</sup>), en az 2 ayrı b-değer kullanılır. Ancak çoğunlukla 3 veya daha fazla b-değer ile görüntüleme yapılmaktadır.

## Pankreas MR Görüntüleme Çekim Protokolleri

Hatice Öztürkmen Akay, Mirace Yasemin Karadeniz Bilgili

1. Aşağıdakilerden hangisi 3.0 T ile 1.5 T arasındaki temel farklardan değildir?
  - a. Dokuların T1 relaksasyon süresi 3 T'da daha kısadır bu nedenle TR süreleri kısaltılmalıdır.
  - b. SGO 3 T'da daha yüksektir.
  - c. Gadolinyum boyanma etkisi 3.0 T'de daha belirgindir, çünkü daha yüksek alan güçlerinde dokunun T1 kontrastı göreceli olarak daha azdır.
  - d. Dokuların T2 relaksasyon zamanları ve sinyal intensitesi, yüksek manyetik alan güçlerinden etkilenmez bu nedenle 1.5 T yerine 3.0 T kullanımında önemli değişiklik olmaz.
2. Dixon YB teknikleri ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
  - a. Su ve yağ protonları arasındaki kimyasal kayma farklılıklarından yararlanılarak görüntü oluşturulur.
  - b. Karşı faz görüntülerde yağ sinyalleri baskılanır.
  - c. 3B 2 ekolu Dixon teknikleri 2B'lere tercih edilir çünkü 3B'lular manyetik alan inhomojenitesinden daha az etkilenir.
  - d. Üç ekolu Dixon teknikleri T2\* bozulma ve manyetik alan inhomojenitesine duyarlıdır ve yetersiz YB'ya neden olur.
3. Aşağıdakilerden hangisi DAG için yanlıştır?
  - a. Yüksek b değeri ile alınan görüntülerin kontrast çözünürlüğü yüksek ancak uzaysal çözünürlüğü düşüktür.
  - b. Düşük b değeri ile difüzyon hızı yüksek lezyonlar DAG'de hiperintens olup ADC değerleri düşüktür.
  - c. B değeri arttıkça tetkikin kısıtlı difüzyona duyarlılığı artar.
  - d. DAG elde etmek için, biri düşük, diğeri yüksek, en az 2 ayrı b-değeri kullanılır.
4. Pankreas MR görüntüleme de problemler ve çözümleri ile ilgili hangi cümle yanlıştır?
  - a. T2A ya da MRKP sekansları tek nefes tutma ile yapılamazsa birden fazla nefes tutma ya da hareket baskılama teknikleri kullanılarak çekim yapılabilir.
  - b. Pankreas adenokanserlerin bir kısmı kolay saptanamaz, yüksek b değeri ile DAG ve Ga'lu kontrast sonrası dinamik görüntüleme saptanma oranını artırır.
  - c. Pankreas görüntülemeye hareket önemli bir problemdir, T2 A görüntüleme için single shot fast spin echo (SSFSE) yerine daha kısa süren single shot fast spin echo (SSFSE) sekanslar kullanılır.
  - d. Pankreas görüntülemeye hareket önemli bir problemdir. T1 A görüntüleme için hızlı görüntü almaya izin veren, nefes tutmalı spoiled gradyan eko (SPGR) kullanılır.
5. Aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
  - a. MRKP sıvıların, solid dokulara göre daha uzun TE süresine sahip olmasına esasına dayanarak ağır T2 sekanslar kullanılarak sıvıların görüntülenebilir hale gelmesi esasına dayanan bir MRG tekniğidir.
  - b. FSE sekanslarda koledok merkezinde izlenebilen akım artefaktına bağlı hipointensitenin taşdan ayırımı için bSSFP sekanslar ile birlikte değerlendirme ayırıcı tanıyı kolaylaştıracaktır.
  - c. Kontrastlı MRKP ile safra kaçığı değerlendirilmesinde, post kontrast 10-20 dakika görüntülerin elde olunması yeterlidir.
  - d. Sekretin MRKP ile geri dönüşümlü pankreatik ve yan dallarda çap artışı, duodenumda sekresyon artışı beklenir; erken evre kronik pankreatit bulgularının saptanmasında önemli bir yöntemdir.
  - e. Hiçbiri