

**MR FİZİĞİ VE  
TEMEL  
KURALLAR  
SEKANSLAR**



**ORAL DİAGNOZ VE  
MAKSİLLOFASİYAL  
RADYOLOJİ DERNEĞİ**

**2022**

## **Önsöz**

Manyetik rezonans görüntüleme, bilgisayarlı tomografide olduğu gibi kesit alma temeline dayanan, ancak iyonizasyon radyasyon yerine radyo frekanslarını kullanan bir görüntüleme yöntemidir. Spektroskopi yöntemi olarak bilinen ve kullanılan nükleer manyetik rezonansın bugün kullanılan şekli henüz yeni olmakla beraber bu tekniğe benzer sistemler 50 yıla yakın bir süreden beri kullanılmaktadır. İlk kez 1946 yılında E. Purcel ve Felix Bloch tarafından tanımlanmış ve kendilerine 1952 yılında nobel ödülü kazandırmıştır. Daha sonra 1973'te Paul Lauterbur MRG ile insan vücudunun görüntülenebileceğini göstermiştir. Son 25 yıl içerisinde küçük non-destrüktif örnekler üzerinde yapılan çalışmalar mevcuttur. 1950 ve 1960'lı yıllarda çalışmalar daha çok mikroskopik seviyede iken bugün çalışmalar makroskopik seviyeye gelmiştir. MRG günümüzde radyolojik tetkikler içerisinde yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Bunun basit anlamı; bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemin sensitivitesi çok yüksektir. Ancak birçok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirine benzediğinden dolayı, spesifitesi, sensitivitesine oranla daha düşüktür. Ayrıca diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna multiplanar görüntüleme denir. Örneğin CT tekniğinde hastanın pozisyonunu değiştirmek zorunlu olduğu için özellikle üst toraks ve abdomen incelemelerinde sagittal ve koronal düzlemlerde inceleme bir seferde yapılamazken, MRG ile hastanın pozisyonu hiç değiştirilmeden her planda kolaylıkla kesit alınabilir. MRG' nin bir diğer önemli avantajı, iyonize radyasyon kullanılmamasıdır. Bir takım üst limitlere uyulduğunda MR' ın bugüne kadar herhangi bir biyolojik zarar etkisi bulunamamıştır. Ancak, MRG uygulamaları rutin olarak diş hekimliğinde kullanıma girmemekle beraber son yıllarda oldukça hızlı bir ivme yapmıştır. MRG tekniğinde konvansiyonel dental görüntülemeye spesifite ve uzaysal çözünürlüğün yüksek olması, tekniğin hassas olması ve yorumlamanın daha karmaşık olması nedeniyle, bu teknikle ilgili rehberler oluşturulmaktadır. Hazırlanan rapor ile ülkemize kullanılacak bir rehber/yönetmelik oluşturulması amaçlanmıştır.

Bu raporun hazırlanmasında emeği geçen ve aşağıda isimleri bulunan, derneğimizin üyeleri Dt. Sinem Atay Görür, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hek. Fak A.D. Başkanı Doç.Dr. Seçil Aksoy rehberinin oluşturulması için teşekkür ederim.

**Prof. Dr. Kaan ORHAN**

**Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği Başkanı**

# İÇİNDEKİLER

## 1 . Manyetik rezonans görüntülemenin prensipleri

- 1 . 1 Protonlar
- 1 .2 Presesyon/Rezonans
- 1 .3 Manyetik görüntülemenin esasları
- 1.4 T1 , T2 , Proton ağırlıklı görüntü
- 1.5 Sekans görüntüleme yöntemleri
- 1.6 Görüntü elde edilmesi
  - 1.6.1. Kesit belirlenmesi
  - 1.6.2 Kesit kodlama gradienti(slice selection gradient)
  - 1.6.3 Faz kodlama (phase encoding gradient)
  - 1.6.4 Frekans kodlama(frequency encoding gradient)
- 1 .7 Voksel –Piksel, Matriks
- 1 .8 Sinyal gürültü oranı (signal to noise ratio-SNR)
- 1 .9 Kontrast/gürültü oranı (contrast to noise ratio)

## 2 . Artifaktlar

## 3 . Kontrendikasyonlar

## 4. Manyetik rezonans görüntülemede özel görüntü elde edilmesi

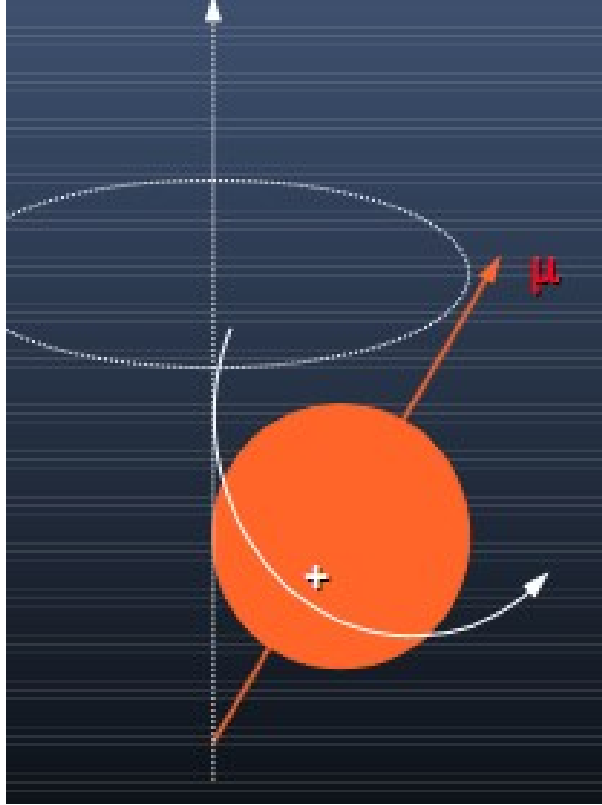
- 4.1 Yağ baskılı görüntüleme (STIR)
- 4.2 TME görüntüleme
- 4.3 TME'nin dinamik görüntülenmesi
  - 4.1.1 Gradient echo görüntüleme
  - 4.1.2 Inversion recovery
  - 4.1.3 Half acquisition single turbo spin echo görüntüleme(HASTE)
  - 4.1.4 Steady-state gradient echo görüntüleme (FIESTA, MERGE)
- 4.4 Diffuzyon ağırlıklı görüntüleme (DWI)
- 4.5 Perfuzyon MR görüntüleme

## 5. Magnetik rezonans görüntüleme (MRG) uygulamaları için tanı ve tedavi kriterleri

## 1 . MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMENİN PRENSİPLERİ

Manyetik rezonans görüntüleme 2 temel prensibe dayanır:

- 1- Tek sayıda protona sahip atomların yaptığı bir **spin hareketi** vardır. (Çift sayıda olunca spin hareketi sırasında protonların hareket vektörleri birbirlerini sıfırlayabilir.)
- 2- Hareket eden elektrik yükü, pozitif veya negatif , bir manyetik alan oluşturur. Manyetik moment, manyetik alanın gücünü ve yönünü gösteren vektörel sistem ile tanımlanır.



### 1 . 1 PROTONLAR

-Vücutta bu prensiplere uyan birçok atom vardır. (1H, 13C, 19F, 23Na)

-Bunlardan **H atomu** tek pozitif olan atom olmasının yanı sıra aynı zamanda manyetik spine sahiptir.

-MR görüntüleri ortaya çıkarabilmek için, hidrojen protonunun manyetik spin özelliğini kullanır.

-Hidrojen atomu , vücutta su ve yağ formunda bol miktarda bulunur. Ayrıca MR sensitivitesi en yüksek olan atomdur.

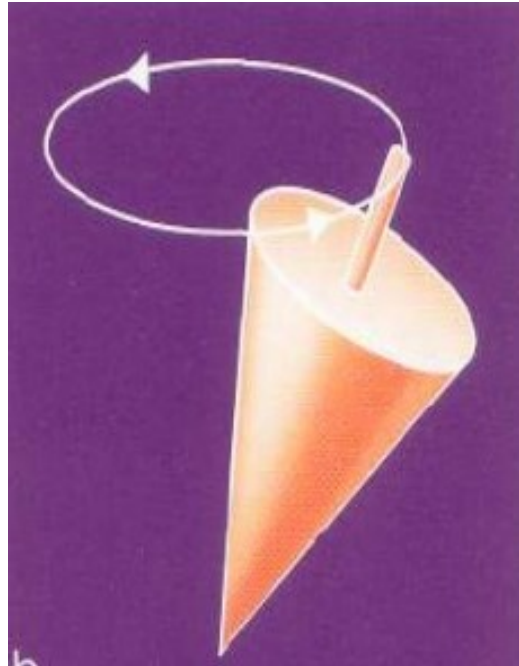
-MR aslında hidrojen görüntüleyicidir.

-Normal şartlar altında vücudumuzdaki hidrojen iyonları rasgele hareket ederler ve birbirlerinin manyetizmasını nötrlerler.

## 1.2 PRESESYON/REZONANS

-MR görüntüleme, manyetik bir alan, tek yönde vücuttaki protonlara uygulanır.

-Uygulanan bu eksternal manyetik alan ile protonlarda düzenli olan sallanma, yalpalama hareketi başlar. Bu harekete “**PRESESYON**” denir.



-Protonların çoğu manyetik alan ile aynı yönde, diğerleri ise tersi yönde dizilir. Böylece manyetik alan yönünde bir manyetizma vektörü oluşur. Net manyetizasyon bu vektöre bağlıdır. ( $B_0$ ) . Ortaya çıkan bu dokunun net manyetik vektörüne **Longitudinal Manyetizasyon** denmektedir.  $B_0$  yönü koordinat sisteminde Z aksisi, diğer iki yön (yani protonların manyetik alan içerisinde konumları) ise X ve Y aksisleri olarak gösterilir.

**REZONANS:** radyo dalgası kullandığımızda, salınım hareketi yapmakta olan bazı protonların radyo dalgasından enerjiyi absorbe edip konum değiştirmelerine ve bir süre sonra yine aynı protonların absorbe ettikleri enerjiyi ortama vererek eski konumlarına dönmelerine **Rezonans** denir.

Belirli bir frekansta titreşen ya da salınım gösteren sisteme enerji aktarımı anlamına gelir. Bunu MR'da radyo dalgalarını kullanarak elde ederiz.

-Manyetik alanı yönlendirip, maniple ederek istediğimiz görüntüleri elde edebiliriz.

-Enerji değişiminin olabilmesi için RF ile protonun aynı frekansda olması gerekir. Buna Larmor frekansı denir.

### **LARMOR DENKLEMİ:**

Bir protonun her saniyede yaptığı presesyon hareketidir.

Presesyon frekansı da denebilir.

$\omega_0$  : Larmor frekansı (hz)

$\gamma$  : Giromanyetik sabit (her madde için farklıdır)

$B_0$  : Manyetik alan (gauss) (1 Tesla= 10000 gauss)

### 1.3 MANYETİK GÖRÜNTÜLEMENİN ESASLARI

RF dalgasından sonra iki şey olur:

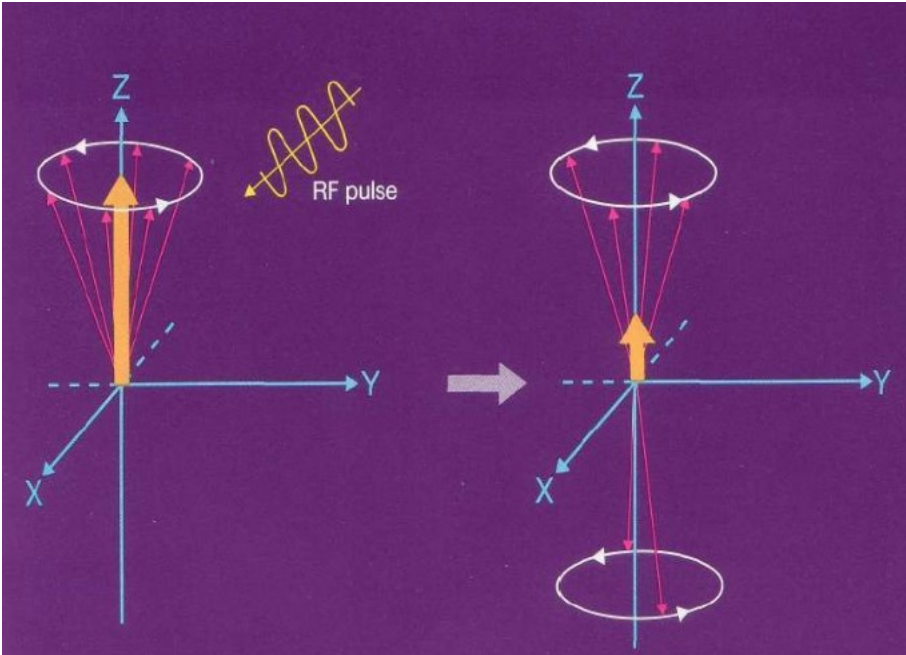
-Enerji absorpsiyonu: Spin hareketi yapan atomlar RF dalgasının enerjisini absorbe ederler, enerjileri artar.

-Faz uyumu: Protonlar Larmor frekansı ile aynı frekansda transvers düzlemde hareket etmeye başlar. Protonlar, “in-phase” konumuna geçer. ( Protonların vektör uçlarının aynı anda, salınım çemberinin aynı noktasında olması). Doku manyetizasyonundaki bu değişim süreci RF antenlerinde Larmor frekansına eşit frekanslı bir alternatif elektrik akımı oluşturur.

Daha önce dokunun net manyetik vektörü  $B_0$  vektörüne paralel iken (Longitudinal Manyetizasyon), RF puls uygulamasından sonra net manyetik vektör yön değiştirecektir, işte bu yeni oluşan manyetik vektöre **Transvers Manyetizasyon** denir.

*Transvers yöndeki* değişimi görüntü elde etmek için kullanırız. Longitudinal düzlemde ölçüm yapma imkanı yoktur.

RF dalgası kapatılınca proton, eski haline dönmeye başlar.



Dokudan gelen sinyallerin longitudinal relaksasyon ağırlıklı (T1) ya da transvers relaksasyon ağırlıklı (T2) olmasını puls sekansı adı verilen ve RF dalgasını gönderme ve sinyali toplama zamanları belirler.

TR (time to repeat): 90 derece pulslar arasındaki süre. TR süresi kısaldıkça T1 ağırlık artar.

TE (time to echo): 90 derece puls ile eko sinyali arasındaki süre. TE süresi uzadıkça T2 ağırlık artar.

#### **1.4 T1 RELAKSASYON (LONGİTUDİNAL RELAKSASYON):**




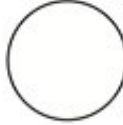
-RF dalgası sonlandırılınca protonlar, enerjilerini salarak başlangıç konumlarına dönerler. Dokuların başlangıçtaki longitudinal kuvvetlerinin %63'ünü kazanmaları için geçen süreye o dokunun 'T1 relaksasyon süresi' denir. TR kısa tutulmalıdır.

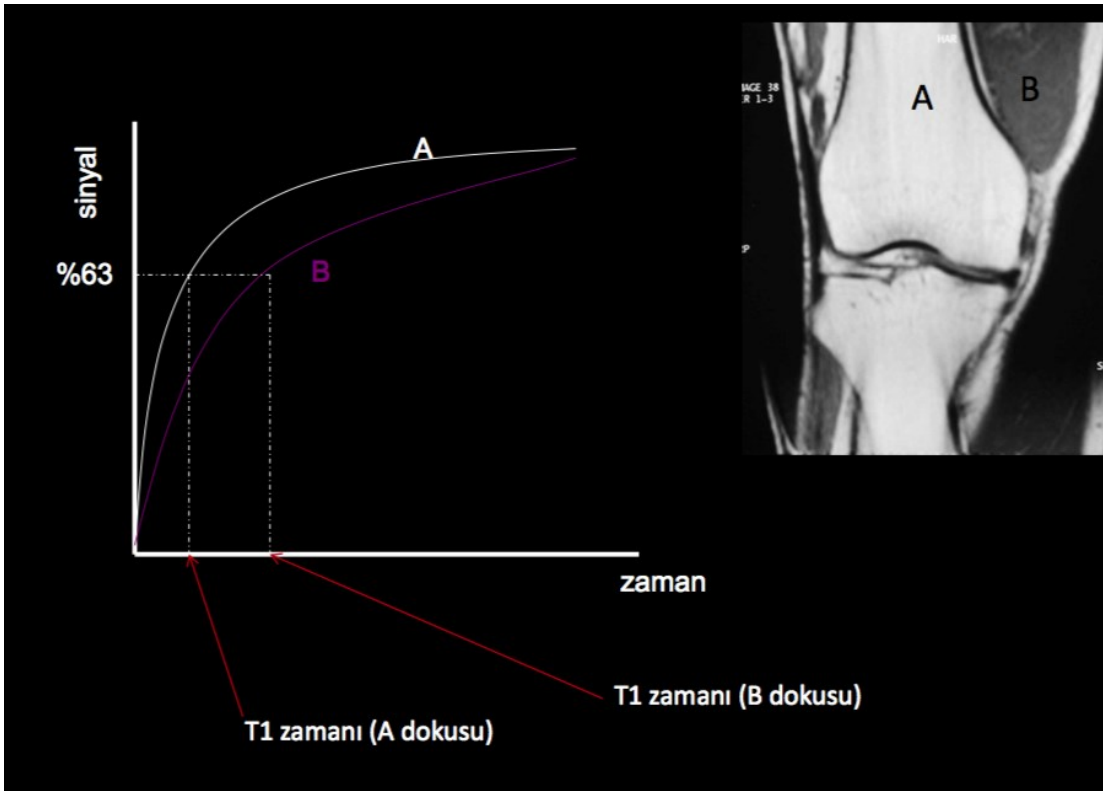
**Longitudinal** relaksasyonu **kısa** olan doku **parlak** görünür.

Yağ dokusu kısa T1 süresine sahiptir.



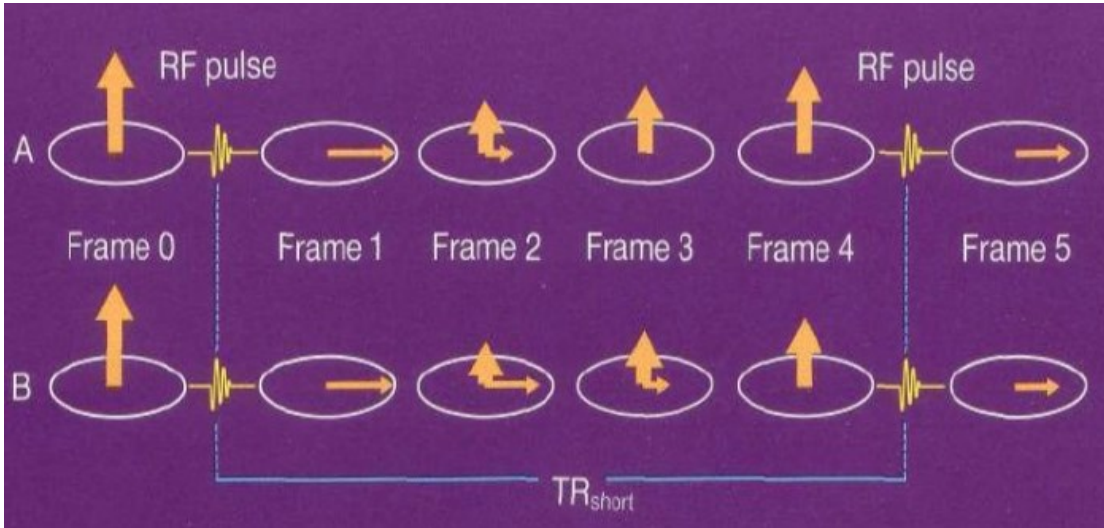
# T1 weighted sequence

(black)	low SI	intermediate SI	high SI
			
<i>air, calcium, cortical bone, rapidly flowing blood</i>	<i>fluid, ligaments/ muscles/tendons, abdominal organs, cartilage</i>	<i>high-protein tissue (abscess, complex cysts, synovial fluid)</i>	<i>fat, blood, gadolinium (= contrast), melanin, protein</i>



## T1 AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜ:

Eğer ikinci RF dalgası için fazla beklemezsek (T1 short) B dokusunun longitudinal manyetizasyonu daha uzun T1 'e sahip olduğu için A dokusu kadar çabuk ilk haline dönemez. İki dokunun transversal manyetizasyonu ikinci RF dalgası sonrası farklı olacaktır. (frame 5)  
Bu şekilde RF dalgaları arasında geçen süreyi değiştirerek dokuların sinyal yoğunlukları ve manyetizasyon farkları ile T1 ağırlıklı görüntüler elde ederiz.



## T2 RELAKSASYON (TRANSVERS RELAKSASYON):

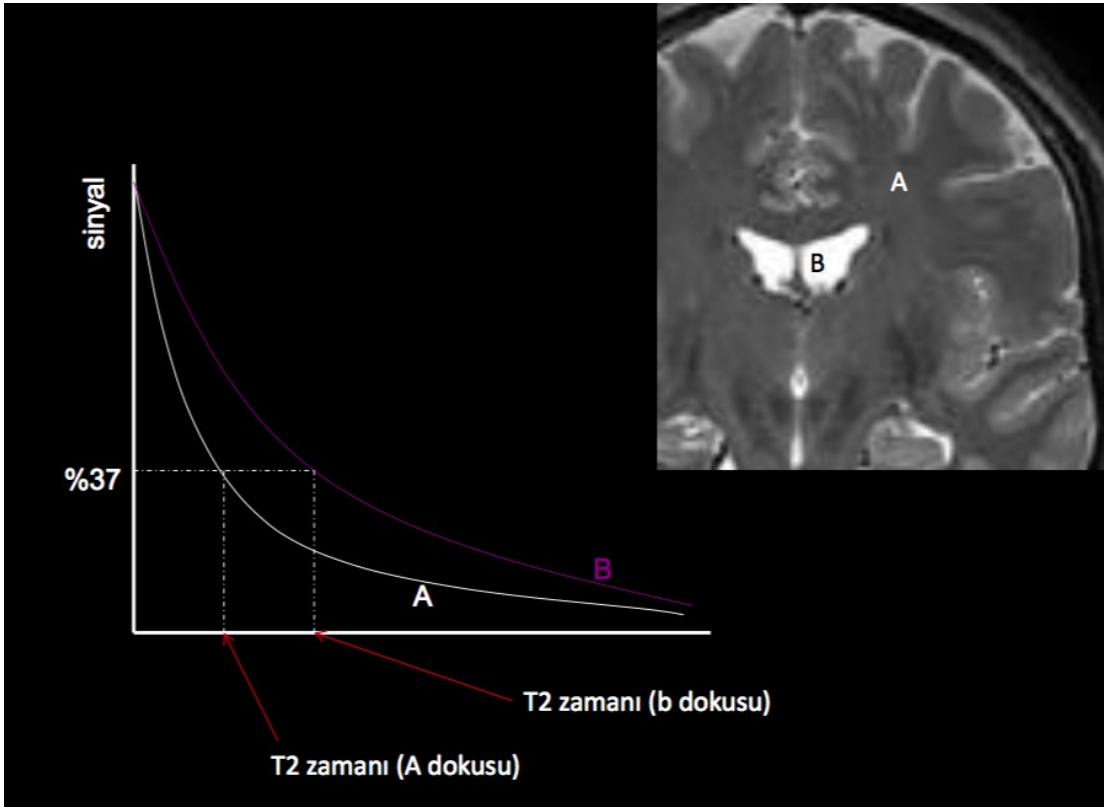
-RF dalgası sonlandırılınca transvers relaksasyonda da enerji değişimi olur.

-Transvers manyetizasyon kaybıdır. Transvers manyetizasyonun orjinal değerinin %37 sine düştüğü süredir.

-**Transvers** relaksasyonu **uzun** süren doku **parlak** görünür.

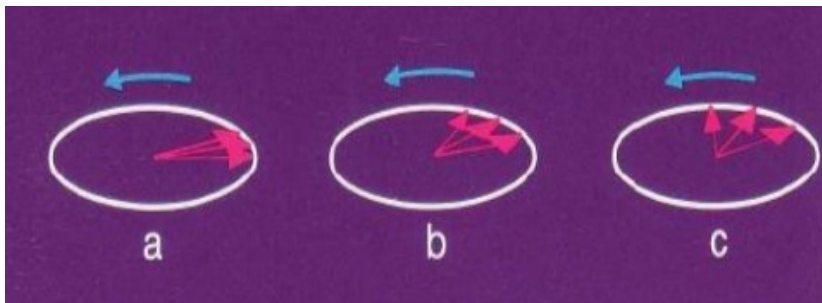
-Çevresel inhomojeniteden etkilenir.

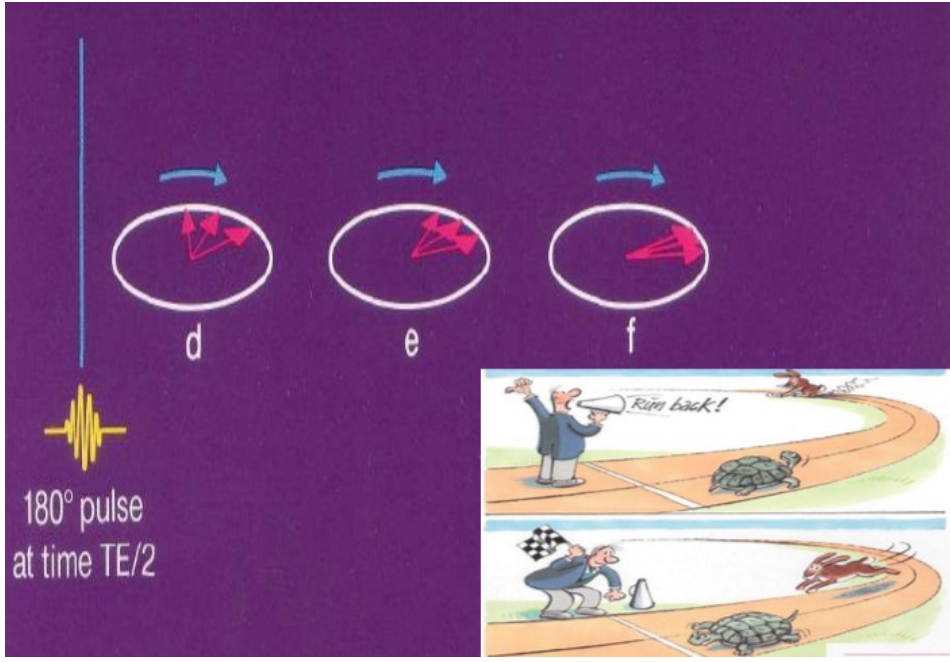
-Cihazın manyetik gücünden bağımsızdır.



## T2 AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜ:

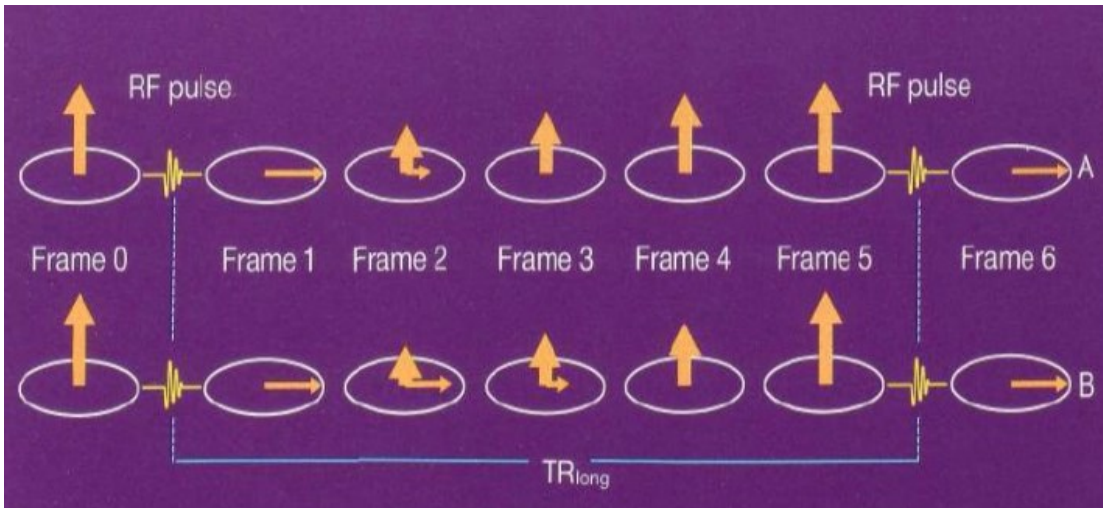
90° darbesi sonrası longitudinal manyetizasyon yeniden ortaya çıkmaya başladıktan ve transversal manyetizasyon kaybolmaya başladıktan sonra TE/2 sürede 180° darbesi uygulanırsa çarptığı protonları tersine döndürür. Sonuçta hızlı olup önde olan protonlar yavaş olanların arkasında kalmış olur. Protonların faz uyumu bozulmuş olur. Böylece kuvvetli sinyaller elde edilir.





## PROTON AĞIRLIKLI GÖRÜNTÜ:

-T1 ve T2 ağırlığının en aza indirildiği görüntülerdir. (Yani TR uzun, TE kısa)



A ve B iki farklı doku.

Frame 0 : Rf dalgası öncesi durum.

Frame 1: 90° darbesi sonrası durum.

Frame 5: Yeterince uzun süre beklendikten sonraki (TR Long) iki dokunun da tamamen eski haline döndüğü durum

Frame 6: Frame 5' den sonra tekrar uygulanan 90° darbesi ile her iki dokuda da aynı transversal manyetizasyon değişikliği yaşanır.

Bu aradaki sinyal farkı iki dokunun farklı proton yoğunluğundan kaynaklanmaktadır. **Az proton içeren dokular siyah, çok içerenler parlak olur.**

Farklı dokuların farklı relaksasyon süreleri vardır. Örneğin;

Su: Uzun T1 & Kısa T2

Yağ: Kısa T1 & Çok kısa T2 relaksasyon sürelerine sahiptir.

Bu farklılıkların görüntüleme için algılanması gerekmektedir. Bu süreçlerde manyetik alandaki değişiklikler bir elektriksel akım oluşturur. Bu akımlar bir anten ile kaydedilir. Koiller, bu antenlerdir.

### **Parametrelerin değişimi ile çeşitli sekanslar elde edilir:**

Kısa TR ve kısa TE, T1 ağırlıklı görüntü

Uzun TR ve uzun TE, T2 ağırlıklı görüntü

Uzun TR ve kısa TE, proton ağırlıklı görüntü

T1'DE KOYU:

-Ödem, tümör, enfeksiyon, inflamasyon, hemoraji (hiperakut, kronik)

-Düşük proton ağırlığı, kalsifikasyon

-Akımın olmadığı yerler




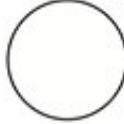
T1'DE PARLAK:

-Yağ, subakut hemoraji, melanin proteinden zengin sıvılar

-Yavaş akım

-Paramanyetik maddeler (gadolinium, bakır, manganez)

## T1 weighted sequence

(black)	low SI	intermediate SI	high SI
			
<i>air, calcium, cortical bone, rapidly flowing blood</i>	<i>fluid, ligaments/ muscles/tendons, abdominal organs, cartilage</i>	<i>high-protein tissue (abscess, complex cysts, synovial fluid)</i>	<i>fat, blood, gadolinium (= contrast), melanin, protein</i>

### T2'DE KOYU:

- Düşük proton içeren yapılar, kalsifikasyon, fibröz doku
- Paramanyetik maddeler (deoksihemoglobin, metemoglobin(hücre içi), ferritin, hemosiderin, melanin
- Proteinden zengin sıvılar
- Akımın olduğu yerler

### T2'DE PARLAK:

- Ödem, tümör, enfeksiyon, inflamasyon, subdural birikim
- Metemoglobin (subakut hemorajinin geç evesinde)

## MR Signal Intensities

	T2WI	PD/FLAIR	T1WI
<b>Solid mass</b>	<b>Bright</b>	<b>Bright</b>	<b>Dark</b>
<b>Cyst</b>	<b>Bright</b>	<b>Dark</b>	<b>Dark</b>
<b>Subacute blood</b>	<b>Bright</b>	<b>Bright</b>	<b>Bright</b>
<b>Acute &amp; chronic blood</b>	<b>Dark</b>	<b>Dark</b>	<b>Gray</b>
<b>Fat</b>	<b>Dark</b>	<b>Bright</b>	<b>Bright</b>

### 1.5 SEKANS GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ

MRG'de 3 temel sekans vardır:

- 1-Spin Eko (SE)
- 2-Gradyent Eko (GRE)
- 3-Inversiyon Recovery (IR)

#### 1. Spin Eko (SE) Sekansı:

Bu temel sekanslara ilaveten bunların türevlerinden meydana gelen hızlı görüntüleme sekansları da vardır. TR ve TE süreleri ile oynamalar yapılarak T1, T2 ve Proton (PD) ağırlıklı görüntüler elde edilir.

T1 Ağırlıklı görüntülerin özellikleri şunlardır:

- 1-TR kısa (700 msn'den az), TE kısa (30 msn'den az)
- 2-Yağ dokuları hiperintens, BOS hipointensdir.
- 3-Intravenöz kontrast madde (IVKM) sonrasında parlaklaşır.
- 4-Anatomiyi iyi gösterir.
- 5-Subakut kanamayı (methemoglobilin) iyi gösterir.

### T2 Ağırlıklı görüntülerin özellikleri şunlardır:

- 1-TR uzun (2000 msn'den fazla), TE uzun ( 70 msn'den fazla)
- 2-BOS ve patolojik lezyonlar hiperintensdir.

### PD Ağırlıklı görüntülerin özellikleri şunlardır:

- 1-TR uzun (2000 msn'den fazla), TE kısa ( 30 msn'den az)
- 2-BOS hipointens, periventriküler bölgeler iyi görüntülenir (MS plakları gibi)
- 3-T2 sekansla birlikte aynı zamanda alınır, ayrı sekans gerekmez.

## **2. Gradient Eko (GRE) Sekansı:**

Flip Angle (FA) ve TE değerleri ile T1,T2, T2\* ve PD ağırlıklı görüntüler elde edilir.

T1 : FA 45 derece üzerinde ve TE 30 msn'den az

T2\* : FA 20 derece altında ve TE 60 msn'den fazla

PD : FA 20 derece altında ve TE kısadır.

GRE sekansında, *akan kan hiperintensdir*. Hemosiderin hipointens (sinyalsiz) izlenir.

## **3. Inversiyon Recovery (IR) Sekansı:**

T1 ağırlık artırılarak anatomik detay daha ayrıntılı olarak görüntülenir.

TR 1500 msn üzeri, TI 300-600 msn, TE 30 msn altındadır.

TI (time inversion, inversiyon zamanı) ve TR uzun tutulduğu sekansda sıvı baskılanır. **Fluid Attenuasyon Inversion Recovery- FLAIR** sekansı elde edilir.

### Short Time Inversiyon Recovery (STIR)

Kısa TI (300 msn altında) ile Inversiyon recovery'nin özel bir uygulamasıdır. **Yağ baskılaması yapılır.**



Bu temel sekanslara ilaveten bunların türevlerinden meydana gelen **sekanslar** ve **hızlı görüntüleme sekansları** da vardır:

- 1 . Hızlı Spin Eko (Fast spin eko-FSE, Turbo spin eko-TSE)
- 2 . Hızlı Gradyent Eko (GE)
3. Hızlı Inversiyon Recovery (IR)
4. Diğer sekanslar

SEKANSLARIN AVANTAJLARI:

### **1. Hızlı Spin Eko:**

T2 görüntü avantajı sağlar, görüntü netliği azalır.

### **2. Hızlı Gradyent Eko:**

Steady state coherent teknikler:

Steady state incoherent teknikler:Hızlı T1 ağırlıklı görüntüler elde edilir.

### **3. Turbo Inversiyon Recovery**

Hızlı STIR (Turbo STIR, TIR, FSEIR) kas iskelet sisteminde kullanılır.

### **4. Diğer sekanslar**

Ekoplanar Görüntüleme (echoplanar imaging, EPI): magnet ve gradientlerin güçlü sistemlere ihtiyaç vardır, kesit görüntüsü tek RF pulsu ile oluşturulabilir. Diffüzyon, Perfüzyon, hızlı MRA ve kardiyak incelemelerde kullanılır.

## **HANGİ ANOMALİ, HANGİ SEKANS?**

### **T1 ağırlıklı imaj:**

Subakut hemoraji

Yağ içeren yapılar

Anatomik detaylar

### **T2 ağırlıklı imaj:**

Ödem

Demyelizasyon

Enfarktüs

Kronik hemoraji

### **FLAIR ağırlıklı imaj:**

Ödem

Demyelizasyon

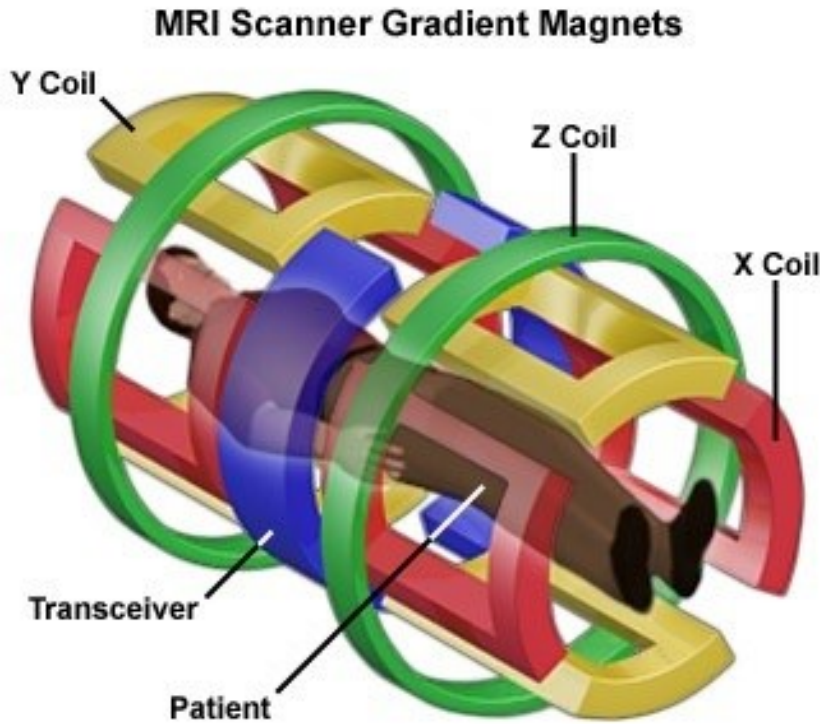
Enfarktüs(özellikle periventrikuler alandaki)

## **1.6 GÖRÜNTÜ ELDE EDİLMESİ:**

### **1.6.1 KESİT BELİRLENMESİ:**

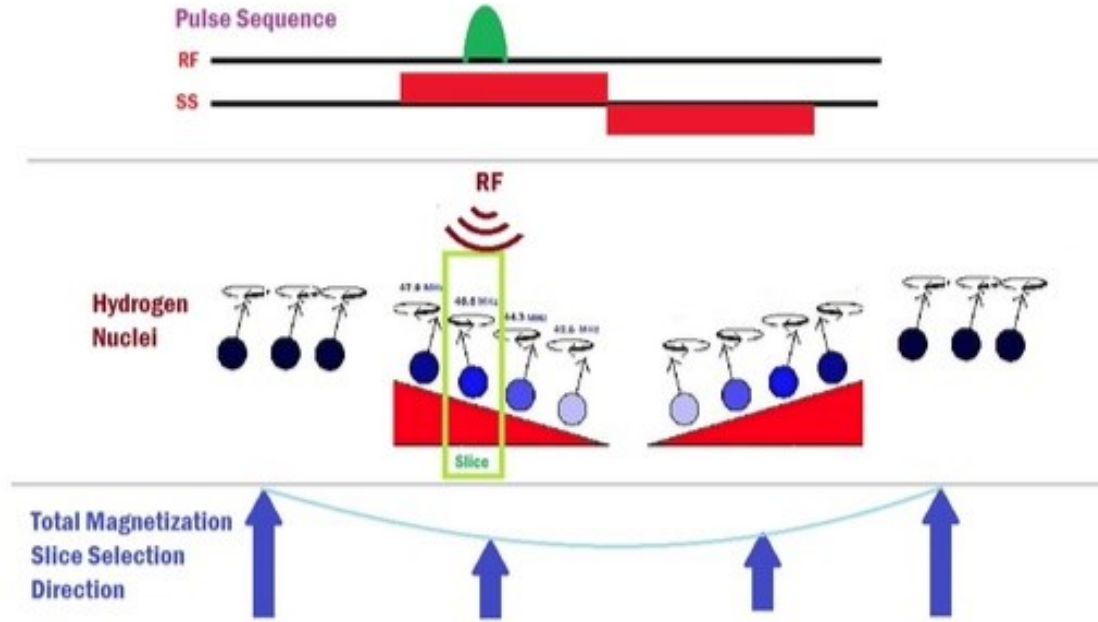
Cihazın çevresinde x, y ve z eksenlerinde istenen kesite etki edecek şekilde yerleştirilmiş gradientler bulunur. Bu gradientler, küçük manyetik farklılıklar oluştururlar. RF dalgalarının frekansı bu kesitteki frekansa göre ayarlanır.

Böylece planlanan kesitten görüntü alınır.



### 1.6.2 Kesit Kodlama Gradiyenti (slice selection gradient):

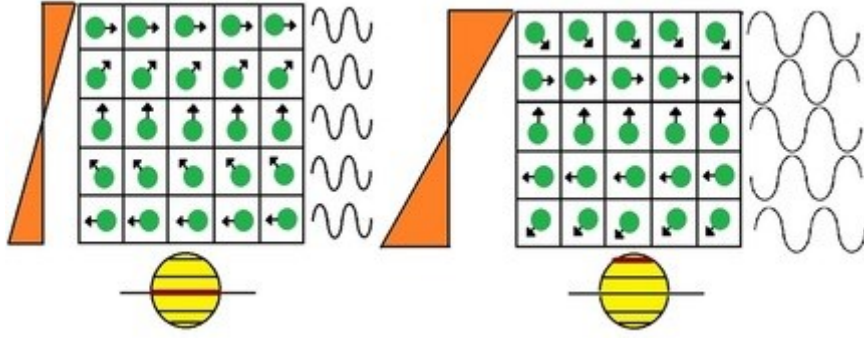
RF pulsun salınım hareketi yapan protonları etkilemesi için salınım frekansı ile aynı frekansta olması gerektiğini biliyoruz; dolayısıyla Z aksisinde gradiyent çalışıyor iken, RF puls gönderdiğimizde sadece bir aksiyal kesit içine giren protonlar etkilenecek, bu aksiyal kesit dışındaki protonlar ise bu RF pulsundan etkilenmeyecektir. RF pulsun frekansını değiştirdiğimizde ise bu sefer farklı bir aksiyal kesit içindeki protonlar etkilenecektir. Artık, bu sayede magnet içine koyduğumuz dokudan sinyal aldığımızda, bu sinyalin hangi aksiyal kesitten geldiğini bilebiliriz.



### 1.6.3 Faz Kodlama (phase encoding gradient):

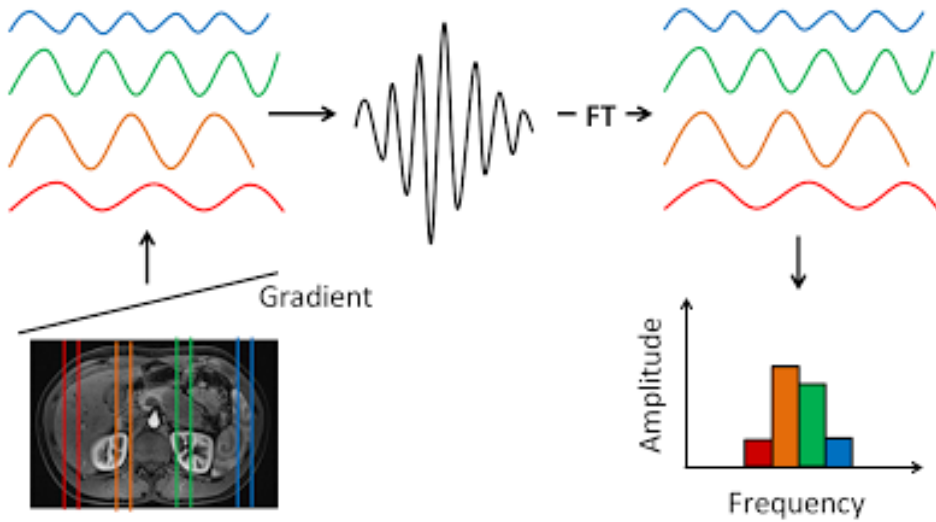
Kesit kodlama gradientinden sonra, data ile doldurmamız gereken bir dilim elde etmiş oluyoruz. Buna K-space denir.

Bu gradient, kesit kodlama gradientinden sonra aktive edilir. İstenilen dilim-slice sinyal ile doldurulur. İstenilen dilim sayısı yani faz kodlama artırıldıkça tarama zamanı uzar, ancak uzaysal çözünürlük artar.



#### 1.6.4 Frekans Kodlama (frequency encoding gradient):

Şu ana kadar sinyalimizin hangi kesitten geldiğini biliyoruz; ancak bunun kesitin neresinden geldiğini bilmiyoruz. İşte bu amaçla kesit-belirleme gradiyentine (slice-selection) X yönünde frekans-kodlama gradiyenti çalıştırılmaktadır. Bu gradiyent, sinyalin alındığı anda çalıştırılır ve aynı kesit-belirlemede olduğu gibi, çalıştığı aksiste güçlü manyetik alanın gücünü gradiyent gücü ile orantılı olarak negatif ve pozitif olarak kademeli biçimde değiştirmektedir.



#### 1.7 VOKSEL-PİKSEL

Voksel, sinyalin alındığı esas doku volümüdür; piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır ve vokselden kaynaklanan sinyal, ekranda (görüntüde) piksele düşen alanda **intensite (parlaklık)** olarak yansır.

## **MATRİKS:**

Ekrandaki piksel volümünü belirleyen faz-kodlama ve frekans-kodlama değerleri tarafından belirlenen bir parametredir. 256 x 256 veya 192 x 256 gibi matris değerinin büyük olması görüntüyü oluşturan karelerin daha küçük boyutlarda olması veya ekranın daha küçük piksellere ayrılması demektir; buna bağlı olarak görüntü kalitesi artar (bunun değeri ile uzaysal rezolüsyon ve SNR belirgin şekilde değişmektedir).

## **1.8 SNR (SIGNAL NOISE RATIO):**

Bu değer sinyalin gürültüye oranıdır. Yüksek olursa görüntünün kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü granüllü ve kalitesi anatomik detaydan yoksun olur.

Gürültü sinyal oranı, imajdaki gürültü sinyal miktarını gösterir. Hastadan, MR ünitesinden, dış kuvvetlerden ve ekipmanlardan kaynaklanabilir. Bu da imaj arka planda sabit miktarda bir gürültü oluşturur. Biz bu doğal olarak bulunan gürültüyü azaltıp sinyal oranını arttırmalıyız ki kalite artsın.

## **SNR'Yİ OPTİMİZE ETMEK:**

-Bant genişliğini azaltabiliriz.

-Uyarı sayısını (NEX: number of excitation) arttırmak : SNR'yi artırır, artefaktları azaltır, sekans süresini uzatır.

-Çözünürlüğü azaltmak: FOV arttırarak, imaj matrisini azaltarak, kesit kalınlığını arttırarak elde edebiliriz.

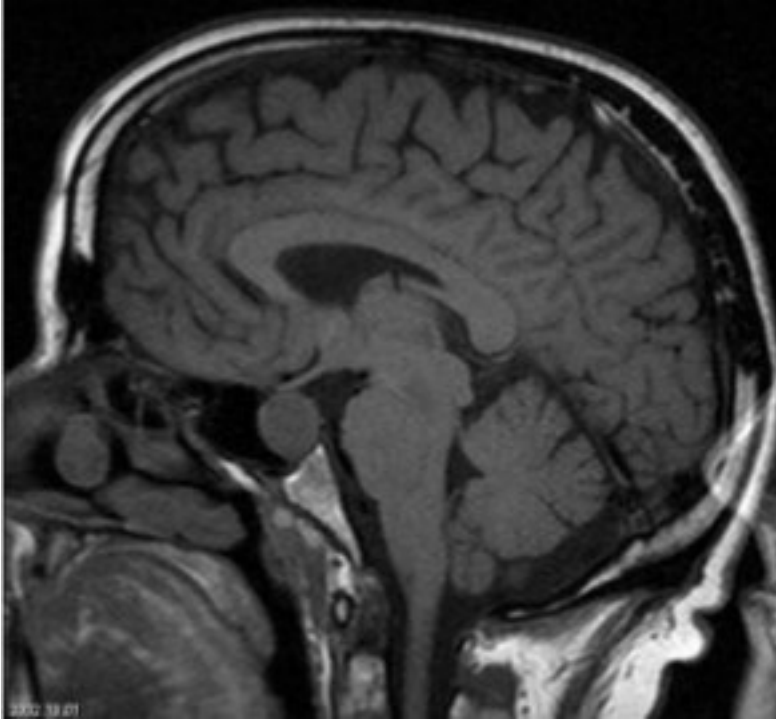
## 1.9 CNR (CONTRAST-TO-SIGNAL RATIO):

SNR gibi sayısal bir değerdir. Lezyon ile normal doku kontrastı arasındaki korelasyonu göstermektedir. CNR'nin negatif yada pozitif olması lezyonun saptanması ile ilişkili değildir. CNR'nin sayısal değeri ile direkt ilişkilidir.

## 2 . ARTİFAKTLAR

### 2.1 Katlanma Artifakti ( Aliasing):

MR görüntülemesinde en çok karşılaşılan artifaktır. Örtü artifaktı olarak da bilinir. FOV alanı dışındaki yapıların görüntülerinin imaja düşmesi ile olur. Çünkü RF sinyali ile uyarılan alan boyutu FOV'dan büyüktür. Tanısal güçlük oluşturmaz. FOV alanı büyütülünce önlenir.

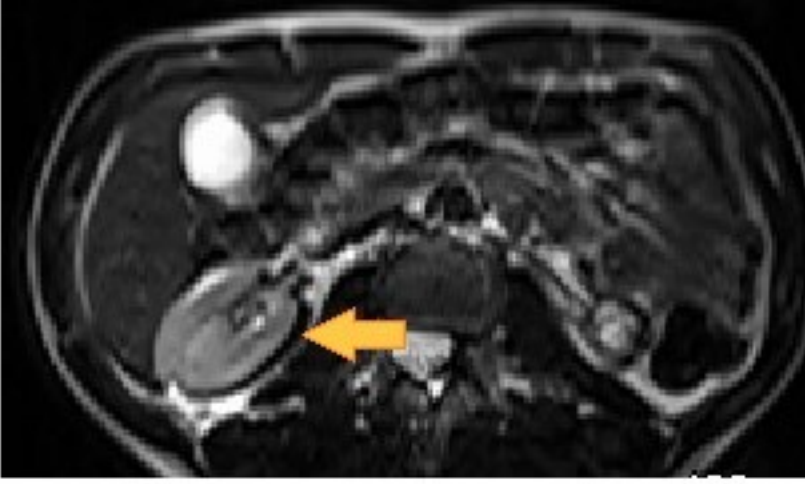


### 2.2. Kimyasal Kayma Artifakti (Chemical Shift):

MR'daki hedefimiz hidrojenidir. Bu da suyu bizim hedefimiz yapar. Ancak yağ da sinyal üreten hidrojen ve karbon içerir. Bunlar da bol miktarda sinyal üretir. Kimyasal kayma artifaktını daha çok su ve yağ sınırında görürüz. Buralarda koyu ve parlak çizgiler görürüz. Bunun ayrımını

yapabilmemiz için yeterli frekansı toplamalıyız, her piksel başına düşen frekans sayısını arttırmalıyız. Bu datayı Hz/piksel olarak birimlendiririz.

Bant aralığını genişleterek her pikseldeki frekansı arttırabiliriz. Ayrıca yağ baskılamalı görüntü alıp imajdan yağ görüntüsünü atarak da bu artifaktı engelleyebiliriz.



### **2.3. Faz Dışı Artifakti:**

Aynı zamanda kimyasal yanlış anlaşılabilir. Yağ ve su protonları aynı anda faz dışı durumdayken sinyal alınamaz. Bu da organlarda koyu bir sınır görünümü yaratır.

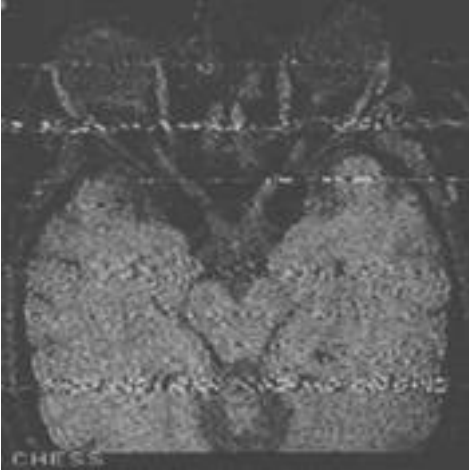
### **2.4. Truncation-Ringing-Gibbs Artifakti:**

İmaj alanından sinyal aniden gelirse bunu toplayıp dataya dönüştürülemediğinde oluşur. Genellikle servikal ve torasik bölge MR'larında görülür.

### **2.5. Zipper Artifakti:**

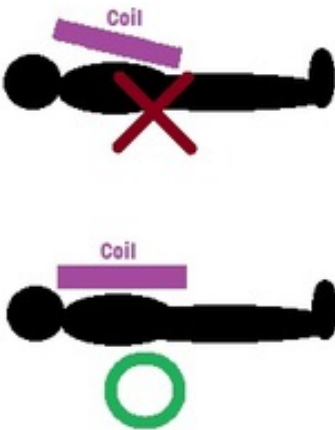
Bir MR odası, radyo dalgalarından korunmak için statik manyetik alanla izole edilmelidir. Bu izolasyon bakır gibi topraklanmış bir iletken madde ile yapılır. Etraftan gelen radyo dalgaları bakır tarafından emilir ve toprağa aktarılır, asla MR'ın içine giremez.

Eğer bir sızıntı olursa, radyo dalgaları, koilleri etkiler ve görüntü bozulur.



## 2.6. Shading Artifakti:

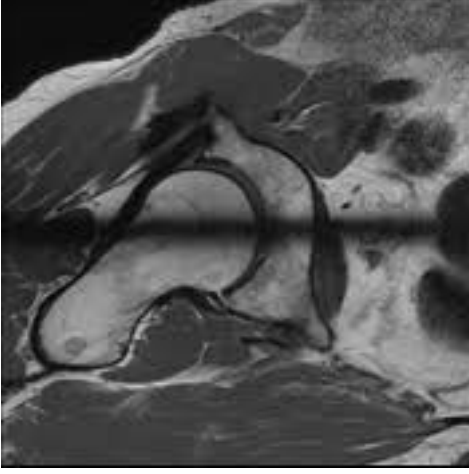
Farklı bölgelerdeki gelen farklı yoğunluktaki sinyallerden kaynaklanır. Hastanın çok geniş olmasına veya coillerin yanlış konumlandırılmasına bağlı olabilir.



## 2.7. Crosstalk Artifakti:

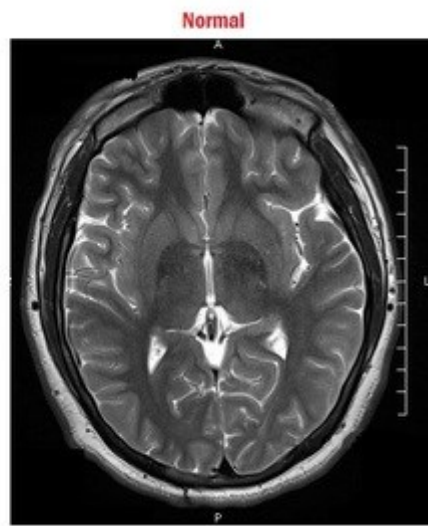
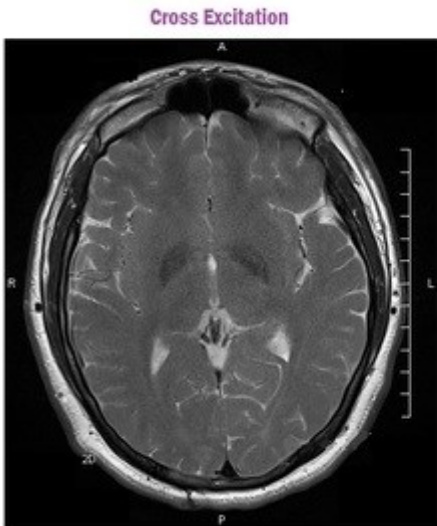
Kesitler birbiri üzerine binince oluşur. Sinyal yokmuş gibi imaj oluşur.





### 2.8. Cross Excitation Artifakti:

Bu artifakt, kesitlerin üstüste binmesiyle oluşur. İmajda görüntü kaybı olur. Kesit aralıklarını en az %30 arttırarak bu artifaktan kurtulabiliriz. Ancak bu da bazı patolojilerin kaçmasına sebep olabilir.



### 2.9. Field Distortion Artifakti:

Statik manyetik alandaki homojenite eksikliğinden kaynaklanır. Hastanın anatomisini hatalı gösterir. FOV alanını küçülterek bu artefakt azaltılır.

## 2.10. Hastaya Bağlı Artefaktlar:

Hastaya bağlı artefaktlar

- Hastanın bilerek hareketine,
- Kardiyak, solunum, vasküler, peristaltik gibi fizyolojik hareketlere,
- Ferromanyetik materyallere,
- Yanlış pozisyona bağlı gelişir.

Bu hareketler MRG'de görüntüyü belirgin olarak bozar. Kardiyak, solunum hareketleri, vasküler pulsasyonlar, BOS pulsasyonları gibi periyodik veya barsak peristaltizmi ve yutkunma gibi periyodik olmayan hareketlere bağlı artefaktları ortadan kaldırmak için en çok kullanılan yöntem **“Fizyolojik gate”** tekniğidir (kardiyak gating, solunum gating). Bunun anlamı, sinyal kaydının bu fizyolojik periyodik hareketlerin sadece bir safhasında yapılmasıdır. MRG'de hastaya nefes tutturma, Spin-eko gibi incelemenin uzun sürdüğü sekanslar için mümkün olmasa da, Gradyent-eko (FLASH veya GRASS) gibi incelemenin çok kısa sürdüğü sekanslar da uygulanabilir.

Solunum ve kardiyak hareketlerle karşılaştırıldığında, kan akımı belirgin derecede hızlıdır. (örneğin sistolde aortik kan akım hızı saniyede 150 cm. dir). Dolayısıyla Spin-eko sekansı kullanılıyor ise, bir kesite uyan voksellerdeki protonlar 90° RF puls ile etkilenmekte (enerji değişimi olmakta); ancak, 180° RF puls kullanılacağı zaman, kesitte vasküler yapı içindeki protonlar kesit dışına çıkmış olduklarından, akan kandan sinyal elde edilememektedir ve buna **“signal void”** denir. Bunun tersi olarak da, başka bir kesitte 90° RF puls ile uyarılmış olan protonlar sinyale neden olabilmektedir. Bu nedenle kan akım hareketlerine bağlı artefaktlar oldukça kompleks olarak bilinirler. Bunun haricinde vasküler yapıların pulsatil hareketlerine bağlı artefaktlar oluşmaktadır.

Ferromanyetik materyal varlığında ise artmış sinyal sahaları veya sinyal yokluğu (signal void) görülür. Metal sütürler, cerrahi klipsler, ortopedik protezler, metal düğmeler, anahtarlar, metal süs eşyaları homojeniteyi bozan ferromanyetik materyallerdir.

MRG'de optimal kalitede görüntü elde etmek için hasta pozisyonunun uygun şekilde yapılması önemlidir. Çünkü bütün alıcı sargıların (receiver coil) belli bir volüm sensitivitesi vardır. Esas olarak incelenmek istenen vücut bölümünün sargı santralinde olmasına dikkat edilmelidir.

### 3 . KONTRENDİKASYONLAR:

Vücuda implante edilmiş elektrik ve elektronik araç taşıyan hastalar için MRG kontrendikedir:

- Kalp pilleri
- İnsülin pompaları
- İmlante edilmiş duyma cihazları
- Nörostimulatörler
- İntrakraniyal metal klipler
- Göze yerleştirilmiş metalik protezler
- Metal kalça protezleri
- Koklear implantlar
- Vücuttaki yabancı maddeler
- Ayrıca hamileliğin ilk trimestırı da rölatif kontrendikedir.

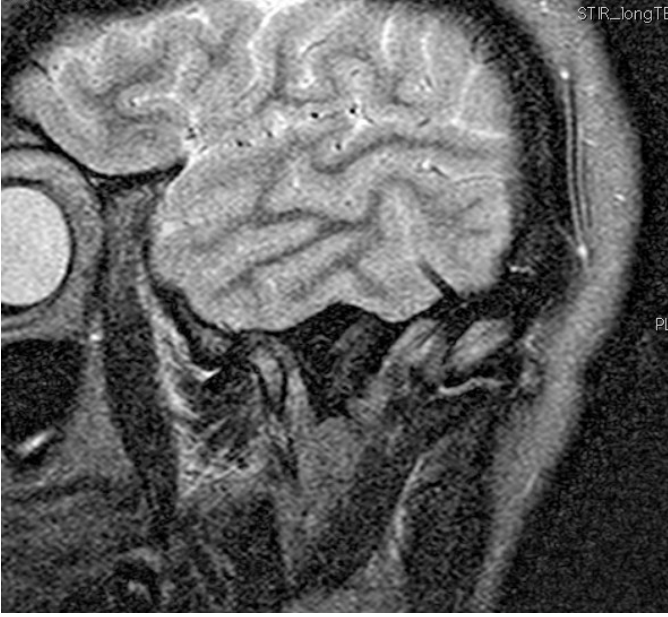
### 4. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEMEDE ÖZEL GÖRÜNTÜ ELDE EDİLMESİ:

**4.1 İnversion Recovery Sekansı**, belirli dokuların (örneğin yağ veya sıvı) sinyalinin baskılanması için kullanılan bir MRG sekansı türüdür. Bu işlem ile T1 ağırlıklı görüntüler üretir.

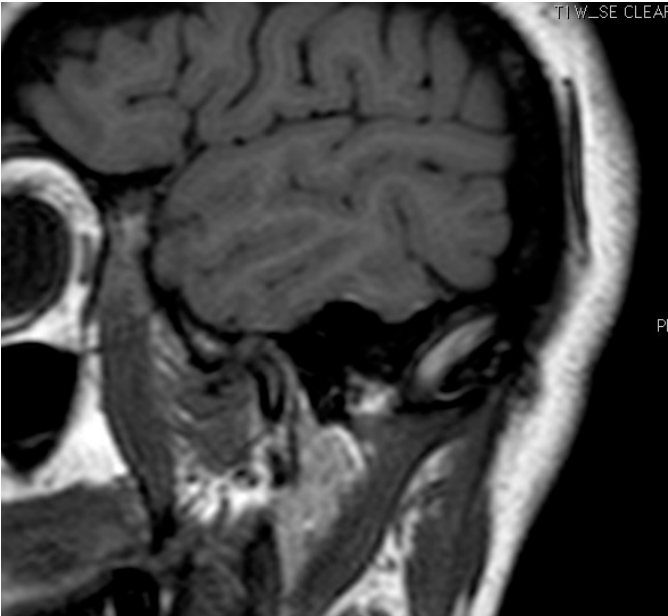
Temel olarak, bir inversion recovery sekansı , 180 ° RF darbesinin ardından gelen bir spin eko sekansıdır. Hazırlık darbesi, longitudinal manyetizmayı (Mz) tersine çevirir, yani Mz'yi negatif değerine çevirir, -Mz. Dokular, T1 relaksasyon süreleri ile belirlenen farklı longitudinal (T1) relaksasyon hızlarında Mz'yi geri kazanır. Longitudinal manyetizasyon baskılamak istediğimiz doku için sıfır noktasına (Null noktası) ulaştığında spin echo 90 ° darbesi tam olarak uygulanır. Hazırlık 180 ° darbesi ve 90 ° darbesi arasında geçen süre, ters çevirme zamanı (TI) olarak adlandırılır.

Uygun TI seçilerek farklı dokuların baskılanması mümkündür:

**4.2 Kısa (Short) TI İnversiyon Recovery (STIR):** Yağ dokusu baskılanır. Böylece manyetik alan heterojenitesine karşı düşük duyarlılığı olan veya metal varlığında manyetik duyarlılığın etkilerine sahip yağ sinyali baskılanmış olur.

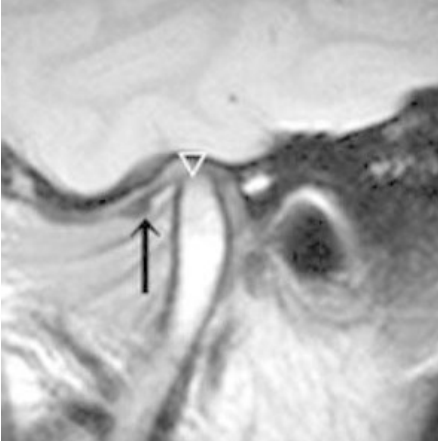


**STIR görüntü**

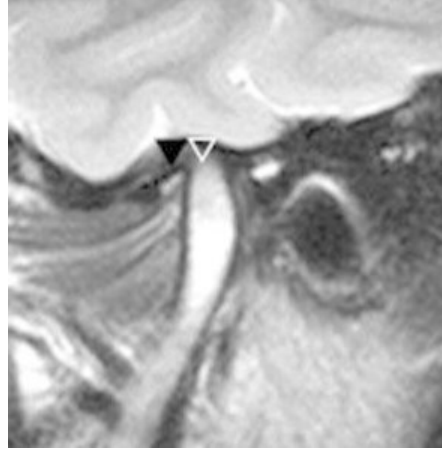


**STIR görüntünün T1 sekansı**

**4.3 Su Baskılı İncersiyon İncersion Recovery (FLAIR) Veya Çift İncersiyon Recovery (DIR):** Su ağırlıklı dokular baskılanır. Bu sekans serebral MR görüntülerinde ödem görüntüsü için rutin olarak kullanılır.



PROTON DENSİTE



T2 AĞIRLIKLI SEKANS



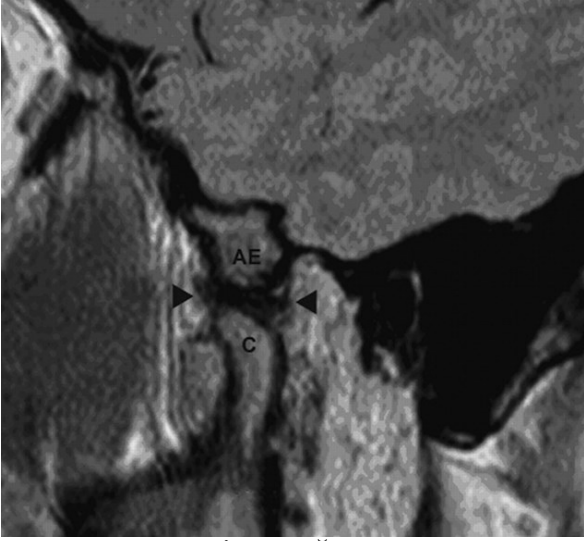
FLAIR  
GÖRÜNTÜ

**4.4 Gradient Eko Sekansı (GRE):** Spin eko sekansı için alternatif bir tekniktir. Bu sekans ile görüntüleme süresi kısaldır.

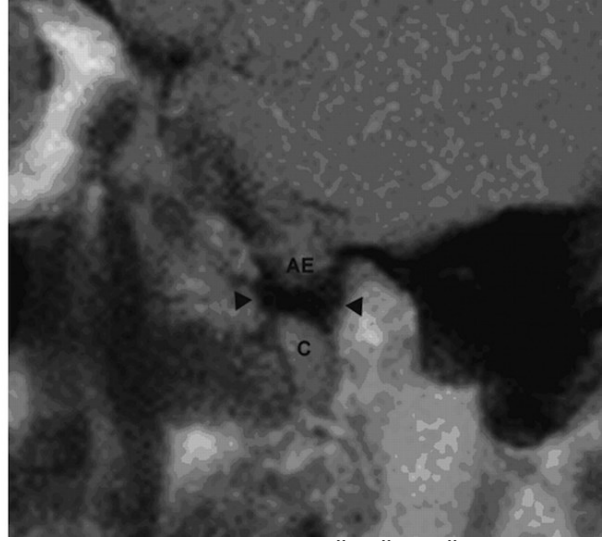
**4.5 Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo Spin Echo (HASTE):** Siemens tarafından geliştirilen eko-planer spin eko sekansıdır.

Diğer üreticiler farklı isimlerle bu tekniği uygulamaktadır: GE(single-shot fast spin echo, SS-FSE), Philips (single-shot turbo spin echo,SSH\_TSE, ultra fast spin echo, UFSE), Hitachi (single-shot fast SE), and Canon (fast advanced spin echo, FASE, SuperFASE).

K-space için gereken tüm data tek bir 90 ° atışı ile elde edilir. HASTE tekniklerinin, uygulama alanları şunlardır: rutin scout görüntüleri; çocuklarda veya kooperasyon zorluğu olan hastalarda , fetal görüntüleme, nefesin tutulmasının gerektiği abdominal görüntüleme, MR kolanjiopankreatografisinde, MR miyelografi ve kontrastsız MR anjiyografide. Eko süreleri nispeten uzun olduğundan, HASTE görüntüleri genellikle T2 ağırlıklıdır. Bununla birlikte, hazırlık inversiyon darbeleri ile birlikte, bir derece T1 ve spin yoğunluğu ağırlıklı kontrast da elde edilebilir.



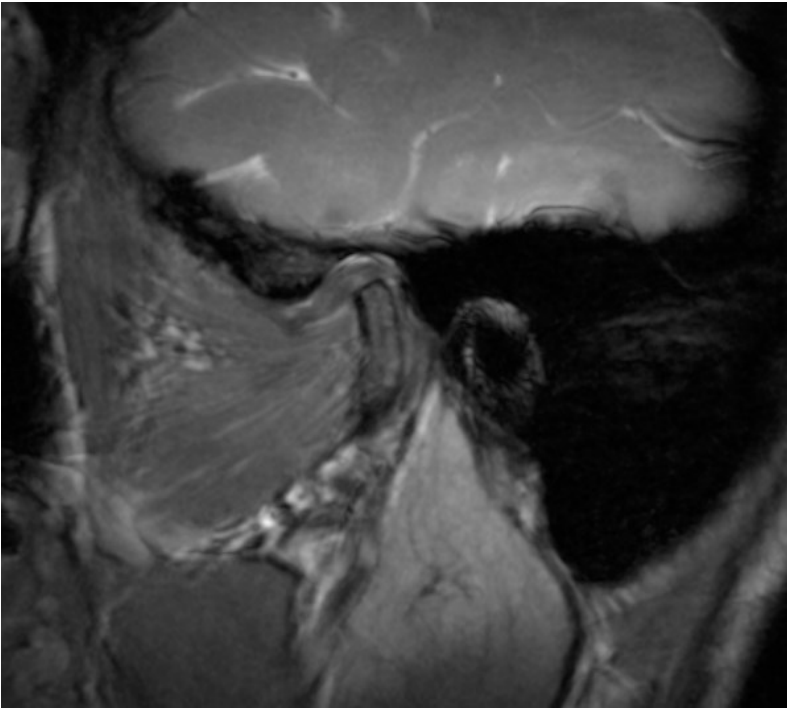
PROTON DENSİTE AĞIRLIKLI



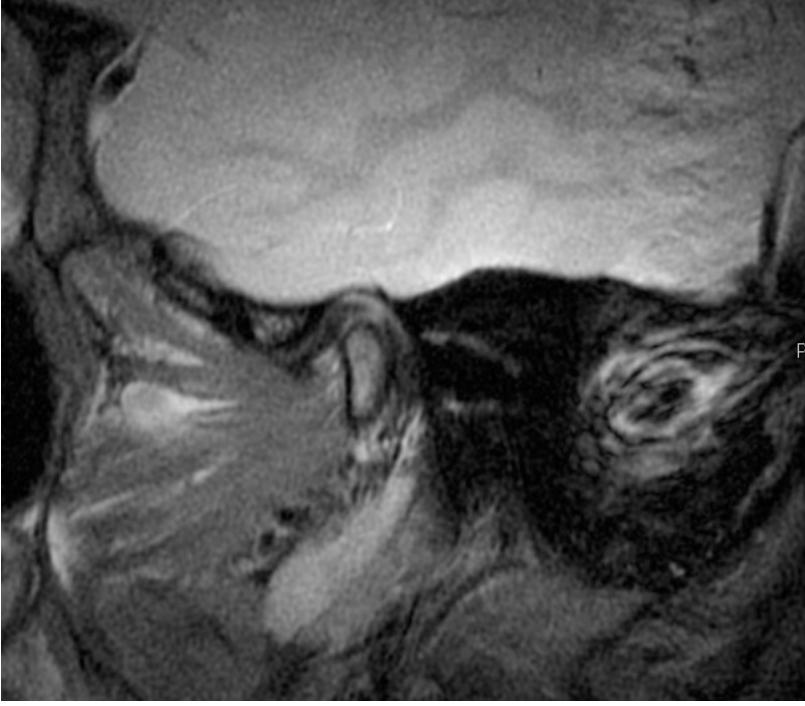
HASTE GÖRÜNTÜ

**4.6 Fast Imaging Employing Steady-State Acquisition (FIESTA):** Steady-state gradient echo sekansının daha dengeli bir şekilde yapılan yöntemidir. Siemens TrueFISP derken, Philips balanced-FFE demektedir.

(FIESTA) Hızlı görüntüleme, sıvı yapıların görüntülerinin çok kısa sürede alınmasını sağlar. FIESTA sekansı, sıvı dokulardan gelen güçlü sinyale sahip yüksek SNR görüntülerini sağlamak için T2 mekanizmasını kullanırken küçük yapıların kontrast ve anatomik ayrıntıları için arka plan dokusunu bastırır. Buna ek olarak ultra kısa TR ve TE, FSE'den daha kısa kazanım süreleri sağlar.

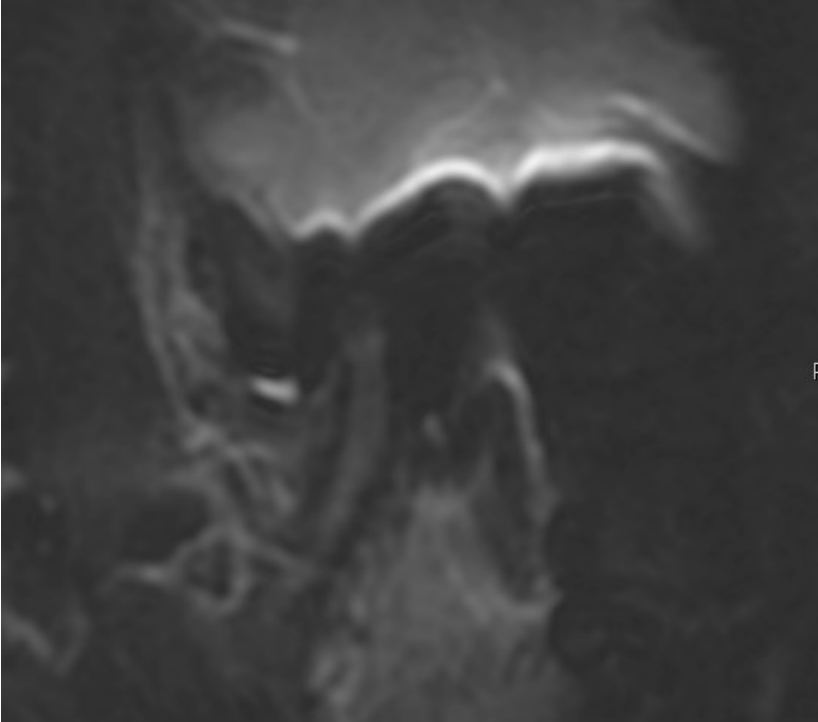


FIESTA  
görüntü

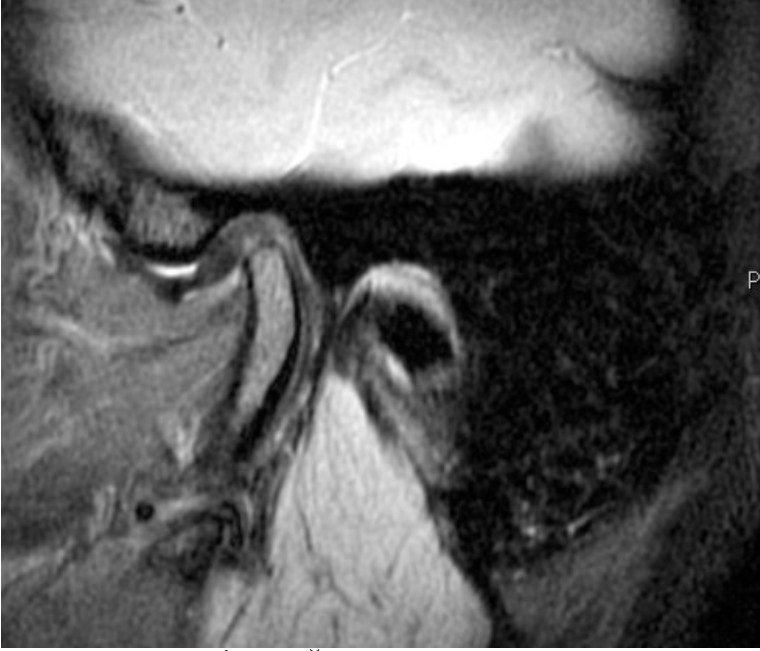


FIESTA görüntüsünün proton yoğunluklu görüntüsü

**4.7 Difüzyon Ağırlıklı Görüntüleme (DTI: Difüzyon tensor Imaging):** Difüzyon MR, daha mikroskopik bazda bir yöntemdir. Tümör, enfeksiyon gibi deformasyonlardan kaynaklanmayan, daha **mikroskopik** durumlardan kaynaklanan hastalıkların sebeplerini bulmak, ilerlemelerini önlemek için tedavi oluşturmak gibi durumlarda işe yarar bir yöntemdir. Difüzyon MR dokulardaki su moleküllerine dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Buradaki moleküllerin difüzyon hareketlerini incelemeyi temel alır.



DİFUZYON GÖRÜNTÜ



PROTON DENSİTE AĞIRLIKLI

**4.8 Perfüzyon MR Görüntüleme:** Perfüzyon, bir dokunun belli bir miktarının kapiller yatağından geçen kan akımı olarak tanımlanır. Perfüzyon takibi için “vasküler takipçi” gerekir.

Ekzojen → Gadolinium → DSC (dynamic susceptibility contrast)

Endojen → RF pulsleri ile işaretlenmiş kan → ASL (arterial spin labeling)

Ölçülen parametreler:

CBV (cerebral blood volume): ml/100 gr beyin/dakika

CBF (cerebral blood flow): ml/100 gr beyin

MTT (mean transit time): sn

TTP (time to peak)

PBP (percentage of baseline at peak)

$$\text{CBF} = \text{CBV} / \text{MTT}$$

**Arterial Spin Labeling:** Akan arteriyel kanda bulunan su içindeki hidrojen atomları spinlerinin bir elektromanyetik alan oluşturması esasına dayalı bir tekniktir. Noninvazivdir, dışarıdan contrast madde verilmesine gerek yoktur. Çünkü endojen kontrast olarak kan içindeki suyu kullanır. Kan içindeki su, incelenecek alana girmeden önce gönderilen radyo frekans dalgaları ile işaretlenir. Sonrasında distalde vasküler dağılım bölgelerinde tekrar görüntülenerek kanın perfüzyonu hakkında yani CBF (cerebral blood volume) hakkında bilgi alınır. Bu teknik software problemleri nedeni ile her MR cihazında mevcut değildir.



**Manyetik rezonans görüntülemenin avantajları:**

1. Yüksek yumuşak doku kontrastı,
2. Multiplanar görüntüleme yapılabilmesi,
3. İyonize radyasyon kullanılmaması,
4. İyotlu kontrast madde gerektirmemesi,
5. Vasküler yapıların görüntülenebilmesi,
6. Kıkırdak dokunun değerlendirilebilmesi,
7. Kemik medullanın görüntülenebilmesi,
8. Pek çok anatomik ve fonksiyonel yapının aynı tetkikte değerlendirilebilmesi (16).

**Manyetik rezonans görüntülemenin dezavantajları:**

1. Hareket artefaktlarına çok duyarlıdır,
2. Tetkik süresi oldukça uzundur,
3. Kemik yapılar ve kalsifikasyonlar iyi görüntülenemez,
4. Klostrofobisi olan hastaların incelenmesi mümkün olamaz,
5. Vücuduna cerrahi olarak ferromanyetik etki oluşturan metaller yerleştirilmiş hastalara MRG görüntülemesi uygulamak mümkün değildir,
6. Sinyal özellikleri nedeniyle beyinde akut kanama gösterilememektedir,
7. Yüksek maliyetli bir tekniktir .

# MAGNETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG) UYGULAMALARI İÇİN TANI VE TEDAVİ KRİTERLERİ

## MUAYENE

0. Muayene onamı, Muayene

1. Tanı için uygun görüntüleme planlaması

2. Kontrendikasyonların değerlendirilmesi

3. Hastanın daha önceden elde edilmiş radyograflarının sorgulanması

4. MRG görüntülemeye uygun aydınlatılmış onam alınması

5. Hastayı görüntüleme için hazırlanması

6. Manyetik alan güvenliğini sağlanması

## TEMPOROMANDİBULAR EKLEM (TME) MRG GÖRÜNTÜLEME

7. MRG için hastanın görüntüleme odasına alınması

8. Görüntüleme cihazının çapraz enfeksiyonu önleyecek şekilde hazırlanması

9. Hastanın pozisyonlandırılması

10. Hastanın çenesinin pozisyonlandırılması

11. Kontrast madde kullanılması

12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirlenmesi

13. Görüntüleme işleminin başlatılması

14. Görüntüleme işleminin tamamlanması

15. Görüntü ayalarının yapılması

16. Elde edilen görüntünün değerlendirilmesi

17. Hastanın bilgilendirilmesi

## 1. Tanı için uygun görüntüleme planlaması yap için

Muayene onamı al

Anamnez al

Ağız dışı değerlendirme yap

Ağız içi değerlendirme yap

TME muayenesi ve okluzyon değerlendirme yap

Radyolojik değerlendirme yap



## 2. Kontrendikasyonları değerlendir



## 3. Hastanın daha önceden elde edilmiş radyograflarının sorgula



MRG GÖRÜNTÜLEME UYGUN



## 4. MRG görüntülemeye uygun aydınlatılmış onam al



## 5. Hastayı görüntüleme için hazırla

Hasta bütün metal içerikli aksesuarlarını çıkartmasını iste (anahtarlar, bozuk para, cüzdan, magnetik bantlı katlar, toka, mücevher, işitme cihazı gibi)

Kıyafetlerini çıkartıp hastane önlüğü giymesi iste

Elektrikseli magnetik veya mekanik aktivasyonlu implant (Kalp pili, insülin pompası, işitme cihazı vb.) varlığı, intrakraniyal anevrizma klipleri ferromanyetik cerrahi klipler, göz içi metalik yabancı cisim varlığı, metal şarapnel veya kurşun gibi durumlarda inceleme yapılmamalıdır. Ayrıca bazı implant veya vücutta bulunan materyaller potansiyel kontrendikasyon nedenidir. Hastada bulunan metal içerikli protetik restorasyonlar ve ortodontik braketler artefakt oluşturabileceği için vaka bazı restorasyonun içeriği ve kullanılacak MR sekanslarının birlikte değerlendirilmesi gerekmektedir. Fetüs üzerinde olumsuz bir etki bilinmemekle birlikte gebelik süresince kullanımı olgu bazında değerlendirilmelidir. ( risk fayda oranı dikkate alınmalı)

Radyograflar değerlendirilerek MR görüntüleme prosedürünü belirle, İsteyeceğin görüntülemeleri buna göre planla

MRG GÖRÜNTÜLEME UYGUN DEĞİL

Hastayı diğer görüntüleme teknikleri hakkında bilgilendir. Gerekli ise yönlendirilir.

Hastaya uyması gereken kurallar ve prosedürün uzun olduğunu anlat. Kulak tıkacı veya kulaklık teklif et

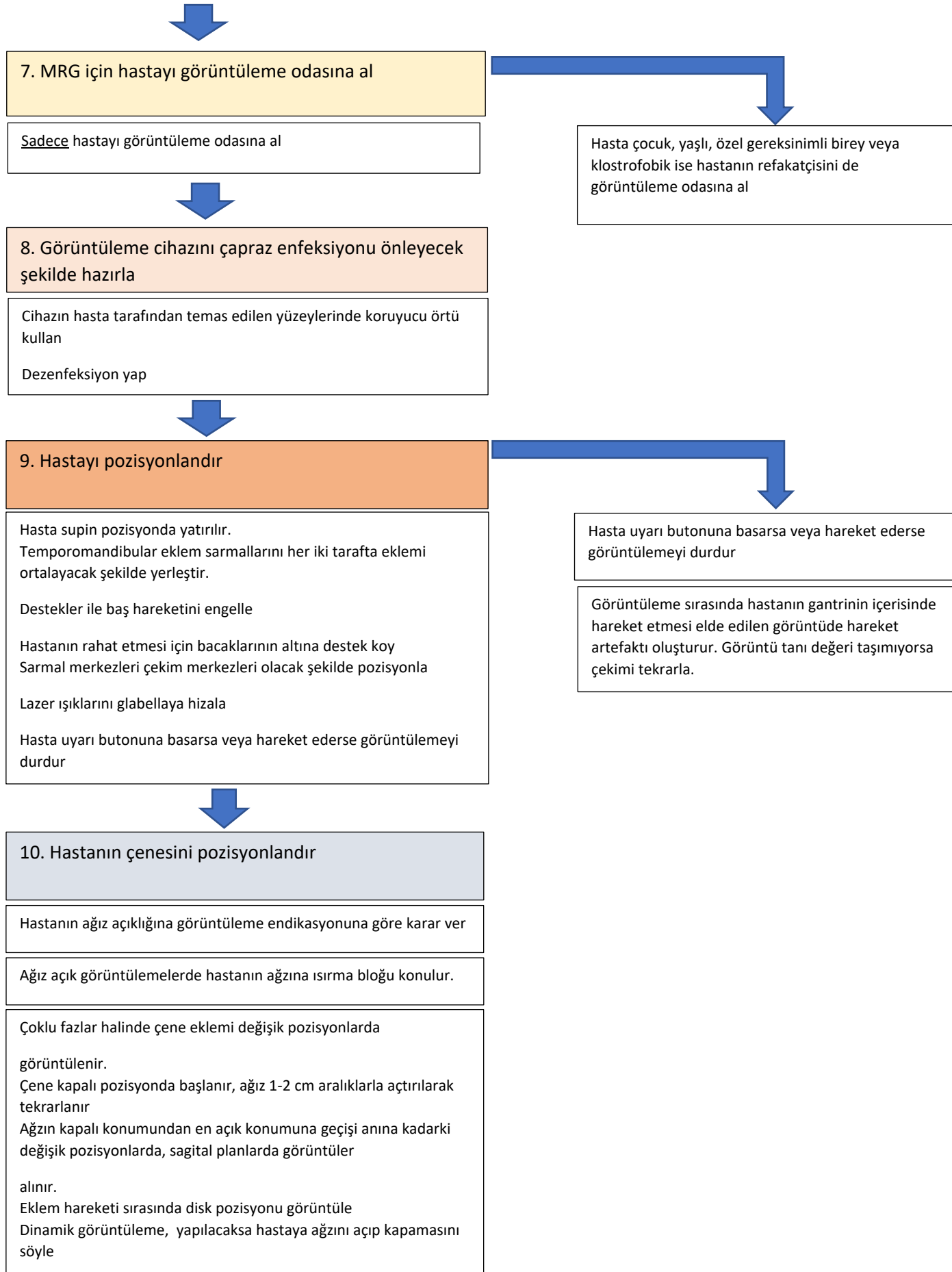
Hastanın kilosunu not et



## 6. Manyetik alan güvenliğini sağla

Hastanın metal eşyalarını görüntüleme odası dışında bırakmasını sağla

## TEMPOROMANDİBULAR EKLEM (TME) MRG GÖRÜNTÜLEME





## 11. Gerekli ise kontrast madde kullan

Rutin TME MTME çevresinde benign malign lezyon şüphesi varsa değerlendirilmede kontrast madde kullan  
Kontrast madde enjeksiyonunun risk ve faydalarını görüntüleme öncesi hastaya açıkla

Onam al

GFH (Glomerüler Filtrasyon Hızı) > 30 ise kontrast madde uygulaması yapılabilir. (0,1 mmol/kg IV gadolinium enjeksiyonu) RG için kullanılmaz.



## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al  
Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek Temporomandibuler (TME) MRG Protokolü

Sekans	Düzlem	FOV(cm)*	Matriks	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı (mm)GAP
Kapalı T1A FSE	Sagittal	10	288x224	3/0.3
Kapalı T2A PD	Sagittal	10	288x224	3/0.3
AçıkT1A FSE	Sagittal	10	288x224	3/0.3
Açık PD	Sagittal	10	288x224	3/0.3

### Temporomandibular Eklem MRG 3T Protokolü

Sekans	Düzlem	FOV(cm)	Matriks	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı((mm)GAP
T1 Loc SE*	Aksiyal	22	256x128	4/1
T1A FSE	Koronal	12	320x192	3/0
T1A FSE	Sagittal	12	320x224	3/0
PD FSE	Sagittal	12	320x192	3/0
T2A FSE	Sagittal	12	384x224	2/0



13. Görüntüleme işlemi başlat

Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini söyle



14. Görüntüleme işlemi tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



16. Elde edilen görüntüyü değerlendir

Adım 1: Anomalinin yerleşiminin belirlenmesi

Adım 2: Perifer ve biçim değerlendirmesi

Adım 3: İnternal yapı analizi

Adım 4: Anomalinin çevre yapılara etkilerinin analizi

Adım 5: Yorumlamanın formüle edilmesi

Uygun formata göre rapor yaz

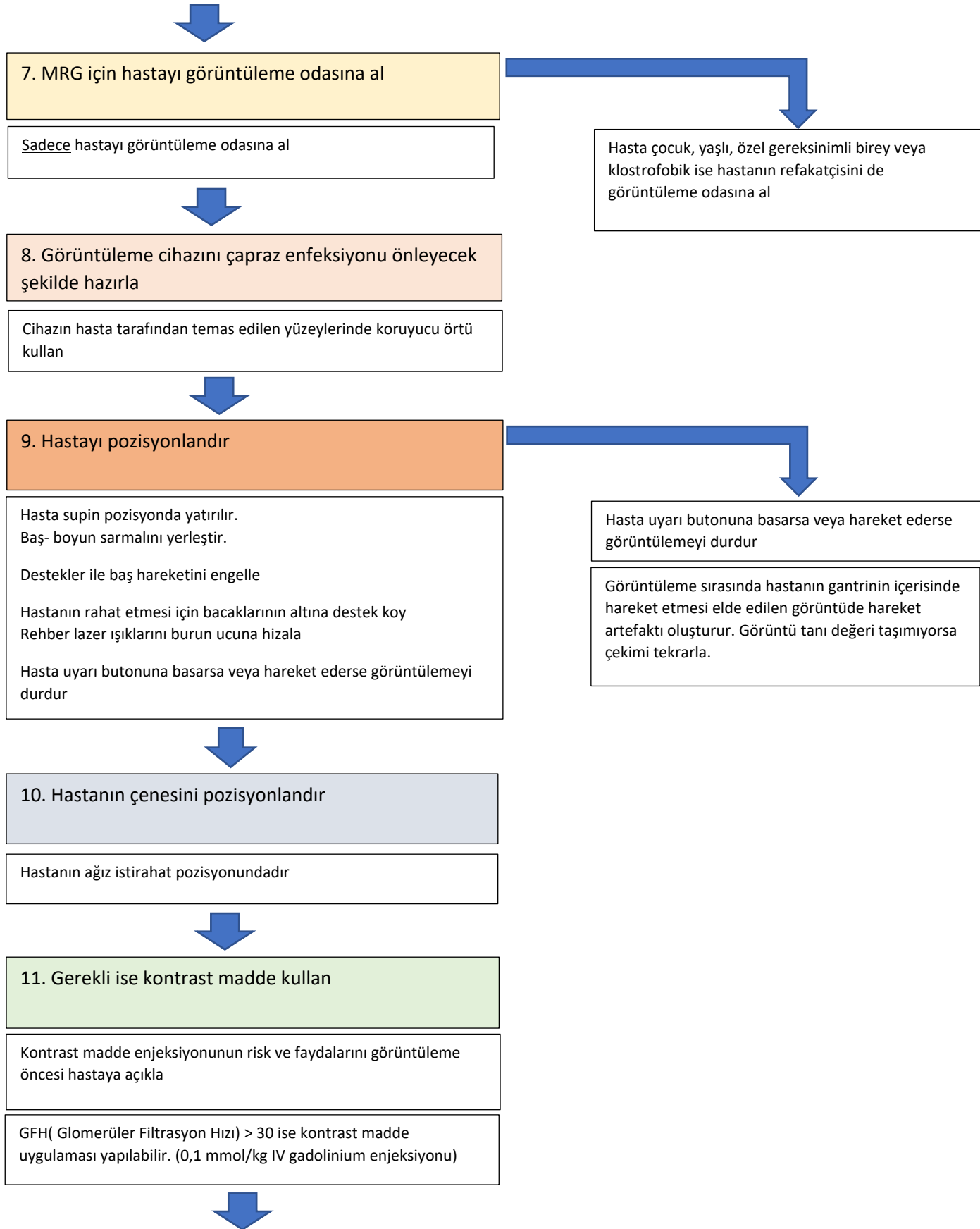


Elde edilen görüntü değerlendirme yapmak için yeterli değilse ise çekimi tekrarla



17. Hastayı bilgilendir

## MAXİLLOFASİYAL(YÜZ) MRG GÖRÜNTÜLEME





## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al  
Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek MRG Protokolü

Sekans	Düzlem	FOV(cm)	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı (mm)
T2 STIR	KORONAL	17	3 mm.
T1 TSE	KORONAL	17	3 mm.
T2 STIR	AKSİYAL	17	3 mm.
T1 TSE	AKSİYAL	17	3 mm.
T2 TSE	SAGİTAL	17	3 mm.
Kontrast madde uygulaması			
T1 TSE FAT SAT	AKSİYAL	17	3 mm.
T1 TSE FAT SAT	KORONAL	17	3 mm.
Difüzyon MRG	AKSİYAL	17	3 mm.
DWI (B=0, B=1000)			
Dinamik kontrastlı(DCE)-MRG	AKSİYAL	17	2-3 mm.



## 13. Görüntüleme işlemi başlat

Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini söyle



## 14. Görüntüleme işlemi tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



## 16. Elde edilen görüntüyü değerlendir

Adım 1: Anomalinin yerleşiminin belirlenmesi

Adım 2: Perifer ve biçim değerlendirmesi

Adım 3: İnternal yapı analizi

Adım 4: Anomalinin çevre yapılara etkilerinin analizi

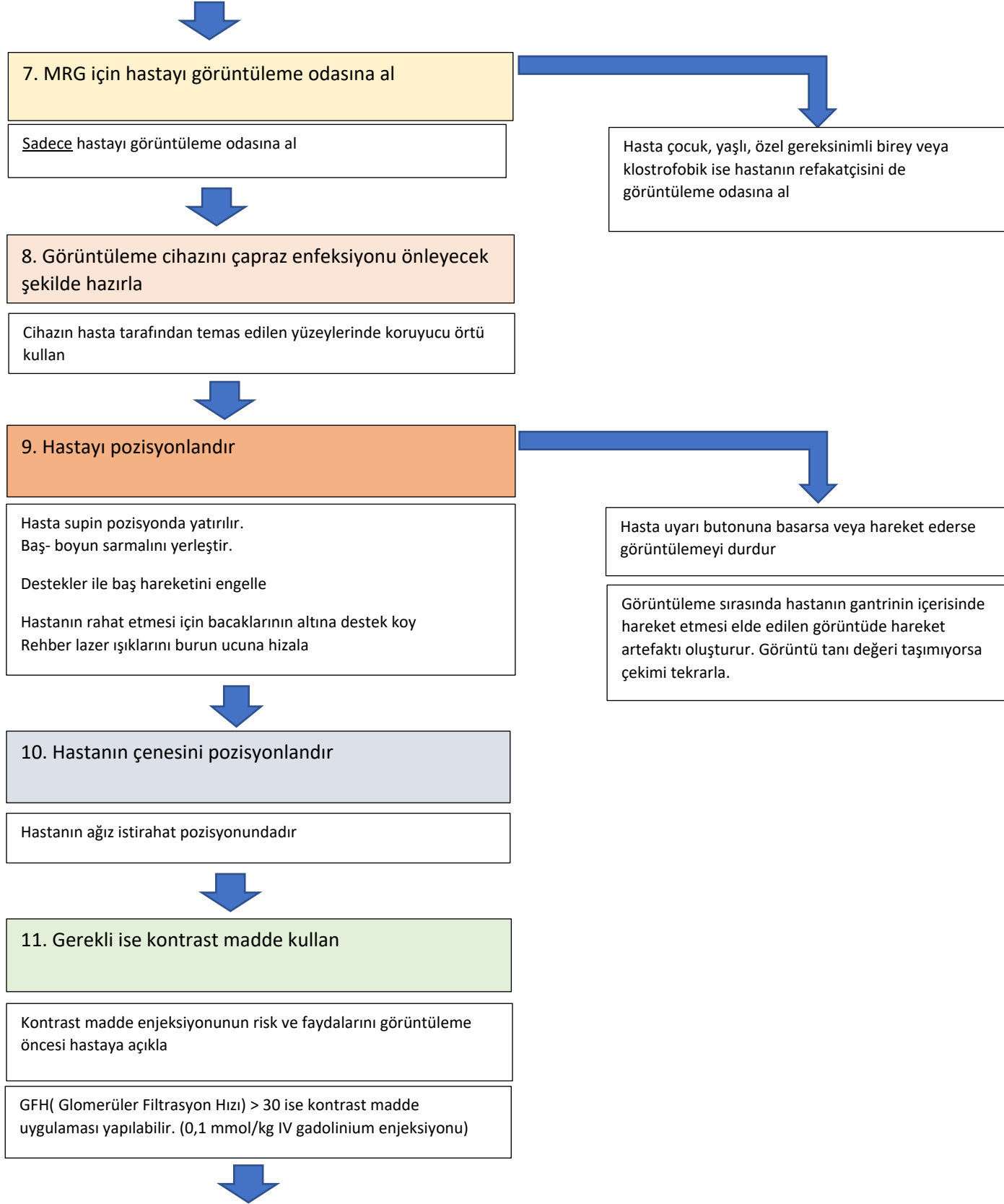
Adım 5: Yorumlamanın formüle edilmesi

Uygun formata göre rapor yaz

Elde edilen görüntü değerlendirme yapmak için yeterli değilse ise çekimi tekrarla

## 17. Hastayı bilgilendir

## PARANAZAL SİNÜS MRG GÖRÜNTÜLEME



## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al

Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek MRG Protokolü

Sekans	Düzlem	FOV(cm)	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı (mm)
T2 STIR	KORONAL	17	3 mm.
T1 TSE	KORONAL	17	3 mm.
T2 STIR	AKSİYAL	17	3 mm.
T1 TSE	AKSİYAL	17	3 mm.
T2 TSE	SAGİTTAL	17	3 mm.
Kontrast madde uygulaması			
T1 TSE FAT SAT	AKSİYAL	17	3 mm.
T1 TSE FAT SAT	KORONAL	17	3 mm.
Difüzyon MRG	AKSİYAL	17	3 mm.
DWI (B=0, B=1000)			
Dinamik kontrastlı(DCE)-MRG	AKSİYAL	17	2-3 mm.



## 13. Görüntüleme işlemi başlat

Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini söyle



## 14. Görüntüleme işlemi tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



## 16. Elde edilen görüntüyü değerlendir

Adım 1: Anomalinin yerleşiminin belirlenmesi

Adım 2: Perifer ve biçim değerlendirmesi

Adım 3: İnternal yapı analizi

Adım 4: Anomalinin çevre yapılara etkilerinin analizi

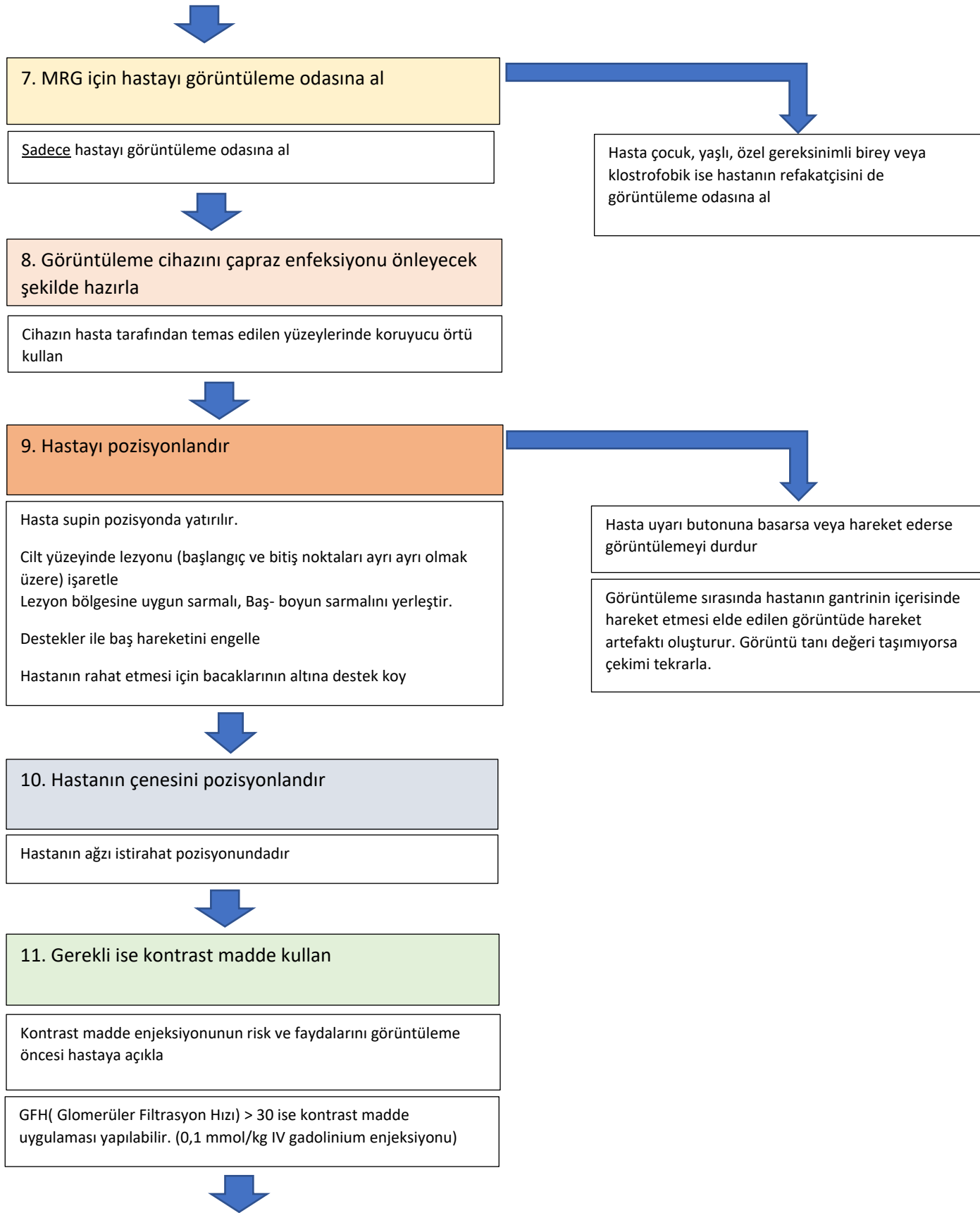
Adım 5: Yorumlamanın formüle edilmesi

Uygun formata göre rapor yaz

Elde edilen görüntü değerlendirme yapmak için yeterli değilse ise çekimi tekrarla

## 17. Hastayı bilgilendir

## YUMUŞAK DOKU MRG GÖRÜNTÜLEME



## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

Uygun görüntü alanını seç.

Görüntü alanı, lezyonun tamamını, peritümoral ödemi ve komşu normal dokuyu gösterecek kadar büyük, inceleme için gereksiz anatomik bölgeleri içermeyecek kadar küçük olmalıdır.

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al

Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek MRG Protokolü

Sekans (mm)	Düzlem	FOV(cm)	Matriks	NEX	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı
T1 TSE	KORONAL/ SAGİTAL	28			4 mm.
T1 TSE	AKSİYAL	27			4 mm.
T2 STIR	KORONAL/ SAGİTAL	28			4 mm.
T2 STIR	AKSİYAL	27			4mm.
T2 TSE	SAGİTAL	28			4 mm
Kontrast madde uygulaması					
T1 TSE FATSAT	KORONAL/ SAGİTAL	29			4 mm.
T1 TSE FATSAT	AKSİYAL	29			4 mm.

Gerekli ise ileri görüntüleme protokolleri uygula

Difüzyon MRG

Dinamik kontrastlı MRG

MR Spektroskopi

Faz içi-faz dışı görüntüleme



## 13. Görüntüleme işlemi başlat

Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini söyle



#### 14. Görüntüleme işlemi tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



#### 16. Elde edilen görüntüyü değerlendir

Adım 1: Anomalinin yerleşiminin belirlenmesi

Adım 2: Perifer ve biçim değerlendirmesi

Adım 3: İnternal yapı analizi

Adım 4: Anomalinin çevre yapılara etkilerinin analizi

Adım 5: Yorumlamanın formüle edilmesi

Uygun formata göre rapor yaz



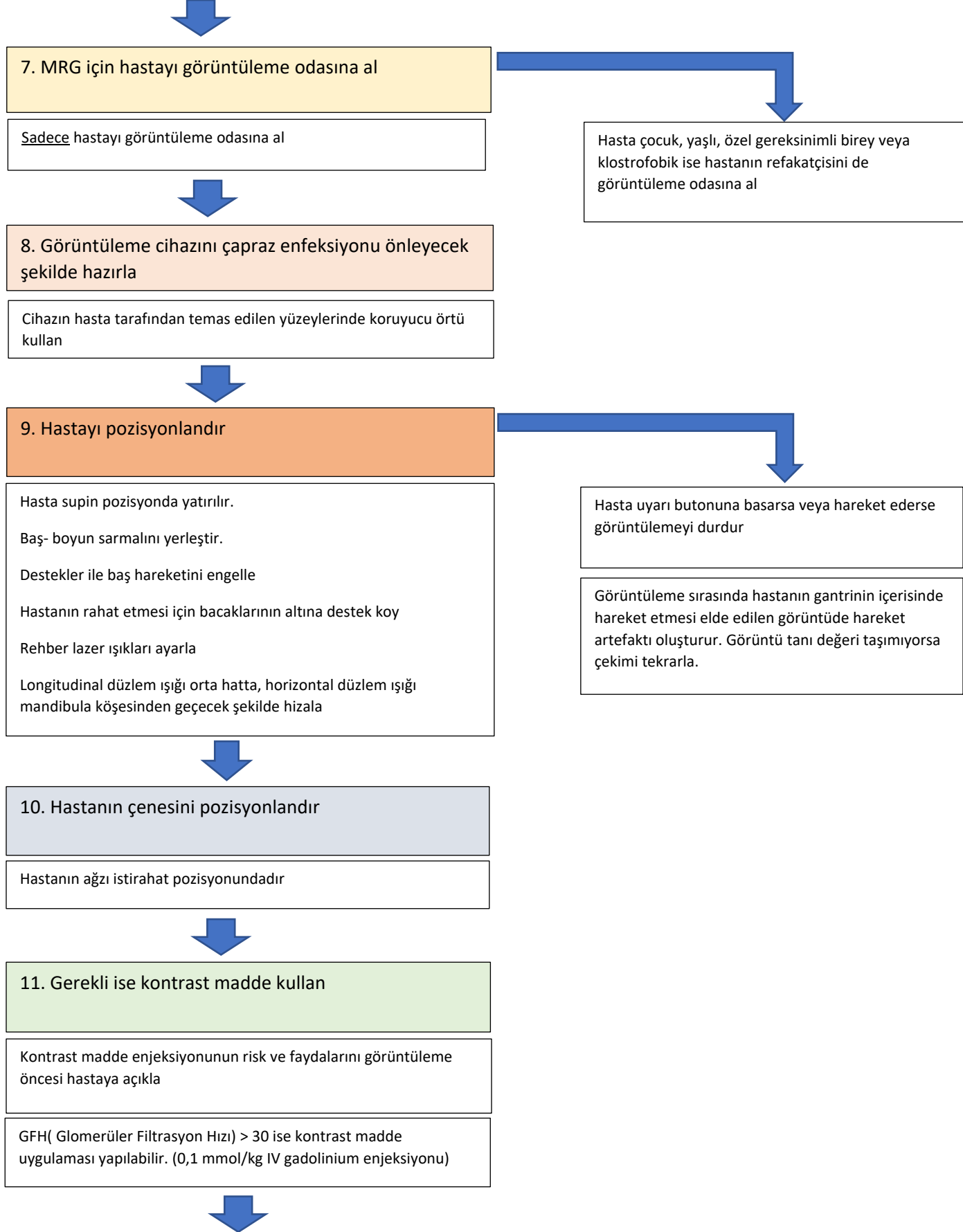
#### 17. Hastayı bilgilendir



Elde edilen görüntü değerlendirme yapmak için yeterli değilse ise çekimi tekrarla



## OROFARİNGS MRG GÖRÜNTÜLEME



## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al

Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek MRG Protokolü

#### Örnek MRG Protokolü

Sekans (mm)	Düzlem	FOV(cm)	Matriks	NEX	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı
T1 TSE	KORONAL/ SAGİTAL	28			4 mm.
T1 TSE	AKSİYAL	27			4 mm.
T2 STIR	KORONAL/ SAGİTAL	28			4 mm.
T2 STIR	AKSİYAL	27			4mm.
T2 TSE	SAGİTAL	28			4 mm

#### Kontrast madde uygulaması

T1 TSE FATSAT	KORONAL/ SAGİTAL	29			4 mm.
T1 TSE FATSAT	AKSİYAL	29			4 mm.

Gerekli ise İleri görüntüleme protokolleri uygula

#### Difüzyon MRG

#### Dinamik kontrastlı MRG

#### MR Spektroskopi

#### Faz içi-faz dışı görüntüleme



## 13. Görüntüleme işlemini başlat

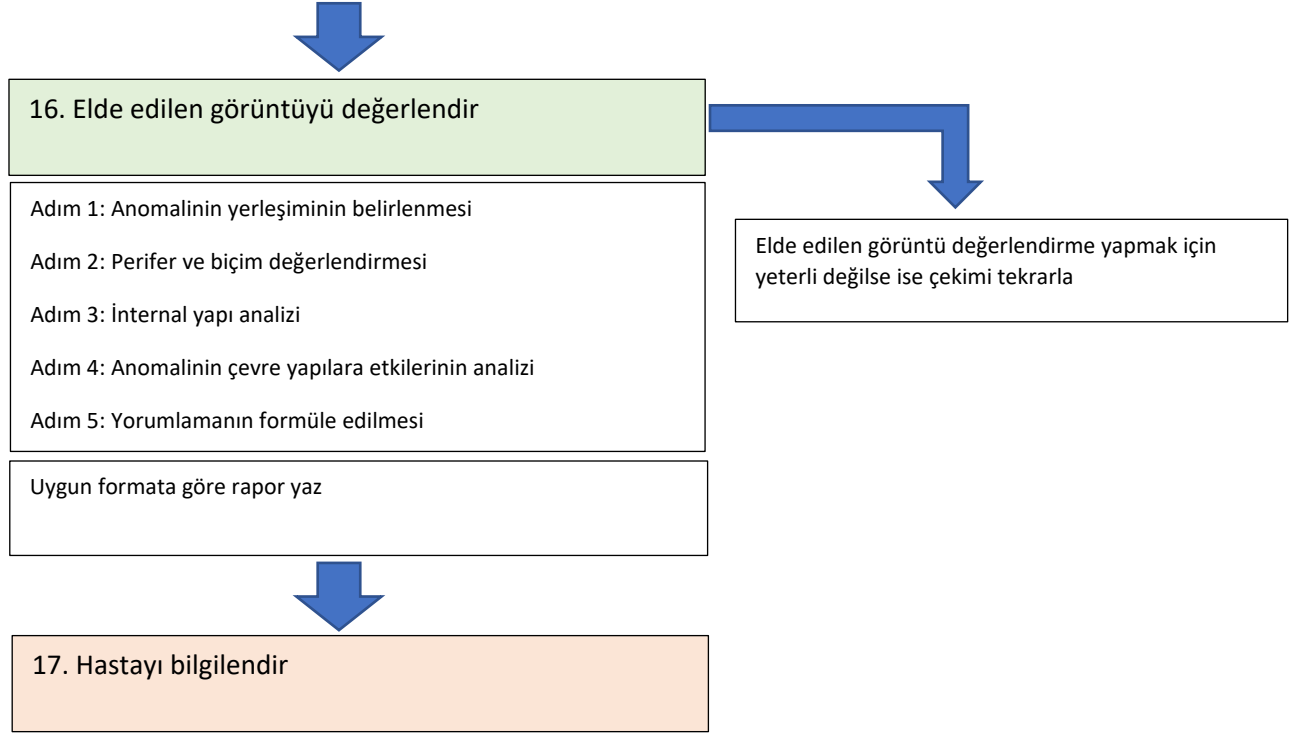
Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini, yutkunmamasını söyle



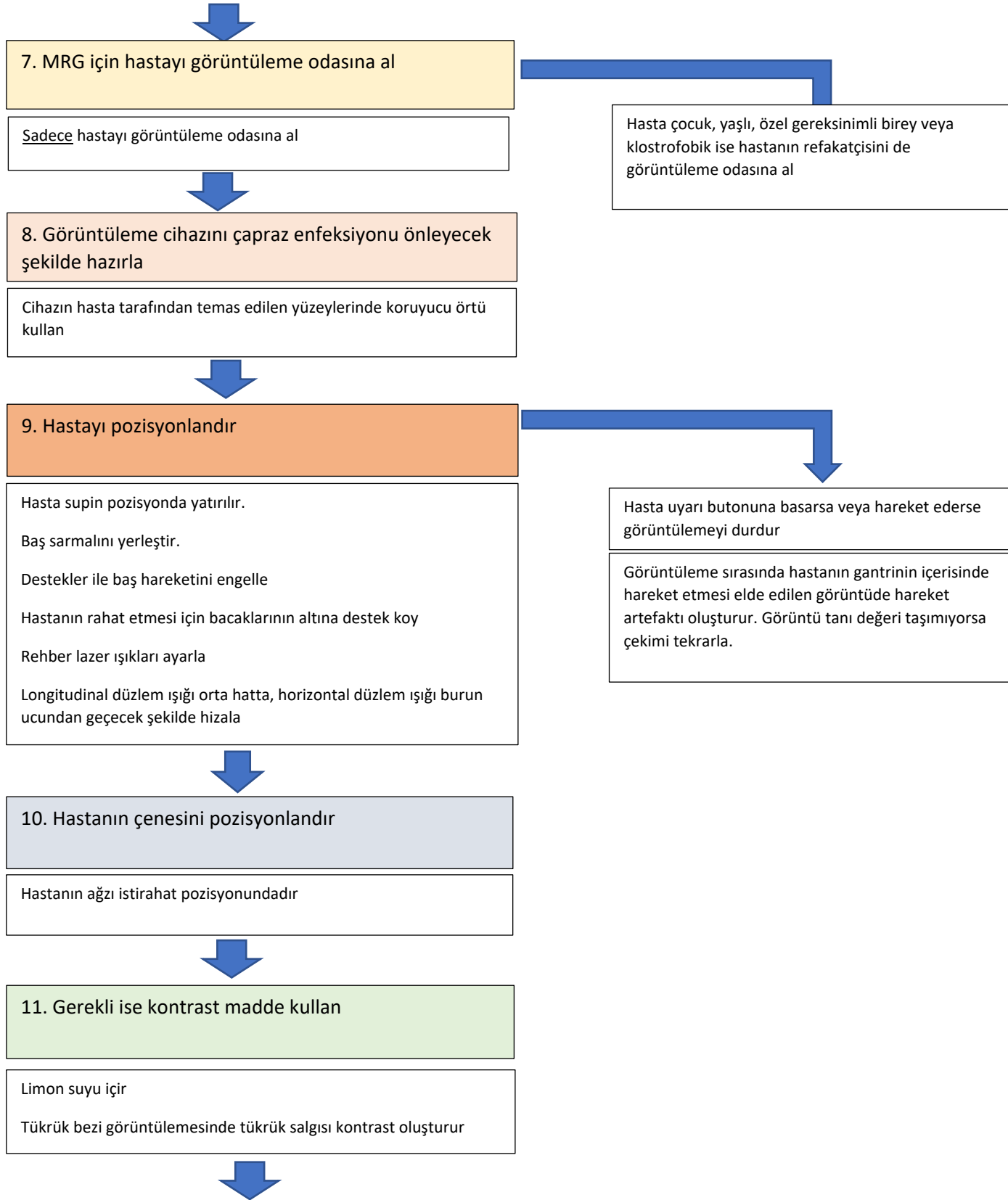
## 14. Görüntüleme işlemini tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



## MRG SIALOGRAFİ GÖRÜNTÜLEME



## 12. MRG cihazının, görüntüleme protokolünü belirle

İnceleme amacına, görüntülenecek bölgeye, hasta özelliklerine göre görüntüleme protokolünü belirle

3 planda da lokalizasyon ve sekans belirlemek için görüntü al  
Düşük rezolusyonlu T1 ağırlıklı 25 sn. den düşük süreli tarama

### Örnek MRG Protokolü

Sekans	Düzlem	FOV(cm)	Kesit kalınlığı/Kesit aralığı (mm)
T1 SE	AKSİYAL	21	3mm.
T2 HASTE	AKSİYAL	22	3mm.
T2 STİR	KORONAL	25	3mm.
Oral kontrast (limon suyu) uygulaması			
T2 HASTE	SAGİTAL OBLİK	25	60 mm.loc
T2 HASTE	AKSİYAL OBLİK	11	20 mm.
T2 HASTE	SAGİTAL OBLİK	11	25 mm.
T2 SPACE/ 3D	SAGİTAL OBLİK	18	0.8 mm.



## 13. Görüntüleme işlemi başlat

Hastaya hareket etmemesini, sakin olmasını, burnundan yavaş soluk alıp vermesini, yutkunmamasını söyle



## 14. Görüntüleme işlemi tamamla

Elde edilen görüntüyü diagnostik değeri yönünden kontrol et

Hastayı görüntüleme kabininden çıkar



## 16. Elde edilen görüntüyü değerlendir

Adım 1: Anomalinin yerleşiminin belirlenmesi

Adım 2: Perifer ve biçim değerlendirmesi

Adım 3: İnternal yapı analizi

Adım 4: Anomalinin çevre yapılara etkilerinin analizi

Adım 5: Yorumlamanın formüle edilmesi

Uygun formata göre rapor yaz



Elde edilen görüntü değerlendirme yapmak için yeterli değilse ise çekimi tekrarla



## 17. Hastayı bilgilendir