



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

GLİAL TÜMÖRLERİN SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING (SWI)  
TEKNİĞİ KULLANILARAK GRADELENDİRİLMESİ, PERFÜZYON MR VE  
PATOLOJİK GRADE İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Ömer AYDIN

UZMANLIK TEZİ

BURSA-2014



T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

GLİAL TÜMÖRLERİN SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING (SWI)  
TEKNİĞİ KULLANILARAK GRADELENDİRİLMESİ, PERFÜZYON MR VE  
PATOLOJİK GRADE İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Ömer AYDIN

UZMANLIK TEZİ

Danışman: Prof. Dr. Bahattin HAKYEMEZ

BURSA-2014

## İÇİNDEKİLER

Özet.....	ii
İngilizce Özet.....	iv
Giriş.....	1
Gereç ve Yöntem.....	34
Bulgular.....	40
Tartışma ve Sonuç.....	50
Kaynaklar.....	56
Teşekkür.....	59
Özgeçmiş.....	60

## ÖZET

Susceptibility weighted imaging (SWI) tam akım kompanse edilmiş, filtrelenmiş faz ve magnitüd bilgisi içeren yüksek rezolüsyonlu 3D spoiled gradient echo sekansıdır. SWI, Santral sinir sistemi (SSS) gliomlarının gradelendirmesinde faydalı bir yöntem gibi görünmektedir. Perfüzyon MR tekniği ve rölatif tümör kan volümü (rCBV) değerleri noninvazif olarak tümör gradelemesinde en iyi tekniklerden biridir. SWI tekniği ile gösterilen İntratümöral susceptibility sinyal (ITSS) ile rCBV ve Dünya sağlık örgütü (WHO) sınıflandırmasına göre yapılan grade arasında korelasyon olduğu bildirilmektedir. Bu çalışmada ITSS ve rCBV'nin preoperatif gradelemedeki etkinliği araştırılmıştır.

Ekim 2011-Temmuz 2013 arasında rutin kranial MR, SWI ve Dinamik susceptibility kontrast (DSC) perfüzyon MR incelemesi yapılan, patolojik olarak glial tümör tanısı konulan, 31 hastanın (17 erkek, 14 kadın) tetkikleri retrospektif olarak incelendi. MR inceleme 3T magnet ve 32 kanal baş koili ile yapıldı. SWI ile yapılan tümör gradelemesinde Park ve ark. tanımladığı ITSS sayısına göre gradeleme yöntemi kullanıldı. SWI grade, rCBV ve patolojik grade arasındaki korelasyon değerlendirildi. Düşük ve yüksek grade glial tümör ayırımında eşik rCBV değerinin belirlenmesi için receiver operator characteristics (ROC) analizi yapıldı.

Düşük grade-yüksek grade glial tümör ayırımında, patolojik grade ile SWI grade ( $r=0,87$ ,  $p<0,001$ ) ve rCBV ( $r=0,83$ ,  $p<0,001$ ) arasında pozitif yönde güçlü korelasyon bulundu. Yapılan ROC eğrisi analizinde düşük grade-yüksek grade ayırımında eşik değer 2,21 olarak ölçüldü (eğri altında kalan alan 0,982,  $p<0,001$ , duyarlılık %94,7 ve özgüllük %91,7).

Glial tümörlerin preoperatif gradelemesinde SWI tekniği ve DSC perfüzyon MR oldukça yararlı bilgiler verebilir. SWI gradeleme ile patolojik grade arasında güçlü bir ilişki vardır. SWI, preoperatif gradelemede DSC Perfüzyon MR incelemeye yardımcı bir yöntem olarak kullanılabilir.

**Anahtar kelimeler:** Susceptibility weighted imaging, venöz BOLD, glial tümörler, patolojik grade, intratümöral susceptibility sinyal.

## SUMMARY

### GLIAL TUMORS GRADING: CORRELATION BETWEEN SUSCEPTIBILITY WEIGHTED IMAGING, PERFUSION MR AND HISTOPATHOLOGICAL GRADING

Susceptibility-weighted imaging (SWI) is a fully velocity compensated high-resolution 3D spoiled gradient-echo sequence that uses magnitude and filtered-phase information. SWI seems to be a valuable tool to evaluate central nervous system gliomas noninvasively. MR perfusion and relative cerebral blood volume (rCBV) level is one of the best noninvasive techniques for the evaluation of glioma grade. The degree of intratumoral susceptibility signal (ITSS) on SWI correlates with rCBV and histopathological grade according to world health organization (WHO) 2007 classification. This study investigated the effectiveness of ITSS grading and rCBV in preoperative grading

Thirty one patients (17 males and 14 females) who had histopathologically diagnosed glial tumors and underwent routine cranial MRI, SWI, and dynamic susceptibility contrast (DSC) perfusion MRI between October 2011 and July 2013 were retrospectively enrolled. All examinations were performed with 3T magnet, 32 channel head coil. We used ITSS number for SWI grading according to the definition of Park et al. Correlations between SWI grade, rCBV, and pathologic grade were evaluated. Receiver operator characteristics (ROC) analysis was performed to determine optimal rCBV value to distinguish high-grade from low-grade glial tumors.

There was positive and strong correlation between pathological grade and both SWI grade ( $r=0.87$ ,  $p<0.001$ ) and rCBV ( $r=0.83$ ,  $p<0.001$ ). Optimal rCBV value to discriminate between high grade and low grade determination was found 2.21 (area of under the curve 0.982,  $p<0.001$ , sensitivity 94.7%, and specificity 91.7%).

In conclusion, DSC perfusion MRI and SWI may provide quite useful information for preoperative glial tumor grading. There seems to be a strong correlation between pathologic grade and SWI grade. SWI could use to help DSC perfusion MR technique in preoperative tumor grading.

**Key words:** Susceptibility weighted imaging, venous BOLD, glial tumors, pathological grade, intratumoral susceptibility signal.

# GİRİŞ

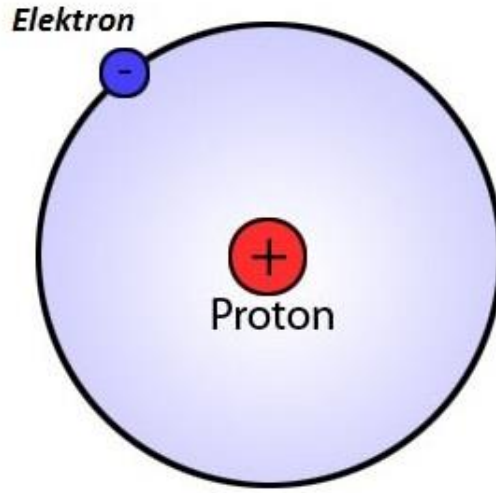
## Susceptibility Weighted Imaging (SWI) Tekniği

SWI, tam akım kompanseasyonlu, yüksek rezolüsyonlu, magnitüd ve faz bilgisi içeren, T2\* ağırlıklı, spoiled gradient eko sekansıdır (1). Faz imajlar dokular arasındaki lokal manyetik susceptibility (manyetik duyarlılık) değişiklikleri hakkında daha fazla bilgi vermekte ve bu sayede dokulardaki demir ya da manyetik alanda lokal değişiklikler meydana getiren diğer maddeler ölçülebilmektedir. Arka plandaki istenmeyen manyetik alan inhomojenitesi yararlı faz bilgisinin kullanılmasını engelleyen en önemli problemdir. Son zamanlara kadar manyetik rezonans (MR) görüntülemelerde faz bilgisi genellikle görmezden gelinmekte hatta kullanıcı konsoluna gelmeden ekarte edilmekteydi. Sinyalinin sadece magnitüd komponenti kullanılırken faz bilgisi büyük damar görüntülemelerinde ve inversiyon recovery (IR) sekanslarda kullanılmaktaydı (2). Konvansiyonel MR sekanslarına göre daha zor ve kompleks olan SWI sekansını anlayabilmek için MR sinyalinin oluşumu ve sinyalin temel özelliklerini incelemek gerekir.

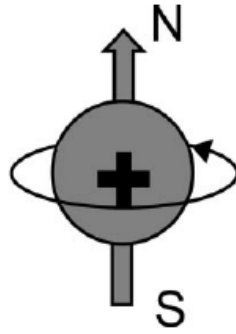
## MR Sinyalinin Oluşumu

İnsan vücudunu oluşturan dokular atomlardan, atomlar da proton elektron ve nötronlardan oluşmaktadır. Proton ve nötronlar atomun çekirdeğinde bulunurlar (Şekil-1). Kendi etrafında dönen protonlar, kutupları olan küçük birer mıknatıs gibidirler ve etraflarında manyetik alan oluştururlar (Şekil-2). Atomların nükleer manyetik rezonans (NMR) aktiviteleri çekirdeklerindeki proton ve nötron sayısına bağlıdır. Neredeyse bütün atomların nükleer manyetik aktif izotopları vardır, örneğin karbon atomunun 12 kütle numaralı izotopunun net spini sıfır iken, kütle numarası 13 olan izotopunun net spini % 1,1'dir. Hidrojen, sodyum ve potasyumun doğal spin oranı %100'e yakındır (3). İnsan vücudundaki toplam atom sayısının yaklaşık %63'ünü hidrojen atomları oluşturur ve hidrojenin bir proton ve bir elektrondan oluşan izotopu oldukça NMR aktiftir, bu nedenle MR görüntülemelerde kullanılır.





**Şekil-1:** Bir elektron ve bir protondan oluşan hidrojen izotopu

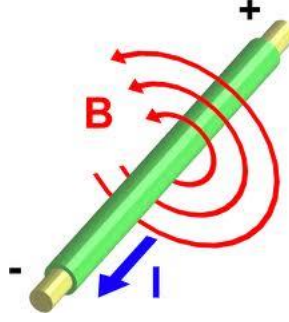


**Şekil-2:** Protonlar kendi etraflarında dönen küçük birer mıknatıs gibidirler. **N:** kuzey **S:**güney (4)

MR görüntülemeyi anlamak için manyetik alan ve rezonans kavramlarını bilmememiz gerekir.

### **Manyetik Alan ve Oluşumu**

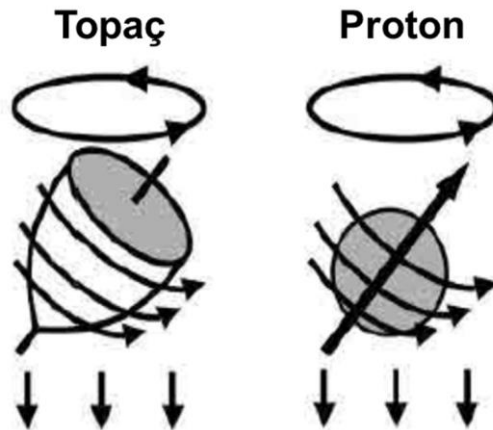
Şiddeti değişen bir manyetik alan içerisinde, sabit duran bir iletkende elektrik akımı indüklenir. Şiddeti sabit bir manyetik alan içerisinde, hareket ettirilen bir iletkende elektrik akımı indüklenir. Faraday kanunu olarak da bilinen bu kanuna göre iletken bir telden elektrik akımı geçerse akım yönüne dik manyetik alan oluşur (Şekil-3).



**Şekil-3:** Elektrik akım yönüne dik manyetik alan vektörleri **I:** Elektrik akımı **B:** Manyetik alan çizgileri.

### Presesyon

Güçlü manyetik alan içerisindeki protonlar spin hareketinin dönme momenti ile uygulanan dış manyetik kuvvetin ( $B_0$ ) etkisinde kalır. Eğer protonlar kendi etrafında dönmeseydi protonun eksenine ile  $B_0$  vektörü paralel olurdu. Protonlar spin yaptıkları için dönme momenti protonun eksenine ile manyetik alan vektörü arasında açı oluşmasını sağlar, tıpkı bir topaç gibi (Şekil-4). Topacı etkileyen kuvvetler dönme momenti ve yer çekimidir. Topaç hızla dönerken dönme momenti artar ve düşmeden hareketini devam ettirir. Topacın dönmesi ve presesyon hareketi sırasında yerçekimi sabit iken dönme hızı uygulanan şiddete göre değişir. Protonların ise spini sabittir, biz onu etkileyen manyetik alanın şiddetini değiştirebiliriz.



**Şekil-4:** Topaç yerçekimi ve açısal momentin etkisindeyken presesyon hareketi yapar, manyetik alan içerisindeki protonlar spin hareketine bağlı açısal moment ve manyetik alan kuvveti tarafından etkilenir ve belirli bir açı ile presesyon yapar(4).

Presesyon sayısı (frekansı) atoma ve manyetik alan gücüne göre değişir. Manyetik alan gücü arttıkça presesyon frekansı da artar. Bu ilişki larmor denklemi ile ifade edilir.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

$\omega_0$ : salınım frekansı (MHz)

$\gamma$ : jromanyetik oran (MHz/T)

$B_0$ : manyetik alan gücü (T)

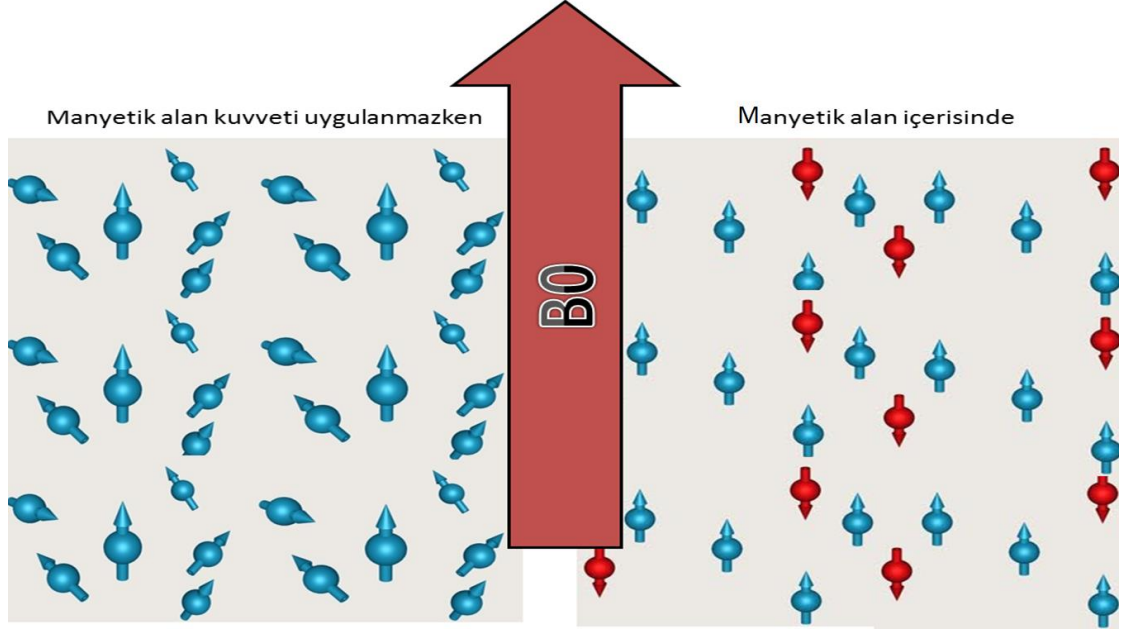
Presesyon frekansı protonun hangi atoma ait olduğuna ve manyetik alan gücüne bağlıdır. Hidrojen için 1 tesla (T) gücündeki manyetik alan içerisinde 42.58 MHz'dir, yani hidrojen atomları saniyede 42.58 milyon kez presesyon yapar. Manyetik alan gücü arttıkça presesyon sayısı doğru orantılı olarak artar.

### **Rezonans**

Rezonans enerjinin verimli bir şekilde aktarılması olarak açıklanabilir. Örneğin salıncakta sallanan bir çocuğu iteklerken doğru zamanda itme işlemini gerçekleştirirsek efektif enerji transferi yapmış olur ve salıncakla rezonansa girmiş oluruz (4). Manyetik alan içerisindeki protonlara presesyon frekansında radyo frekans (RF) dalgası gönderilirse efektif enerji transferi sağlanmış olur. Bu olay manyetik alan içerisinde olduğu için Manyetik rezonans kavramı kullanılmaktadır.

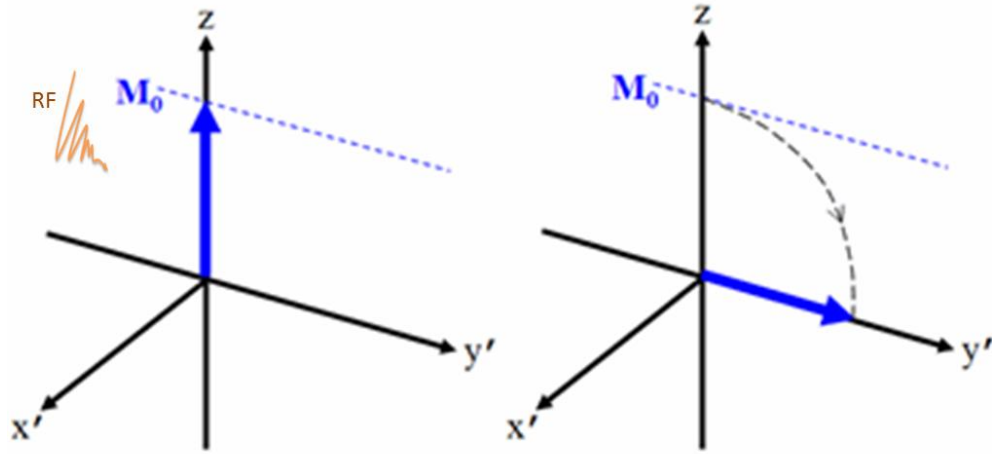
İnsan vücudunda bulunan protonlar ( $H^+$ ) normalde dağınık halde bulunurlarken, güçlü bir eksternal manyetik alan içerisinde paralel ve antiparalel konuma gelirler. Manyetik alan vektörü ile aynı yöndekiler paralel, zıt yöndekiler antiparalel konumdadırlar (Şekil-5). Düşük enerji seviyesinde protonlar  $B_0$  vektörüne paralel dizilirken yüksek enerji seviyesindeki protonlar antiparalel dizilim gösterirler. 1T manyetik alan içerisinde paralel dizilen

protonların sayısı milyonda altı-yedi adet daha fazladır ve bu küçük fark net manyetizasyonu ( $M_0$ ) oluşturur.



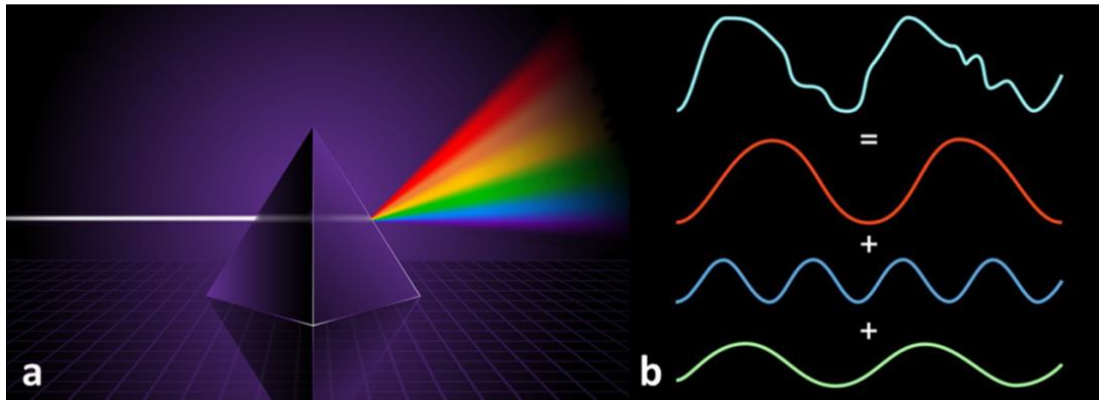
**Şekil-5:** Manyetik alan kuvveti uygulandığında normalde dağınık halde bulunan protonlar enerji düzeylerine göre paralel ve antiparalel konuma geçerler, enerji seviyesi düşük olanlar ana manyetik alan vektörüne paralel, enerji seviyesi yüksek olanlar antiparalel dizilirler. **B<sub>0</sub>**: Uygulanan güçlü manyetik alan kuvveti, **Kırmızılar**: Enerji seviyesi yüksek protonlar, **Maviler**: Enerji seviyesi düşük protonlar.

$M_0$  vektörü  $B_0$  vektörüne paraleldir. Protonların presesyon frekansına uygun RF dalgası gönderilirse protonlara enerji yüklenir ve manyetizasyon vektörünün yönü değiştirilebilir. RF pulsunun süresini ne kadar uzatırsak okadar fazla enerji transferi olur ve vektörün  $B_0$  vektöründen sapma açısı artar. Bu sapma açısına flip açısı denir.  $M_0$  vektörünü oluşturan protonlar enerjilerini birbirlerine ve ortama aktararak tekrar  $B_0$  vektörüne paralel dizilim gösterirler (Şekil-6). MR sinyali RF pulsunun kesilmesinden net manyetizasyonun eski haline tekrar gelmesine kadar elde edilir.



**Şekil-6:** Manyetik alan yönüne paralel net manyetizasyon oluşur, protonların presesyon frekansına uygun radyo frekans pulsu gönderildiğinde manyetik vektörün yönü değişir. **M<sub>0</sub>**: net manyetizasyon **RF**: Radyo frekans pulsu **Z eksen**: ana manyetik alan vektörü (B<sub>0</sub>) yönü

MR sinyallerinin birbirinden ayırt edilip anlamlı görüntüler oluşturulabilmesi için incelenecek kesitteki protonlar faz ve frekans kodlama işlemi ile etiketlenirler. Ancak bir voksel içerisindeki proton sayısını ve onlardan dönen sinyalleri düşünürsek ne kadar çok sinyal olduğunu anlayabiliriz. Karmaşık halde bulunan MR sinyalleri forier transformasyonu ile analiz edilir ve bu sinyallerden imajlar oluşturulur (Şekil-7).



**Şekil-7: a)** MR sinyalini beyaz ışığa benzetirsek fourier transformasyonu beyaz ışığı dalga boyları farklı bileşenlerine ayıran prizma gibidir. **b)** Doküman gelen ve birbiri ile karışmış olan anlamsız gibi görünen MR sinyali (açık mavi düzensiz dalga formu), fourier transformasyonu ile belirli faz ve frekans değerine sahip sinüzoidal dalgalara ayırır (kırmızı,mavi ve yeşil dalgalar)

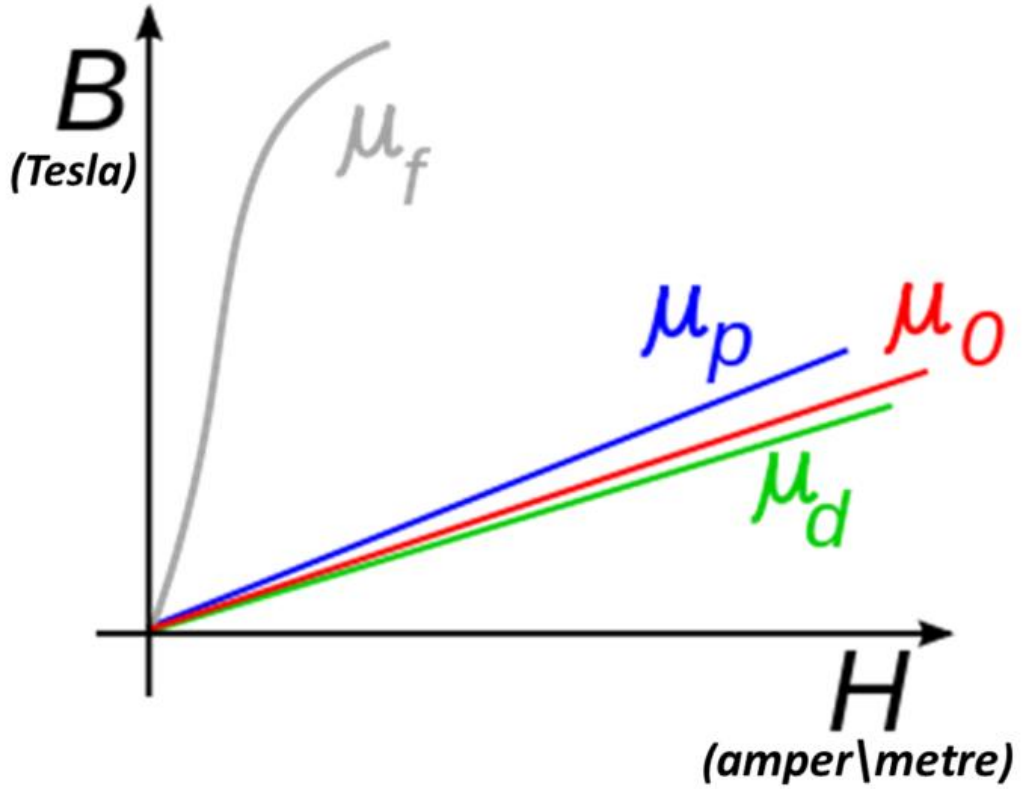
## Manyetik Duyarlılık (susceptibility)

SWI sekansında diğer sekanslardan farklı olarak faz bilgisi magnitüd bilgisine eklenir. SWI konvansiyonel MR sekanslarından elde edilen T1, T2 ve Proton dansitesinden (Pd) farklı olarak dokular arasındaki manyetik duyarlılık farklılığını kullanır. Manyetik duyarlılık manyetik alan içerisindeki maddenin ana manyetik alana cevabı olup,  $\mathbf{M}=\chi\mathbf{H}$  şeklinde formülize edilir.  $\mathbf{M}$  indüklenen manyetizasyon,  $\mathbf{H}$  manyetik alan intensitesi ya da şiddeti,  $\chi$  manyetik duyarlılığı temsil eder.

Manyetik alan intensitesi ( $\mathbf{H}$ ) ile manyetik akım dansitesi ( $\mathbf{B}_0$ ) uzay boşluğu ya da vakum içerisinde eşittir.  $\mathbf{B}_0$ 'ın birimi tesla iken  $\mathbf{M}$  ve  $\mathbf{H}$ 'nin birimi amper\metre'dir. İkisi arasındaki ilişki  $\mathbf{B} = \mu_0 \cdot \mathbf{H}$  şeklindedir (5),  $\mu_0$  permeabiliteyi göstermektedir (Şekil-8). Permeabilite ile manyetik duyarlılık arasındaki ilişki  $\chi = \frac{\mu}{\mu_0} - 1$  şeklindedir. Bu durum bir örnekle şöyle açıklanabilir, aynı soğuk ortamda bulunan metal ve ahşap iki ayrı cismin sıcaklıkları eşittir ancak biz cisimlere dokunduğumuzda ikisinin sıcaklığını farklı hissederiz, bunun nedeni metal cismin iletkenliğinin çok yüksek olmasıdır. Aynı ortam ve aynı sıcaklık değeri olmasına rağmen iletken cisim vücut ısıımızı çok daha hızlı bir şekilde ortama aktardığından daha soğuk hissedilir. Manyetik alan akımını daha iyi ileten ve hatta artıran permeabilitesi yüksek doku ya da maddeler paramanyetik ve ferromanyetik olarak; manyetik alan akımını daha az iletenler diamanyetik maddeler olarak adlandırılırlar. Yani manyetik alanı oluşturan MR sisteminin gücü aslında  $\mathbf{H}$  ile gösterilir, MR sisteminin çalıştığı ortam ve dokuya göre  $\mathbf{B}$  değeri değişir.

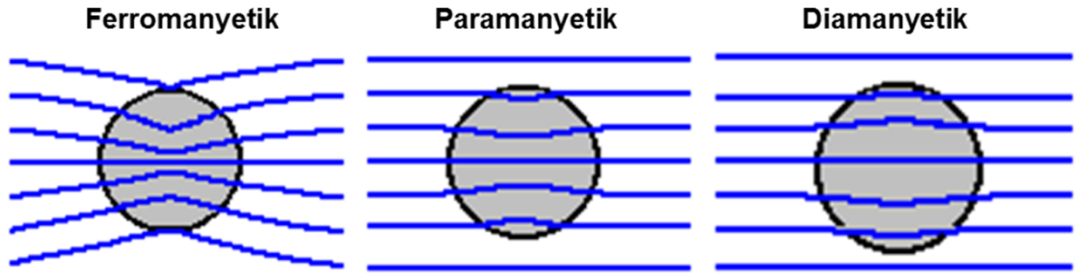
Manyetik alan içerisindeki her madde manyetik alanda distorsiyon ya da inhomojenite yapar. Paramanyetik ve ferromanyetik maddelerin permeabilitesi vakumdan büyük olduğu için manyetik alan gücünü artırıcı yönde distorsiyon yaparken, diamanyetik maddelerse manyetik alan gücünü azaltıcı etki gösterirler. Normalde MR sinyali insan vücudundaki  $\text{H}^+$  protonlarından elde edilir. Ancak  $\text{H}^+$  protonları etrafındaki makromoleküllerden etkilenir. Örneğin saf sudaki T1 ve T2 değerleri eşit iken beyinde T1 T2 den 10-20 kez daha uzundur. Bunun sebebi moleküller arasındaki güçlü manyetik etkileşimdir. Manyetik etkileşimin sebeplerinden

biri de makromoleküller içerisindeki paramanyetik materyallerdir (6). Ferritin, hemosiderin, methemoglobin paramanyetik etkiyi oluşturan makromoleküllerden bazılarıdır (7).



**Şekil-8:** Manyetik alan gücü ve manyetik alan intensitesi arasında ferromanyetik, paramanyetik, diamanyetik maddeler ve vakum içerisindeki ilişki.  $\mu_0$ : Vakum  $\mu_f$ : Ferromanyetik madde  $\mu_p$ : Paramanyetik madde  $\mu_d$ : Diamanyetik madde **B**: Manyetik alan gücü **H**: Manyetik alan intensitesi

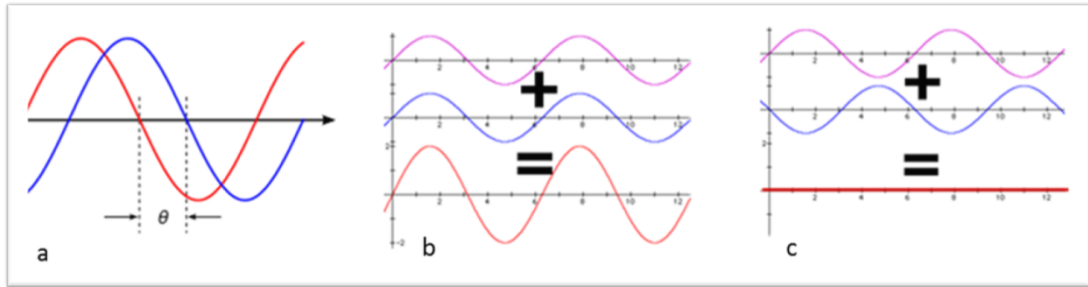
Manyetik alan içerisindeki tüm maddeler ana manyetik alanı etkilerler. Manyetik alanı etkileme biçimlerine göre maddeler diamanyetik, paramanyetik ve ferromanyetik olarak üçe ayrılırlar (Şekil-9).



**Şekil-9:** Maddelerin manyetik alanı etkileme biçimleri. Ferromanyetik ve paramanyetik maddeler etkileme güçleri farklı olsada aynı yönde distorsiyon yaparlar, diamanyetik maddeler ters yönde etki ederler.

### Faz Kavramı

Aynı frekanstaki sinüzoidal dalgalar arasındaki açı farkına faz denir. Dikey manyetizasyon RF pulsusu ile yatırılır. Bu anda frekansları aynı olan protonlar aynı fazda presesyon yaparlar, zamanla protonlar birbirleriyle ve çevre ile etkileşerek defaze olurlar. İncelenen dokudaki protonlar aynı fazda iken sinyalin amplitüdü maksimum olur, protonlar defaze oldukça aralarındaki faz açısı artar ve sinyal amplitüdü düşer.(Şekil-10).

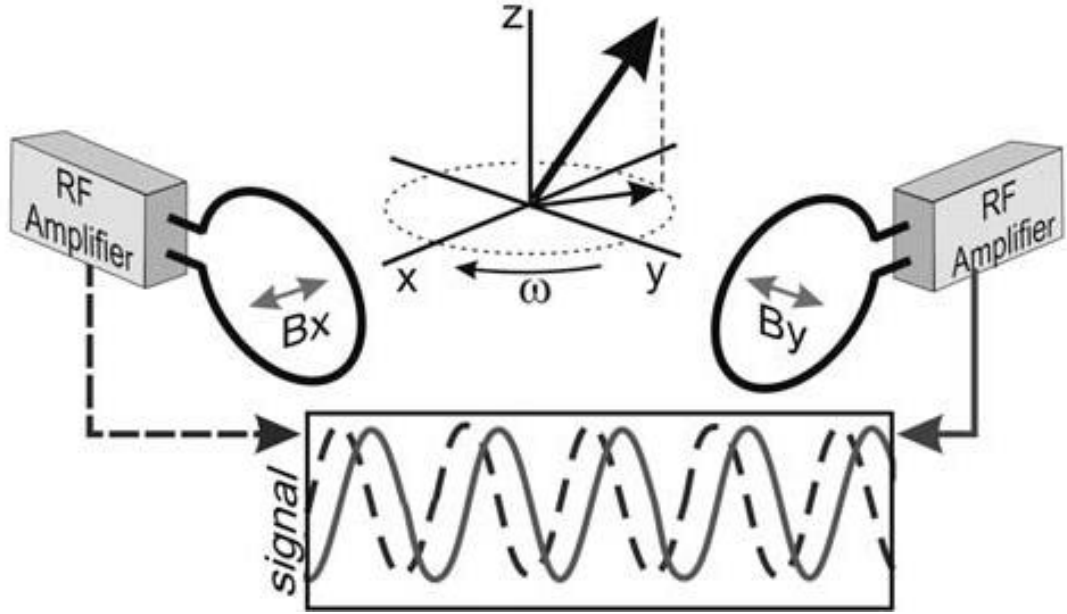


**Şekil-10:** a) MR sinyali sinüzoidal dalgalarından oluşur. İki sinüzoidal dalga arasındaki açı ( $\theta$ ) farkına faz denir. b) Dalgalar arasında açı yoksa dalgaların amplitüdüleri toplam sinyali oluşturur (infaz). c) Dalgalar arasındaki açı farkı  $180^\circ$  ise dalgalar birbirinden çıkarılır (outfaz). Toplam sinyal azalır ya da kaybolur.

MR sinyali; protonlar defaze olup yeniden dikey manyetizasyonun oluşumuna kadar elde edilir. Protonlar defaze olurlarken aralarında faz farkı oluşur (Şekil-11). Konvansiyonel MR sekanslarında faz bilgisi ihmal edilirken

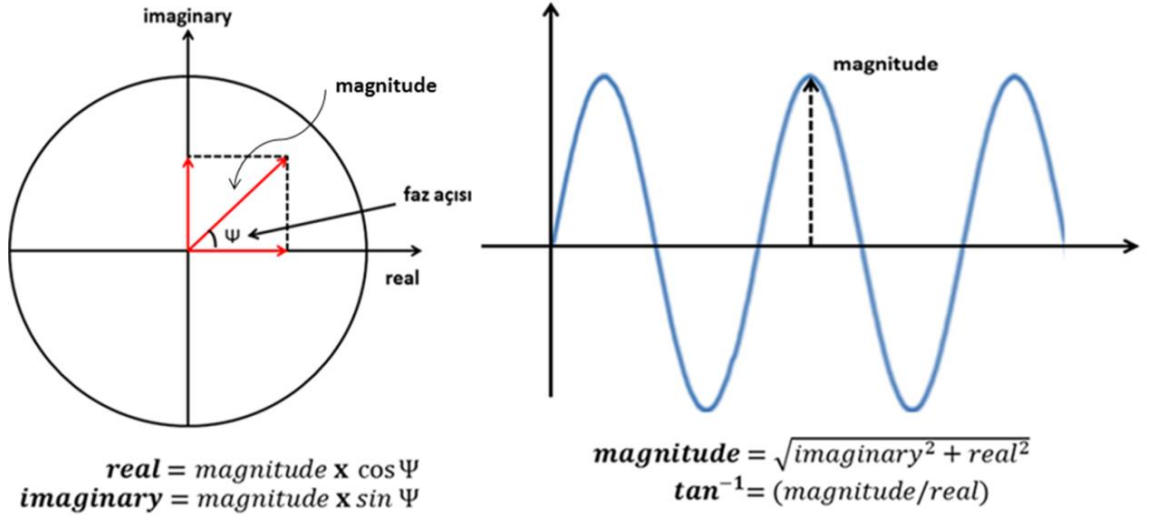


SWI sekansında faz bilgisi magnitüd bilgisine eklenir. Paramanyetik ve ferromanyetik maddeler için  $\mu > 0$  olup pozitif  $\chi$  ve pozitif faz şifti oluştururlar. Diamanyetik maddeler için  $\mu < 0$  olup, negatif faz şifti oluştururlar (sol el kuralına göre çalışan sistemlerde).



**Şekil-11:** Rf pulsu ile yatırılan dikey manyetizasyondan transvers manyetizasyon oluşur, transvers manyetizasyonu oluşturan protonların fazları iki farklı RF alıcısı tarafından kaydedilir ve faz farkı ortaya çıkarılır. **RF amplifier:** RF alıcısı, **ω:** Açısal frekans (3).

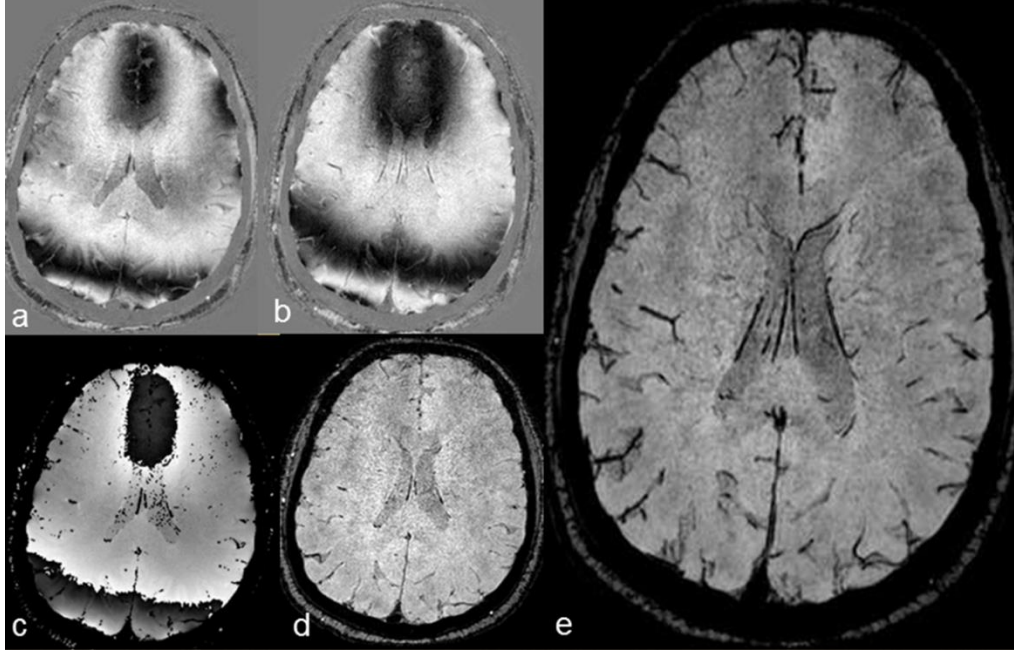
MR sinyali belli bir frekansı olan sinüzoidal dalgadır. Ayrıca MR sinyali reel ve imaginary komponenti olan, belirli bir büyüklüğü (magnitüd) ve fazı olan kompleks bir sinyaldir (Şekil-12 ).



**Şekil-12:** MR sinyalinin kompleks düzlemde gösterilişi. Magnitude, real, imaginary ve faz arasındaki ilişki.  $\Psi$ : Faz açısı

Konvansiyonel MR görüntülemelerde genelde magnitud imajlar kullanılırken, faz bilgisi ihmal edilir. SWI sekansında faz ile magnitud görüntüleri ayrı olarak işlenir ve minimum intensity projection (MinIP) reformat görüntüleri elde edilerek değerlendirme yapılır (Şekil-13).

Faz bilgisi IR sekanslarda, fonksiyonel MR uygulamalarında, dinamik susceptibility kontrast (DSC) perfüzyon MR, SWI, faz kontrast MR anjiyo, spektroskopi, kimyasal çift MR tekniklerinde kullanılır. Paramanyetik ve ferromanyetik maddelerde manyetik duyarlılık nedeni ile permeabilite artışı ve pozitif faz çifti oluşurken, kimyasal çift MR tekniğinde yağ moleküllerindeki elektronlar nükleus çevresinde kalkanlama oluşturur (8) ve dokunun permeabilitesini azaltarak (diamanyetik yönde değiştirir) negatif faz çifti oluşmasını sağlar.



**Şekil-13** : Venöz BOLD sekansı, MR sinyalinin komponentlerine göre imajlar elde edilmiş **a)** Imaginary **b)** Real **c)** Faz **d)** Magnitüd **e)** MinIP tekniği ile oluşturulmuş reformat görüntü

### Manyetik Duyarlılık Faz İlişkisi

Manyetik duyarlılık bir maddenin manyetik alana verdiği cevaptır.

$$1) M = \chi H,$$

M: net manyetizasyon,  $\chi$ : manyetik duyarlılık, H: manyetik alan intensitesi

Eğer bir madenin ya da dokunun manyetik duyarlılığı sıfırdan büyükse ( $\chi > 0$ ) madde paramanyetiktir (deoksihemoglobin, hemosiderin, transferrin, ferritin gibi). Paramanyetik etki sıcaklığa bağlıdır, düşük sıcaklıklarda bu etki artar. Manyetik duyarlılık ( $\chi$ )  $< 0$  ise diamanyetiktir (oksihemoglobin, kalsifikasyon, insan vücudunu oluşturan hücre dokularının büyük kısmı). Ferromanyetik materyaller (vücuda dışarıdan yerleştirilen metalik implantlar) için  $\chi > 0$ 'dır.

Manyetik duyarlılık ile manyetik permeabilite arasındaki ilişkiyi daha önce vurgulamıştık.

$$2) \chi = \frac{\mu}{\mu_0} - 1$$

Manyetik alan şiddeti (H) ile manyetik alan dansitesi arasındaki ilişki

$$3) \quad B = \mu_0 \cdot H$$

Açısal frekans ya da salınım ( $\omega$ ) frekansı ile faz ( $\psi$ ) arasındaki ilişki

$$4) \quad \psi = \omega \cdot t$$

İki doku arasında oluşan faz farkını ( $\Delta\psi$ ) bulmak için t yerine TE yazarsak

$$5) \quad \Delta\psi = \Delta\omega \cdot TE$$

6)  $\omega = \gamma \cdot B$  ve  $\Delta\omega = \gamma \cdot \Delta B$  olur.  $\Delta B = B - B_0$ 'dır, B doku içerisindeki manyetik alan,  $B_0$  eksternal manyetik alanı temsil etmektedir.

$$7) \quad \Delta B = g \cdot \Delta \chi \cdot B_0 \quad \mathbf{g:} \text{ geometrik faktör}$$

$$8) \quad \Delta\psi = -\gamma \cdot \Delta B \cdot TE \text{ ya da } \Delta\psi = -\gamma \cdot g \cdot \Delta\chi \cdot B_0 \cdot TE \text{ eşitliğini elde ederiz (2).}$$

Görüldüğü gibi faz farkı ( $\Delta\psi$ ) dokular arası manyetik duyarlılık farkına ( $\Delta\chi$ ) bağlı oluşmaktadır.  $\Delta B$  Lokal manyetik duyarlılık dışında voksel içerisindeki dokunun geometrik özelliklerine (voksel içindeki damarsal yapılar gibi) bağlıdır. TE ile  $\Delta\psi$  doğru orantılıdır, faz farkını artırmak için TE'yi mümkün olduğunca artırabiliriz. TE süresinin artması protonların defaze olmasını artırır ve T2\* ağırlığının artmasını sağlar (9). Aşağı farklı MR sistemlerine göre değişen SWI parametreleri verilmiştir (Tablo-1).

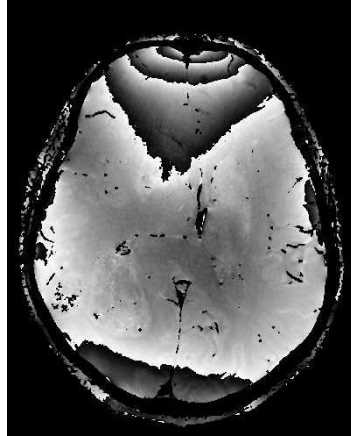
**Tablo-1:** Değişik tesla değerlerinde MR parametreleri. Manyetik alan gücü arttıkça optimal TE değeri düşüyor (2).

Mantetik alan gücü	FA (flip açısı)	TR(ms)	TE(ms)	BW/pixel (Hz/pixel)
1,5T	18-25	50-60	40	70-100
3T	12-17	25-35	20	80-100
4T	8-15	25-35	15	80-120
7T	11-17	25-35	10-16	100-150

### Faz Filtreleme

Bir MR imajında piksellerin faz değeri belirli bir interval arasında değişir ( $-\pi, \pi$ ). Ancak gerçek faz değeri bu intervalin çok üzerinde olabilmekte ve bu durumda imajda alising oluşabilmektedir (10, Şekil-14). Bu tıpkı incelenen vücut alanından daha düşük FOV alanı seçildiğinde alising artefaktı oluşması gibidir. İncelenen bölgedeki faz farklılığı  $-180^\circ, +180^\circ$  aralığında değildir bu nedenle alising oluşur.

Makroskopik faz değişiklikleri (kemik-parankim arayüzü, parankim-hava arayüzü gibi) yararlı faz bilgisi içermez ve yararlı faz bilgisini maskeler. Faz filtreleme ile makroskopik faz farklılıkları hann fonksiyonuna göre K-uzayı üzerinde orijinal faz imajların düşük geçirgenlikli faz imajlara bölünmesi ile elde edilir (11).



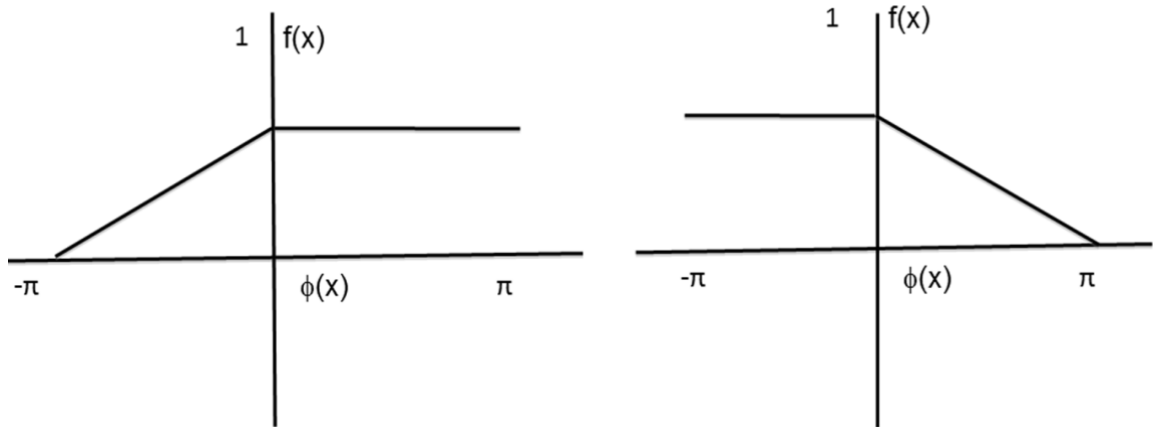
**Şekil-14:** Filtrenmemiş faz imaj. Makroskopik düzeydeki faz değişiklikleri lokal manyetik duyarlılığa bağlı faz bilgisini maskeleymektedir.

Filtrenmiş faz imajlar sayesinde magnitüd imajlarda farklılık göstermeyen kalsifikasyon ve kan gibi diamanyetik maddelerle paramanyetik maddeler birbirinden ayrılabilir. Kalsifikasyon ve kan magnitüd imajlarda genellikle hipointens görünür. Kalsifikasyon negatif faz şifti oluşturarak filtrelenmiş faz imajlarda hipointens görünürken, kanama ise pozitif faz şifti oluşturur ve hiperintens görünür (12). Sağ el kuralına göre çalışan sistemlerde ise faz imajlarda kanama hipointens, kalsifikasyon hiperintens

görülür. SWI sekansı kullanıcıları MR sistemlerinin hangi kurala göre çalıştığını bilmelidirler (1,2).

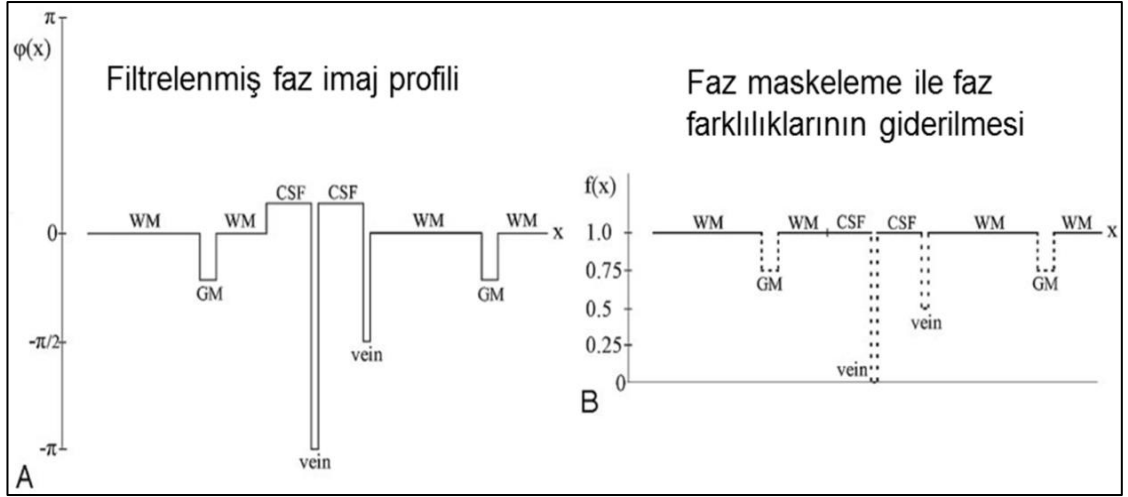
### Faz Maskesi

Faz maskesi orijinal magnitüd imajdaki kontrastı artırmak için, filtrelenmiş faz imajlara uygulanır. Pikselleri içerisindeki faz bilgisi baskılanarak oluşturulur. Faz maskeleye sayısı uygun CNR (kontrast-gürültü oranı) değeri elde edilene kadar tekrarlanır (2,13). Negatif ve pozitif yönde faz maskesi uygulanabilir (Şekil-15). SWI imajlarda venöz yapıların daha iyi görülmesinden dolayı negatif faz maskesinin kullanılması daha uygundur (14). Maskeleye ile incelenen dokudaki piksellerdeki faz bilgisi elimine edilir ve magnitüd imajın CNR'si artırılır (Şekil-16).

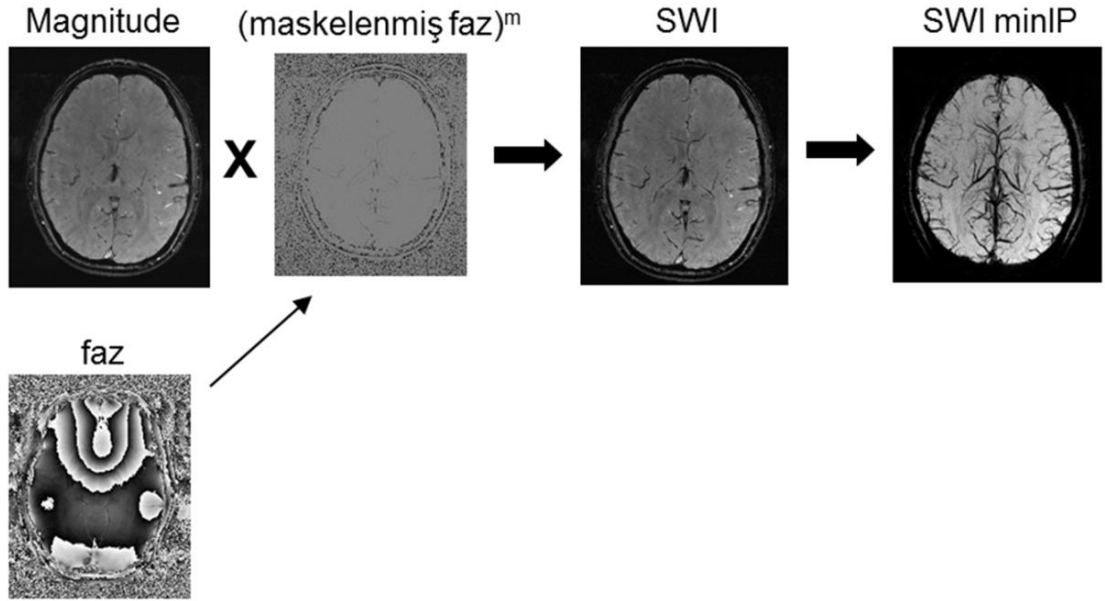


**Şekil-15:** Negatif faz maskesi uygulanırken  $-\pi$  ile 0 arasındaki faz değerleri kademeli olarak maskelenir. Pozitif faz maskesi uygulanırken  $\pi$  ile 0 arasındaki faz değerleri kademeli olarak maskelenir.  $\Phi$ : faz açısı.

Magnitüd imajlar ile maskelenmiş faz imajlar birleştirilir ve SWI imajları elde edilir. SWI imajlar üzerinden MinIP imajlar elde olunur (Şekil-17). MinIP tekniğinde kesit kalınlığı artırılarak venöz yapılar bütün traseleri boyunca görüntülenebilir ve vasküler patolojiler daha iyi değerlendirilebilir (1).



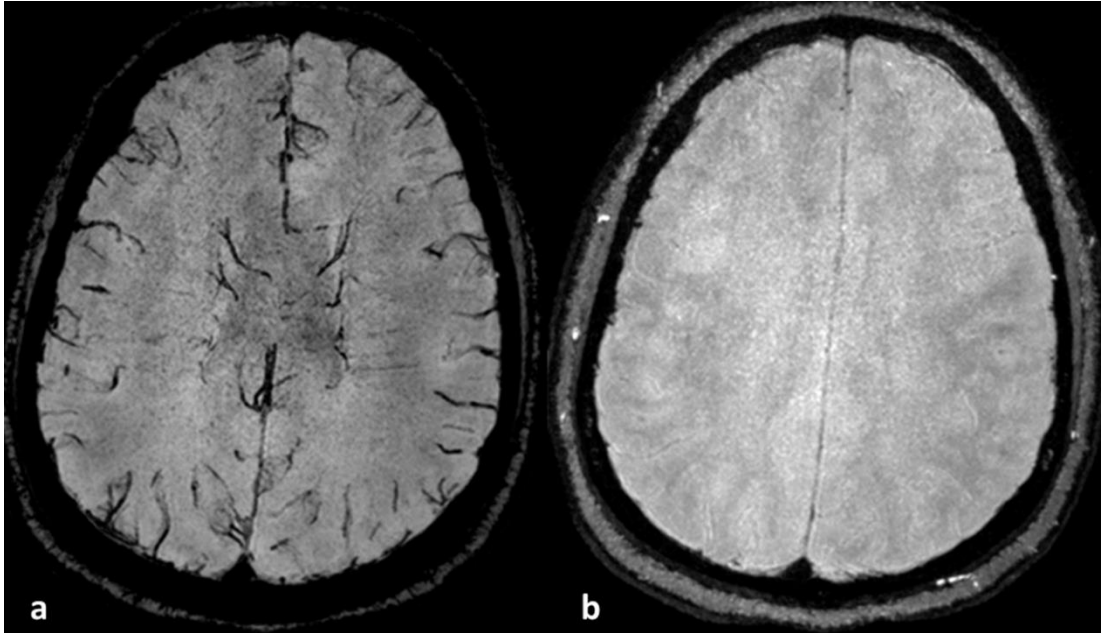
**Şekil-16:** a) Filtrenmiş faz imajlarda değişik dokuların oluşturduğu faz farklılıkları b) Filtrenmiş faz imajlardaki faz farklılıklarının ortadan kaldırılması için uygulanan faz maskeleme işlemi. **WM:** Beyaz cevher, **GM:** Gri cevher, **CFS:** Beyin omirilik sıvısı,  $\phi$ : Faz (2).



**Şekil-17:** SWI imaj oluşum algoritması; Filtrenmiş faz imajlar uygun CNR değerine ulaşılan kadar maskeleme tekrarlanır, magnitüd imajlarla birleştirilir ve SWI imajlar oluşturulur. Kullanıcı konsolunda MinIP imajlar elde edilir. **m:** Maskeleme sayısı

### Minimum Intensity Projection (MinIP) Tekniği

MinIP, MIP tekniğine benzer bir algoritma ile çalışır. Farklı olarak bir voksel içerisinde X-Y düzleminde, Z aksı boyunca en küçük intensite değerine sahip dokular görünür hale getirilir. SWI T2\* ağırlıklı bir sekans olduğundan T2\* kısılması ve buna bağlı sinyal azalması oluşturan dokular MinIP tekniği ile daha görünür hale getirilir (şekil-18).



**şekil-18:** MinIP tekniği ile hipointens sinyaller daha iyi gösteriliyor **a)** MinIP tekniği kullanılarak 4mm kesit kalınlığı ile oluşturulan SWI görüntüsü, manyetik duyarlılığa bağlı T2\* kısılması ve buna bağlı olarak kontrast belirgin şekilde artmakta ve venöz yapılar belirgin hale gelmekte. **b)** Aynı kaynak imajlardan MIP tekniği kullanılarak oluşturulan imajda manyetik duyarlılığa bağlı kontrast farklılıkları görülmüyor.

### Kontrastlı İnceleme

Kontrast madde kullanılarak yapılan çalışmalar oldukça sınırlıdır. Kontrastlı SWI incelemenin konvansiyonel sekanslara katkısı ve kontrastsız SWI incelemeye anlamlı bir üstünlüğü olmadığını belirten sınırlı sayıda çalışma vardır (15). Bu görüşün aksine kontrastlı SWI incelemede T1 süresinin kısılacağını ve ekstra faz şifti nedeni ile sekans süresinin kısılabileceğini, lezyonların çevresindeki kontrast tutulumlarının kan beyin bariyeri (KBB) yıkımına spesifik olduğunu belirten çalışmalar da



vardır.(16,17). Kontrastlanma intravasküler ve intersitisyel olmak üzere ikiye ayrılabilir (18). Normalde beyin parankiminde KBB nedeni ile intersitisyel kontrast tutulumu olmaz. Kontrast tutulumu KBB'nin herhangi bir sebeple yıkımına bağlıdır. Anjiyogenezis varlığında yeni oluşan vasküler yapıların duvarları normal vasküler yapılar gibi nizami değildir. Bu vasküler yapılarda permeabilite artışı yani KBB'de bozulma vardır. T1 ağırlıklı kontrastlı incelemelerde kontrast tutulumu herhangi bir sebeple KBB'nin bozulmasına bağlıdır. Perfüzyon MR incelemede yalnızca anjiyogenezise bağlı sinyal olduğu bildirilmektedir. Kontrastlı SWI incelemelerde ise kontrast tutulumunun daha çok KBB yıkımına bağlı olduğu, anjiyogenezisin yoğun olduğu yerlerde ise paradoksal sinyal kaybı olabileceğini bildiren çalışmalar vardır (16,19,20). Tablo-2'de kontrast kullanımına bağlı olarak perfüzyon MR, SWI ve T1 ağırlıklı incelemede sinyal değişiklikleri açıklanmaya çalışılmıştır

**Tablo-2:** Anjiyogenezis ve KBB yıkımına bağlı kontrast tutulumunun değişik MR tekniklerinde oluşturduğu sinyal değişiklikleri. **DSC:** Dinamik susceptibilty kontrast.

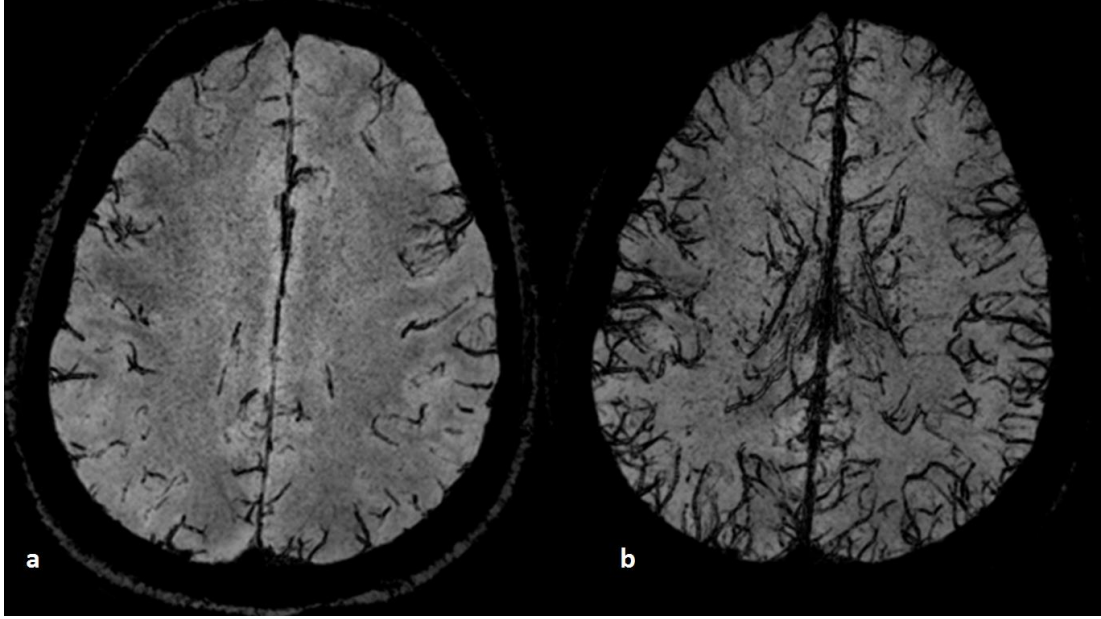
	<b>Kontrastlı T1</b>	<b>Kontrastlı SWI</b>	<b>DSC perfüzyon MR</b>
<b>Anjiyogenezis hakimiyeti</b>	Kontrast tutulumuna bağlı sinyal artışı	Kontrast tutulumunun çok olmasına bağlı paradoksal sinyal azalması	Kontrastlanmaya bağlı belirgin perfüzyon artışı
<b>KBB yıkımı hakimiyeti</b>	Kontrast tutulumuna bağlı sinyal artışı	Kontrast tutulumuna bağlı sinyal artışı	Perfüzyon sinyalini etkilemez

### **SWI Sekansının Kullanım Alanları**

#### **Venöz Anatomi Ve Anomaliler**

Venöz yapılar içerisindeki kanın içerdiği deoksihemoglobinin paramanyetik bir maddedir. SWI sekansı yüksek rezolüsyonlu olması ve

dokular arasındaki manyetik duyarlılık farklılıklarını çok iyi göstermesi nedeni ile venöz anatomi ve venöz malformasyonları göstermede oldukça etkilidir (12). Normal parankim incelemesinde minIP kesit kalınlığı 4 mm civarında yapılırken, kesit kalınlığı artırılarak venöz anatomi ve anomaliler daha iyi gösterilebilir (Şekil-19).



**Şekil-19:** a) Normal parankim incelemelerinde minIP kesit kalınlığı 4 mm, venöz yapılar görülebiliyor b) MinIP kesit kalınlığı artırıldığında venöz yapılar çok daha iyi görülüyor.

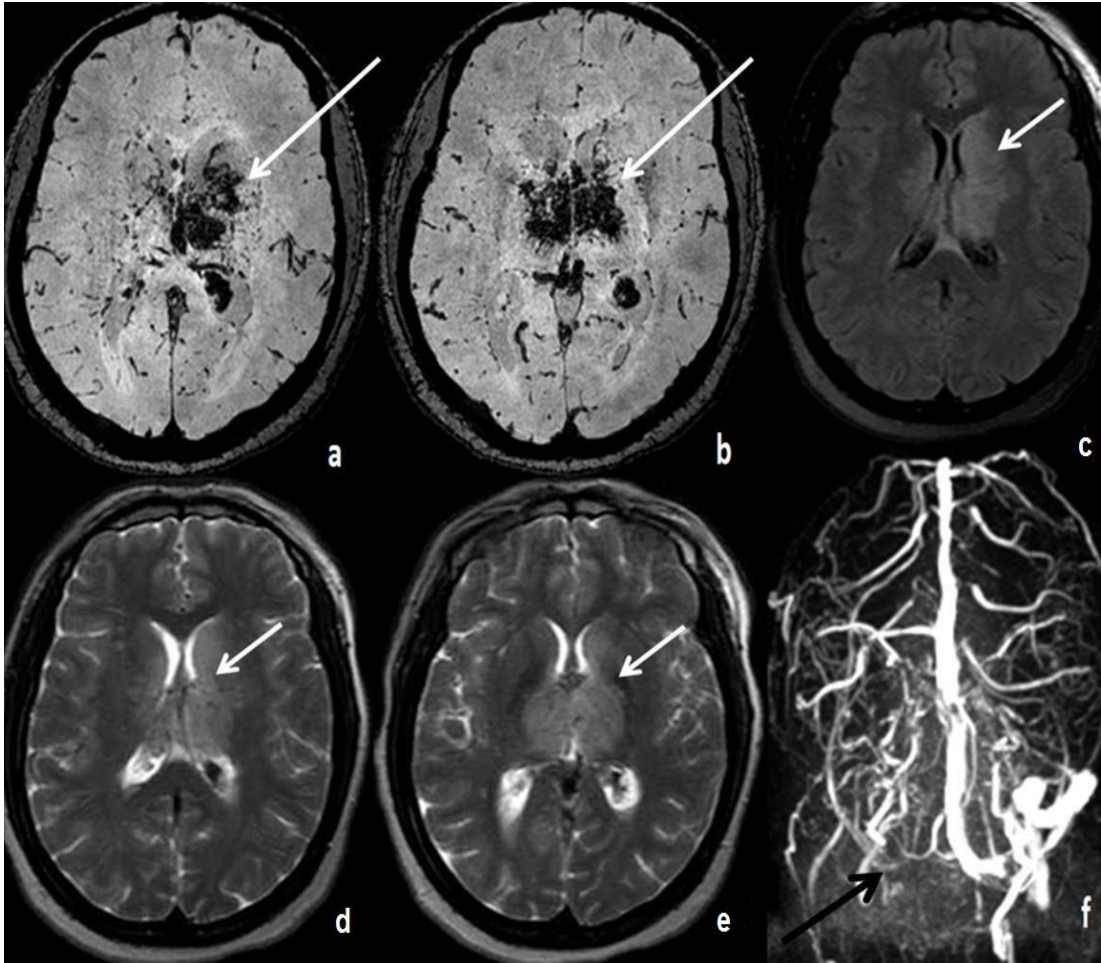
### **Kan Kalsifikasyon Ayrımında**

Kan ile kalsifikasyon ayrımı bazı durumlarda zor hatta imkansız olabilmektedir. Kronik kanama paramanyetik ve süperparamanyetik özellik gösterirken kalsifikasyon diamanyetik özellik gösterir. SWI magnitud imajlarda kan ve kalsifikasyon hipointens görünür. Sol el kuralına göre çalışan sistemlerde, faz imajlarda, pozitif faz şifti gösteren kan hiperintens; negatif faz şifti gösteren kalsifikasyon hipointens görünür ve ikisi arasında ayırım yapılabilir (1,12,21).

### **İnme**

SWI sekansı mikrohemorajileri göstermede diğer MR sekanslarına ve BT ye göre daha üstündür. İnmenin sebebinin kanamaya mı yoksa enfarkta

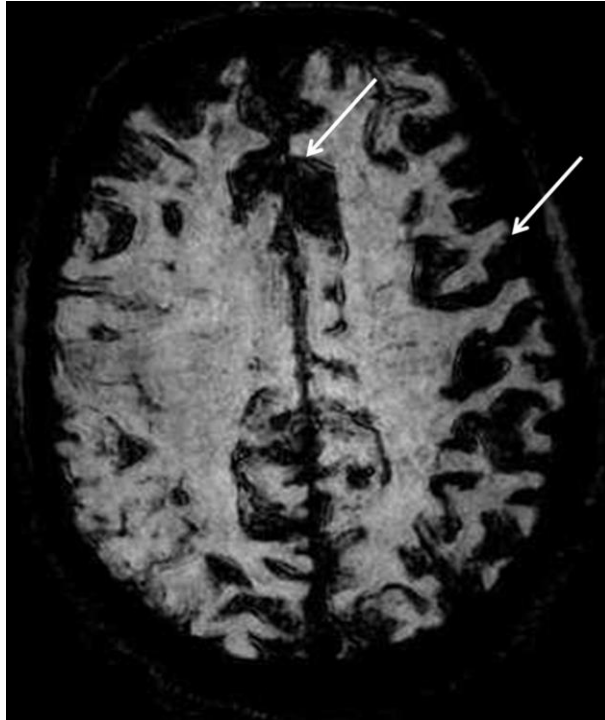
mı bağılı olduğunu anlamada, akut enfarkta eşlik eden hemoraji varlığını göstermede kullanılabilir. Akut enfarkta eşlik eden hemorajinin gösterilmesi trombolitik tedavi kararında yol gösterici olabilir. Venöz sinüs trombozunda trombüsün yerini göstermede yararlıdır (1). Trombüs nedeni ile distal venöz yapılarda oluşan dolgunluk SWI ile kolayca gösterilebilen son derece yararlı sekonder bir bulgudur (Şekil-20).



**Şekil-20:** Sağ transvers sinüs ve straight sinüste trombüs olan olgu: **a,b:** SWI MinIP imajlarda trombüs proksimalindeki venöz yapılardaki belirginleşme görülüyor (uzun beyaz oklar) **c,d,e:** T2A ve FLAIR incelemede venöz trombüs nedeni ile oluşan ödem (kısa beyaz oklar) **f:** Faz kontrast MR anjiyo incelemede sağ transvers sinüsten sinyal alınamıyor (siyah ok)

### Nörodejeneratif Hastalıklar

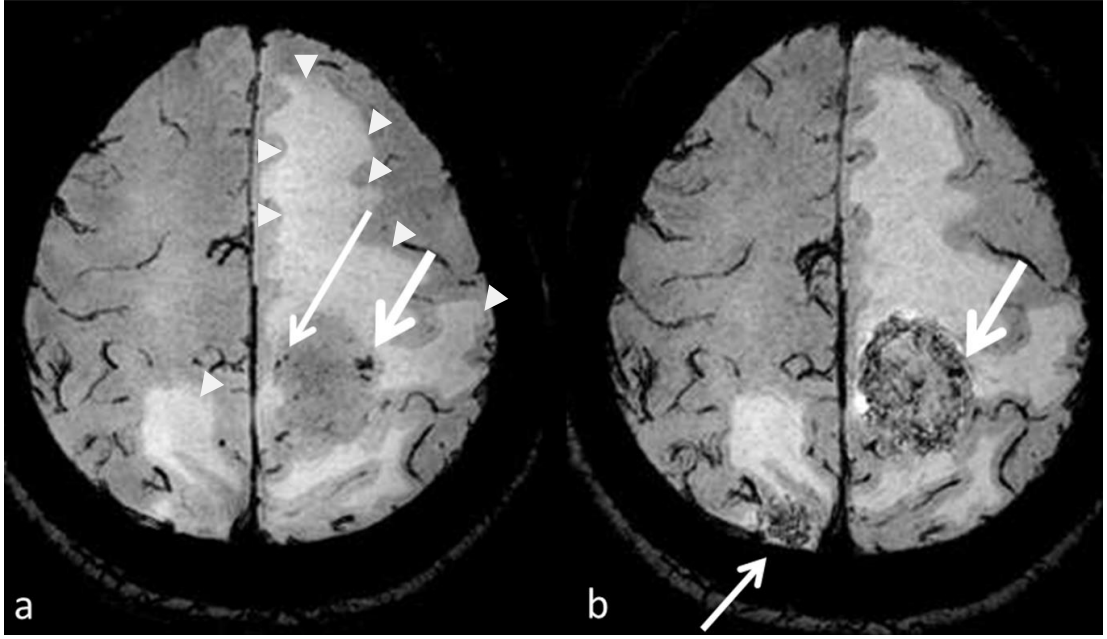
Demir normal beyin metabolizmasında, myelin yapımı ve nörotransmitter sentezi gibi birçok olayda kullanılan önemli bir elementtir. Beyinde demir ferritin ve hemosiderin şeklinde depo edilir. Birçok nörodejeneratif hastalıkta ve MS gibi inflamatuvar hastalıkta beyinde demir birikimi olduğu gösterilmiştir (22). Bazal ganglionlar ve mezensefalon çekirdeklerindeki normalden fazla biriken demir filtrelenmiş faz imajlarla gösterilebilir. MS plakları akut ve kronik dönemde konvansiyonel T2 ağırlıklı imajlarda hiperintens görülür. Plak kronikleştikçe içerisindeki demir oranı artar, faz imajlar kullanılarak plak içi demir birikimi ve plağın yaşı belirlenebilir (12). Süperfisyal serebral sideroziste leptomeningeal alanlarda biriken kronik dönem kan ve kan yıkım ürünleri T2\* ağırlıklı GRE (gradient eko) sekanslardan daha duyarlı şekilde görüntülenebilir (Şekil-21)



**Şekil-21:** Serebral süperfisyal siderozis tanılı olguda tüm leptomeningeal alanlarda biriken kan ürünleri belirgin bir şekilde görülmektedir.

## **İntrakranial Tümörler**

Konvansiyonel MR inceleme ile lezyonların anatomisi ve lokalizasyonu gösterilebilirken; difüzyon, perfüzyon ve MR spektroskopi gibi teknikler ile lezyonların karakterizasyonu yapılabilmektedir. MR ile gliom gradelemesinde; kitle heterojenitesi, kontrast tutulum paterni, kitle etkisi, kistik ve nekrotik dejenerasyon, metabolit oranları ve CBV değerleri gibi çok çeşitli bulgular tanımlanmıştır. T2\* GRE sekansında tümör içi kanamaya bağlı manyetik duyarlılık artefaktı preoperatif grade belirlemede önemli bir bulgudur (21). SWI sekansı ile intratümöral kanama, vaskülarite artışı daha iyi görüntülenebilmektedir. Hipointens sinyal ardışık ince kesit incelemelerde devam ediyorsa venöz yapıyı, kesintiye uğruyorsa hemoraji ya da kalsifikasyonu temsil eder. Kontrastlı ve kontrastsız inceleme yapıldığında hipointens sinyalde değişiklik olmuyorsa sinyalin hemorajiye ait olduğu düşünülür. Kontrast madde uygulandığında vasküler yapılardan gelen sinyal azalır ve vasküler yapılar daha iyi görüntülenir (Şekil-22). Tümör içi vaskülarite artışı ve kanama kötü prognoz bulgularıdır (1). İntrakranial intraaksiyel solid tümörlerin büyümesi anjiyogenezise bağımlıdır. Yüksek grade glial tümörlerin içerisinde kanama alanlarına sıklıkla rastlanır. Tümör içi kanama ve vaskülarite gibi SWI bulguları ile patolojik grade arasında güçlü bir bağ olduğu bilinmektedir (23). Artmış CBV ve kolin-kreatin değerleri ile SWI sekansı ile saptanan tümör içi kanama korelasyon göstermektedir (1).



**Şekil-22:** Kontrastsız ve kontrastlı SWI minIP imajlar, sol paryetal bölgedeki tümör içerisinde vaskularite ve kanama; **a:** Kontrastsız SWI imajda, ardışık iki kesitte devamlılığı olan hipointens tübüler yapılar vaskülariteyi gösterirken (uzun beyaz ok) noktasal hipointens görünümeler hemorajiyi göstermektedir (kısa beyaz ok). Ok başları peritümöral ödem alanlarını gösteriyor. Kontrastlı incelemede ödem alanının boyutu ve intensitesi benzer şekilde izleniyor. **b:** Kontrastlı SWI incelemede lezyon içerisindeki izlenen vasküler yapıların miktarında belirgin artış varken hemorajiyi kontrastsız imajla benzer şekilde izlenmektedir (kalın ok). Kontrastsız incelemede seçilemeyen ikinci bir lezyonda sağ paryetal bölgede izlenmektedir.

SWI tekniği kullanılarak geliştirilmiş değişik glial tümör gradeleme teknikleri vardır. Tümör içi susceptibility sinyal varlığına göre glial tümörlerin grade'inin belirlenebileceğini belirten çalışmalar vardır (24). Literatürde bildirilen bazı grade sistemleri Tablo-3'te belirtilmiştir.

Pinker ve ark. ITSS sıklığına göre tümörleri gradelemiştirler. Tümör içerisinde ITSS yok ise grade 0; ITSS sayısı az ise grade 1; ITSS sayısı orta seviyede ise grade 2; ITSS sayısı fazla ise grade 3 olarak sınıflandırılmıştır (25).

Konvansiyonel SWI grade sistemine göre (ITSS çapına göre), intratümöral susceptibility sinyali (ITSS) hiç yoksa grade 0; ITSS çapı 5 milimetrenin (mm) altında ise grade 1; 5-10 mm arası ise grade 2; ITSS çapı 10 mm üzerinde ise grade 3 (16,24).

Hipointens sinyalin tümör içerisinde kapsadığı alan oranına göre yapılan grade sistemi, grade 0 hiç ITSS yok; grade 1 ITSS oranı tümör boyutunun yarısından az alanı kapsıyor; grade 2 ITSS tümör boyutunun yarısından fazlasını kapsıyor.

ITSS'yi oluşturan dominant dokuya göre grade sistemi, grade 0 ITSS yok, grade 1 noktasal ya da konglomere şekilli kanamaya bağlı ITSS dominant; grade 2 kanamaya bağlı ITSS ile vasküler dokuya bağlı ITSS eşit miktarda; grade 3 vasküler yapılardan kaynaklanan ITSS dominant (16).

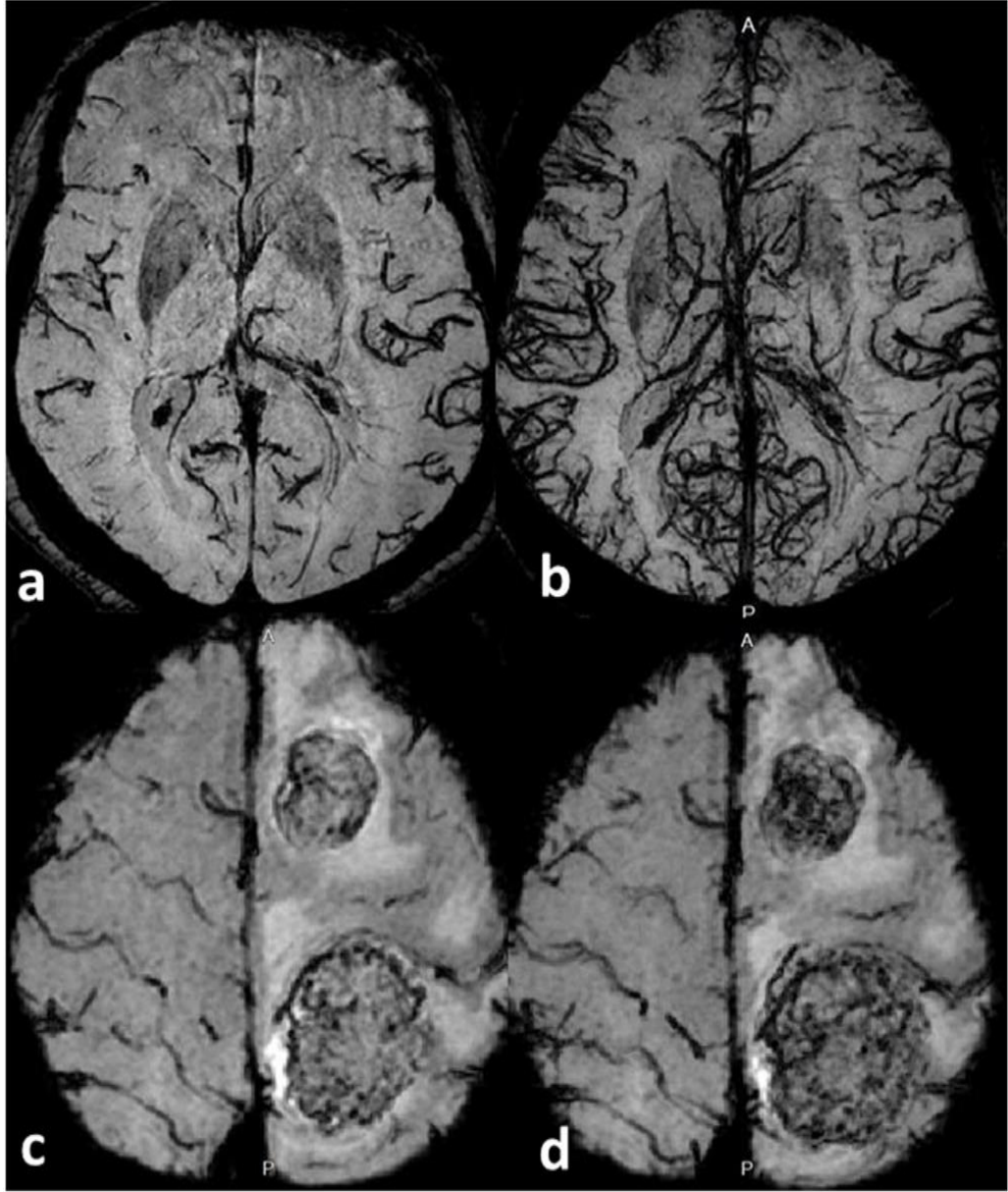
ITSS sayısına göre yapılan iki farklı grade sistemi vardır. Bu iki grade sistemini karışıklık olmaması için ITSS sayısına göre grade A ve ITSS grade B olarak tanımlayabiliriz. ITSS grade A: grade 1 ITSS yok; grade 2 1-10 arası ITSS; grade 3 11 ve üzeri sayıda ITSS (26). ITSS sayısına göre grade B: grade 0 ITSS yok, grade 1 1-5 arası ITSS; grade 2 5-10 arası ITSS; grade 3 11 ve üzeri sayıda ITSS (15,26,27).

SWI sekansının görece yeni oluşu, sekansın sinyal özelliklerinin kompleks olması, sekans parametrelerinin ve iş istasyonunda veri işlerken belirlenen değişkenlerin (minIP kesit kalınlığı, gap gibi) standart olmaması ve radyologların bu sekansa alışık olmamaları tümör gradelemesi yapılırken objektif değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır (16). MinIP kesit kalınlığı değiştirildiğinde venöz yapılar daha iyi görülebilir. Kesit kalınlığı artırılırsa kesit içerisindeki venöz yapı miktarı ve ITSS miktarı artacaktır (Şekil-23) Radyoterapi sonrası rezidü tümör ve radyasyona bağlı değişikliklerin ayırt edilmesi zordur. SWI sekansı kullanılarak şüpheli alandaki mikrohemorajileri ve nekrozu göstermek ve vasküler yapılardan ayırmak bu ayrımı yapmada yardımcı olabilir. RT sonrası uzun dönemde normal parankimde oluşan ve diğer sekanslarda görülmeyen mikrohemorajiler saptanabilir (28). Kontrastlı inceleme yapıldığında tümörlerin periferinde kontrast tutulumu görülebilmektedir. Bu bulgunun yüksek grade tümörler için daha spesifik olduğu belirtilmiştir (16).

**Tablo-3:** SWI tümör grade analiz yöntemleri

	<b>Grade 0</b>	<b>Grade 1</b>	<b>Grade 2</b>	<b>Grade 3</b>
<b>Konvansiyonel SWI grade sistemi (ITSS çapına göre) gradeleme</b>	ITSS yok	ITSS çapı 5mm'nin altında	ITSS çapı 5-10 mm arasında	ITSS çapı 10 mm'nin üstünde
<b>Hipointens sinyalin tümör içerisinde kapsadığı alanın oranına göre gradeleme</b>	ITSS yok	ITSS oranı tümör boyutunun yarısından az alanı kapsıyor	ITSS tümör boyutunun yarısından fazlasını kapsıyor	–
<b>ITSS'yi oluşturan dominant dokuya göre gradeleme</b>	ITSS yok	ITSS'yi oluşturan dominant doku kanama	ITSS'yi oluşturan kanama ve vasküler yapı miktarı eşit	ITSS'yi oluşturan dominant doku vaskülarite
<b>ITSS sıklığına göre gradeleme</b>	ITSS yok	ITSS sayısı az	ITSS sayısı orta seviyede	ITSS sayısı fazla
<b>ITSS sayısına göre grade A</b>	–	ITSS yok	1-10 arası ITSS	11 ve üzeri ITSS
<b>ITSS sayısına göre grade B</b>	ITSS yok	1-5 arası ITSS	5-10 arası ITSS	11 ve üzeri ITSS



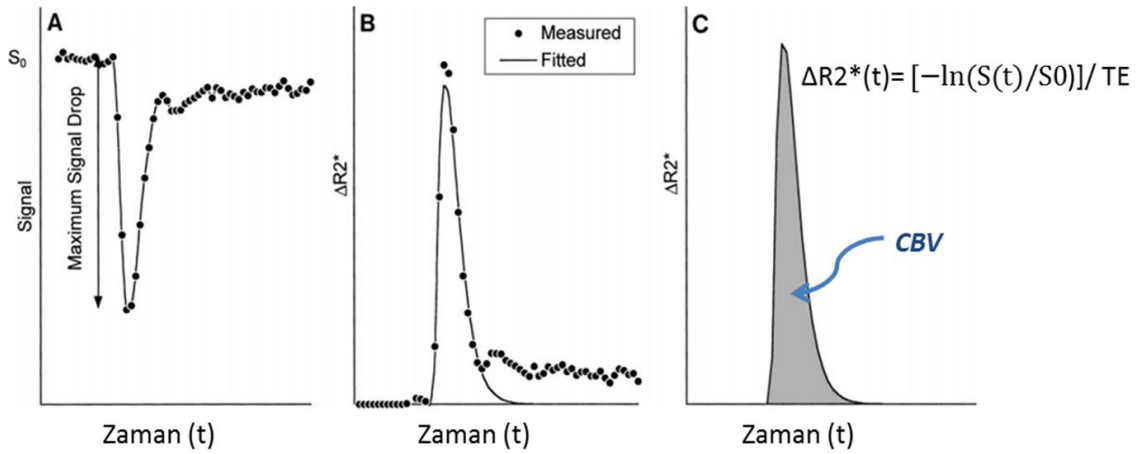


**Şekil-23:** MinIP reformat imajlarda kesit kalınlığının değerlendirmeye etkisi **a,b)** Aynı seviyeden geçen kesitlerde,15 mm kesit kalınlığı (b) ile elde edilen imajlarda 3mm kesit kalınlığı (a) ile elde edilen imajlara göre venöz yapılar çok daha fazla görünüyor. **c,d)** Benzer şekilde kesit kalınlığı artırıldığında sol frontal ve oksipital bölgedeki tümör içi vaskülarite miktarı artış gösteriyor.

### Perfüzyon MR Tekniği

Perfüzyon, dokuların beslenmesi ve atık maddelerin uzaklaştırılması için kapiller düzeyde belirli bir dokudan belirli bir sürede geçen kan miktarıdır. Beyin yüksek metabolik aktivitesi nedeni ile çok kanlanan bir organ olup,

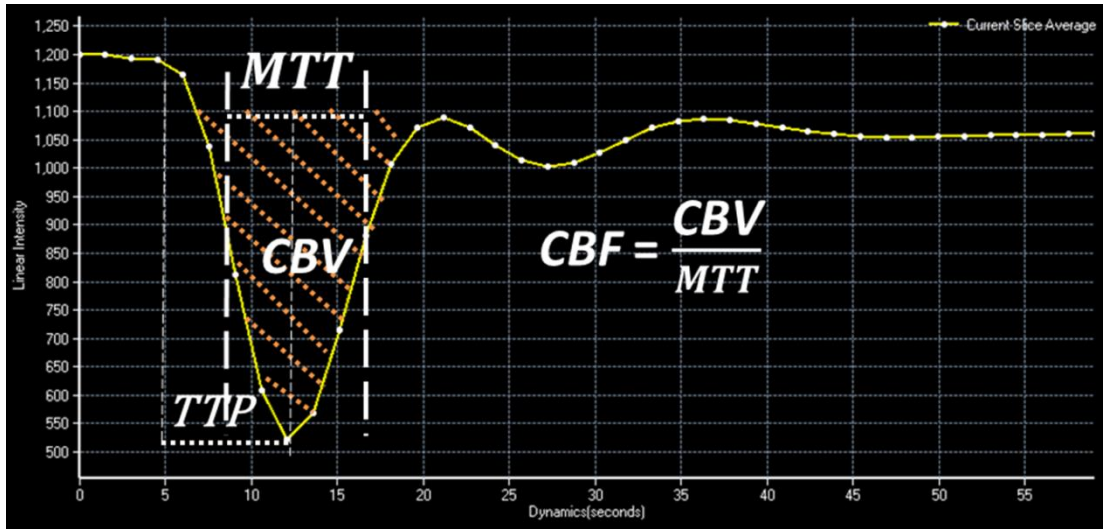
dokulardaki kapiler dansite belirgin fazla ve serebral kan akımı belirgin yüksektir ancak ilginç bir şekilde serebral kan volümü düşüktür (29). Beyin perfüzyonunu ölçmek için kullanılan MR yöntemlerini T2\* ağırlıklı DSC perfüzyon, T1 ağırlıklı dinamik kontrastlı ve arteryal spin işaretleme olmak üzere üçe ayırabiliriz. DSC perfüzyon tekniğinde vasküler yatak içerisindeki kontrast madde çevre dokuların T2 ve T2\* relaksasyon zamanlarını düşürür. T2\* relaksasyondaki düşüş miktarı  $\Delta R2^*$  olarak bilinir (30).  $\Delta R2^*(t) = [-\ln(S(t)/S_0)]/TE$  denklemi ile hesaplanır (Şekil-24). T2\* relaksasyon süresinin düşmesi ile dokudan gelen sinyal düşer ve bu bilgi kullanılarak dokuların perfüzyonu ölçülür.



**Şekil-24:** Kontrast madde verilmesi ile zamanla T2\* relaksasyonun kısalması ve buna bağlı gelişen sinyal kaybı.  $\Delta R2^*$  : Relaksasyon zamanındaki değişim oranı **t**: Zaman **S<sub>0</sub>**: Kontrast öncesi intensite **S(t)**: t zamanındaki intensite **TE**: Eko zamanı **CBV**: Serebral kan volümü (30).

DSC tekniğinde IV yolla verilen kontrast madde incelenecek dokuya ulaştığında dokunun T2\* relaksasyon zamanını kısaltır. T2\* relaksasyonun kısalması ile dokudan gelen sinyal azalır. Sinyal kaybı hesaplanarak doku perfüzyon değerleri hesaplanır. Bütün bunların çok kısa zamanda yapılabilmesi için MR sekansının çok hızlı olması gerekir. DSC tekniğinde ekoplanar ve spiral inceleme tekniği gibi ultrahızlı sekanslar kullanılır (31). T2\* relaksasyon lokal manyetik değişikliklere daha duyarlıdır, bu nedenle spin eko sekanslara göre gradient eko sekanslarla yapılan perfüzyon

incelemelerde SNR daha yüksektir (29). Dokudaki sinyalin kontrast madde uygulamasından sonra zamana göre değişimi matematiksel olarak analiz edilerek serebral kan volümü (CBV), serebral kan akımı (CBF), ortalama geçiş zamanı (MTT) ve pik zamanı (TTP) hakkında bilgi edinilebilir. CBV 100 gr beyin dokusu içindeki mililitre cinsinden kan volümü, CBF dakikada 100 gr beyin dokusundan geçen kan volümü, MTT incelen dokudan kanın ortalama geçiş süresi, TTP kontrastın dokuya ulaşması ile maksimum konsantrasyona ulaşmasına kadar geçen süredir (31). DSC perfüzyon tekniğinde CBV, CBF, MTT, TTP değerlerinin dokudaki sinyal değişimine bağlı olarak hesaplanması ve aralarındaki ilişki aşağıda gösterilmiştir (Şekil-25).

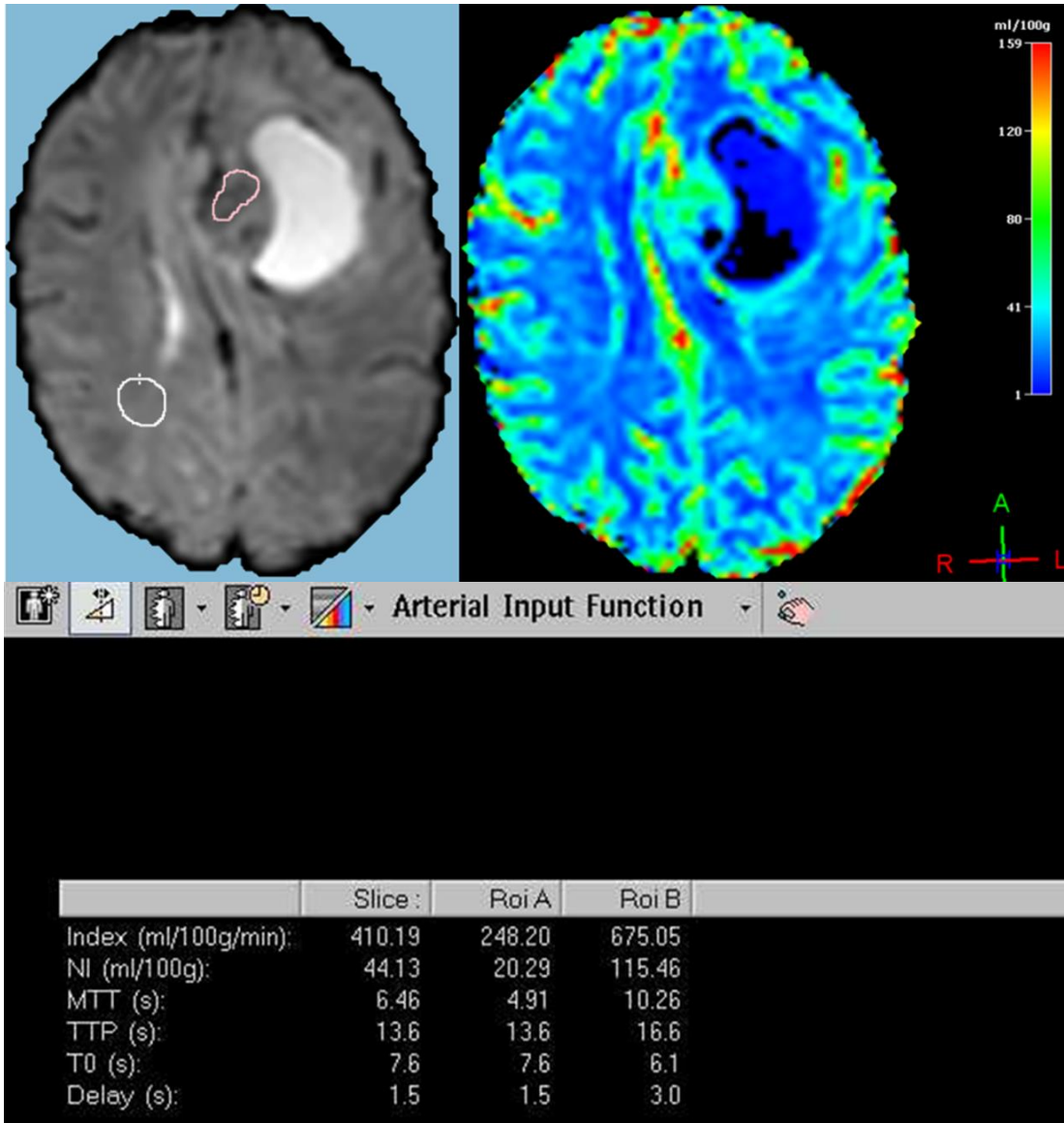


**Şekil-25:** DSC tekniğinde intensite zaman eğrisi; IV yolla verilen kontrast madde saniyeler içerisinde beyin parankimine ulaşır. **TTP:** Kontrast maddenin dokuya ulaşması ve sinyal kaybının başlaması ile dokuda kontrast yoğunluğunun en fazla olduğu zaman arasındaki geçen süre **MTT:** Ortalama geçiş süresi **CBV:** 100 gr beyin dokusu içerisindeki kan volümü **CBF:** Birim zamandaki 100 gr beyin dokusundan geçen kan miktarı CBV'nin MTT'ye bölünmesi ile elde edilir.

Kontrast verilerek yapılan perfüzyon ölçümlerinde kontrast madde vasküler yatak dışına çıkmaz bu nedenle gerçek perfüzyon değerleri yerine rölatif perfüzyon değerleri ölçülebilir (32). Perfüzyonu ölçülmek istenen

lezyon ile aynı kesitteki normal beyin parankimi karşılaştırılarak relatif değerler elde edilir (Şekil-26).

Doku perfüzyonu ölçülerek beyindeki intraaksiyal tümörlerin preoperatif olarak patolojik grade'i tahmin edilebilir. Tümör perfüzyonu belirlenerek yapılacak biyopsi ve operasyonda yol gösterici olabilir (32). İskemik inme sırasında enfarkt alanı ve beslenmesi bozulmuş alan (penumbra) gösterilebilir, bu bilgiler kullanılarak tedavi şekli belirlenir.



**Şekil-26:** DSC perfüzyon MR inceleme, Arteryal girdi fonksiyonu (AIF) tekniği kullanılarak CBV, CBF, MTT, TTP hesaplanması. **Index:** CBF, **NI:** CBV

## **Glial Tümörler**

### **Santral Sinir Sistemi (SSS) Histolojisi**

SSS, dışarıdan içeriye doğru dura, araknoid ve pia mater zarlarının oluşturduğu meninksler ile kaplıdır. Araknoid ve pia genellikle ayrıılmaz ve tek bir zar olarak kabul edilebilir. Zarlarla çevrilmiş sinir dokusu, temel fonksiyon gösteren sinir hücreleri ve onlara destek olan glia hücreleri olarak ikiye ayrılabilir. Glia hücreleri astrositler, oligodendrositler, ependimal hücreler ve mikroglialardan oluşur.

Astrositler sayıca en fazla olan glia hücreleridir. Kan beyin bariyerine katkıda bulunmak, sinaps düzeyinde destek sağlamak, pia ve kılcak damarlar ile beyin parankimini birbirine bağlamak gibi çok çeşitli görevleri vardır. Görev çeşidinin fazla olması astrositlerin sayı ve çeşitlerinde fazla olmasının nedenidir (33). Oligodendrositler sitoplazmik uzantıları ile SSS'de miyelin kılıfı oluştururlar. Ependimal hücreler ventriküler sistemin içini döşerler. Mikroglialar kemik iliğindeki öncül hücrelerden köken alır. Sinir dokusunun fagositik hücreleri olup makrofajlar gibi fonksiyon görürler.

Gliomlar glial hücrelerden gelişen tümörlerdir. Astrositlerden astrositomlar, oligodendrositlerden oligodendrogliomlar ve ependimal hücrelerden ependimomlar gelişir. Glial tümörler yetişkinlerde en fazla görülen primer beyin tümörüdür (30). Astrositomlar diğer glial tümörlerden üç kat daha sık görülürler.

### **Dünya Sağlık Örgütü (WHO) Histolojik Gradeleme**

WHO SSS tümörlerini hücresel atipi, mitotik aktivite, neovaskülarizasyon ve nekroz gibi malignite derecesini gösteren histolojik özelliklere göre sınıflandırmıştır (34). Gliomlar malignite potansiyeline göre 4 gruba ayrılırlar. Grade I ve II düşük grade glial tümörleri oluştururken, grade III ve IV yüksek grade tümörlerdir.

WHO tarafından 2007 yılında modifiye edilen sınıflamaya göre sık görülen bazı tümörler aşağıda gösterilmiştir (Tablo-4).

**Tablo-4:** Bazı sık görülen santral sinir sistemi tümörlerinde WHO sınıflaması.

Tümör grubu	Tümör tipi	Grade I	Grade II	Grade III	Grade IV
<b>Astroditomlar</b>	Diffüz astroditom		X		
	Anaplastik astroditom			X	
	Glioblastom (Gbm)				X
	Pilositik astroditom	X			
	Pilomiksoid astroditom		X		
	Subependimal dev hücreli astroditom	X			
	Pleomorfik ksantoastroditom			X	
<b>Oligodendrogliomlar</b>	Oligodendroglioma		X		
	Anaplastik oligodendrogliom			X	
<b>Oligoastroditomlar</b>	Oligoastroditom		X		
	Anaplastik oligoastroditom			X	
<b>Ependimal tümörler</b>	Ependimom		X		
	Anaplastik Ependimom			X	
	Subependimom	X			
	Miksopapiller ependimom	X			
<b>Koroid pleksus tümörleri</b>	Koroid pleksus papilloma	X			
	Atipik koroid pleksus papilloma		X		
	Koroid pleksus karsinomu			X	
<b>Diğer nöroepitelyal tümörler</b>	Anjiyosentrik gliom	X			
	Üçüncü ventrikül kordoid gliom		X		
<b>Nöro-glial tümörler</b>	Gangliositom	X			
	Desmoplastik infantile gangliogliom/astroditom (DIG)	X			
	Disembrioplastik nöroepitelyal tümör (DNET)	X			
	Gangliogliom	X			
	Anaplastik gangliogliom			X	
	Santral nöristom			X	
	Ekstra ventriküler nöristom			X	
	Serebellar liponöristom			X	
	Papillar glionöronal tümör (PGNT)	X			
	Rozet oluşturan 4. ventrikül glionöral tümörü (RGNT)	X			
Spinal kord paraganglioma	X				

## Astrositomlar

Astrositlerden köken alırlar, SSS' deki ana destek hücrelerdir. Oldukça heterojen bir hücre grubu olup, bu hücrelerden gelişen tümörler de geniş bir grup oluşturur. Astrositomları diffüz infiltrasyon gösteren ve lokalize tümörler olmak üzere iki gruba ayırabiliriz. Diffüz astrositom, pediatrik beyin sapı gliomları, anaplastik astrositom, glioblastom, gliosarkom ve gliomatozis serebri diffüz infiltratif tipte tümörlerdir. Piloitik astrositom, pleomorfik ksantoastrositom ve subependimal dev hücreli astrositom lokalize tümörlerdir (35). Lokalize tümörler Grade I (piloitik astrositom, subependimal dev hücreli astrositom) ve grade II (pleomorfik ksantoastrositom, pilomiksoid astrositom) tümörlerdir. MR ve BT incelemelerde kontrast tutulumu gösterebilen solid komponent içerirler ve sınırları keskindir.

Diffüz infiltratif astrositomlar Grade II (diffüz astrositom, beyin sapı gliomları), grade III (gliomatozis serebri, anaplastik astrositom) ve grade IV (glioblastom, gliosarkom) tümörlerden oluşurlar. Histolojik özelliklerine göre gradeleme yapılır (Tablo-5). Grade II tümörler T2 ağırlıklı incelemelerde genellikle hiperintens görülür ve sıklıkla kontrast tutulumu göstermezler. Grade III tümörler yoğun kontrast tutulumu gösterirken Grade IV tümörlerde nekroz izlenir.

**Tablo-5:** Astrositlerin histolojik özelliklerine göre klasifikasyonu

<b>WHO Grade</b>	<b>WHO histolojik tip</b>	<b>Histolojik kriterler</b>
<b>II</b>	Diffüz astrositom	Nükleer atipi
<b>III</b>	Anaplastik astrositom	Nükleer atipi ve mitoz
<b>IV</b>	Glioblastom (GBM)	Nükleer atipi , mitoz ve epitelyal hiperplazi ya da nekroz

## Oligodendrogliomlar

Oligodendrositlerden köken alırlar. Grade II ve grade III tümörlerden oluşur. Oligodendrogliom grade II tümör grubundadır. T2 ağırlıklı incelemede

heterojen görünümdeyler. Bunun sebebi kalsifik ve kistik dejenerasyonlar göstermesidir. Grade II astrositolar genelde kontrast tutmazken, oligodendrogliolar heterojen kontrast tutulumu gösterirler. Kontrast tutmayan kitlelerde yeni gelişen kontrast tutulumu malign transformasyonu düşündürür. Anaplastik oligodendrogliolar grade III tümörlerdir. Oligodendrogliolara benzerler, kalsifik ve kistik dejenerasyon sıklığı, biyopsi olmadan ayırt edilemezler (35).

Biz bu çalışma ile SWI sekansının tümör gradelemesindeki etkinliğini, perfüzyon MR ve patolojik grade ile karşılaştırarak göstermeyi amaçladık.

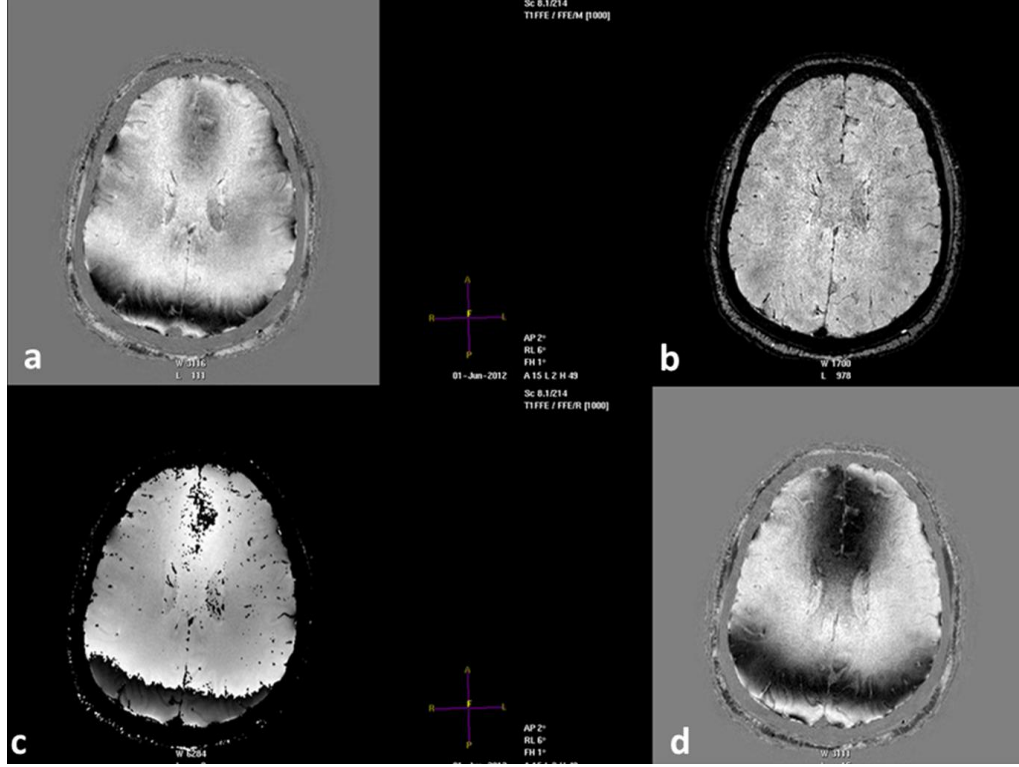


## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada Ekim 2011- Temmuz 2013 arasında konvansiyonel kranial MR tetkikine ek olarak, SWI inceleme ve perfüzyon MR inceleme yapılan 232 hastanın tetkikleri retrospektif olarak incelenmiştir. Patolojik olarak glial tümör tanısı konulan, tetkik kalitesi yeterli 31 hasta (17 erkek, 14 kadın) çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm hastalar 3T cihazda (Achieva; Philips Healthcare, Best, the Netherlands) ve 32 kanal kranial koil ile incelendi. Konvansiyonel MR sekanslarına ek olarak venous BOLD sekansı ve DSC perfüzyon MR tetkiki yapıldı. Bu çalışma için Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 30 temmuz 2013 tarih ve 2013-14/8 nolu karar ile onay alınmıştır.

### **SWI Sekans Parametreleri**

Venous BOLD (blood oxygen level dependent) sekansı susceptibilite ağırlıklı görüntü elde edilen, her üç yönde akım kompensasyonlu, üçboyutlu T2\* ağırlıklı spoiled gradiyent eko sekansıdır. Tüm hastalarda sekans parametreleri standart olup TR/TE, 21/29 ms; flip angle, 10°; FOV, 220 X 220 mm; kesit kalınlığı, 0.6 mm; ETL, 1 k-space; NEX 2'dir. İncelenecek bölgenin büyüklüğüne bağlı olarak değişmekle birlikte sekans süresi 6-7 dakikadır. Venous BOLD tetkiki sonrası elde edilen imajlar iş istasyonunda (Philips Extended MR workspace, R 2.6.3.2, 2009) değerlendirildi (şekil-27). MinIP tekniği kullanılarak kesit kalınlığı 4 mm, gap -1 mm olacak şekilde aksiyal reformat SWI imajlar elde olundu.

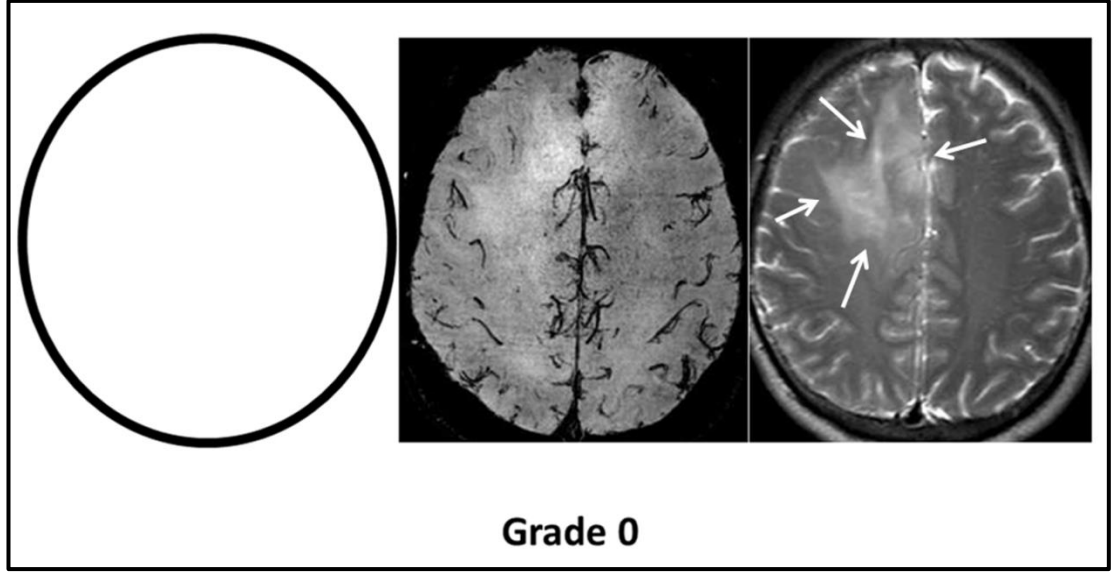


**Şekil-27:** Venous BOLD sekansı (iş istasyonunda işlenmeden önce) **a)** Imaginary **b)** Magnitüd **c)** Filtrelenmemiş, faz imaj **d)** Real imaj.

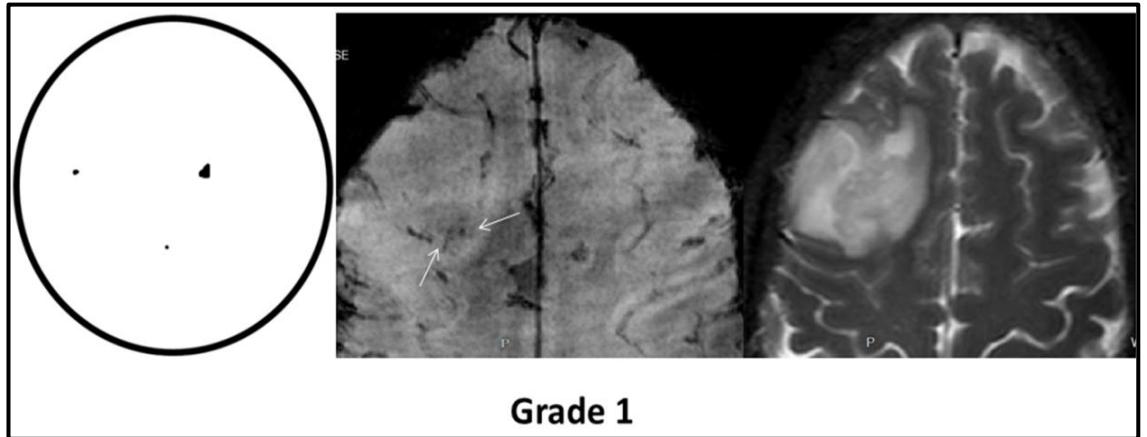
### SWI Grade

Biz bu çalışmada Park ve arkadaşları tarafından tanımlanan ITSS sayısına göre tümör grade sistemini kullanarak glial tümörleri sınıflandırdık (15,27). Tümör içerisinde ITSS yoğunluğunun en fazla olduğu kesit seçilerek gradeleme yapıldı. Tümör içerisinde ITSS yoksa grade 0; seçilen kesitte 1-5 arası ITSS varsa grade 1; ITSS sayısı 5-10 arasında ise grade 2; ITSS sayısı 11 ve üzeri ise grade 3 olarak kabul edildi. Şekil-28'de ITSS sayısına göre SWI gradeleme örnek ve şekilleri gösterilmektedir.

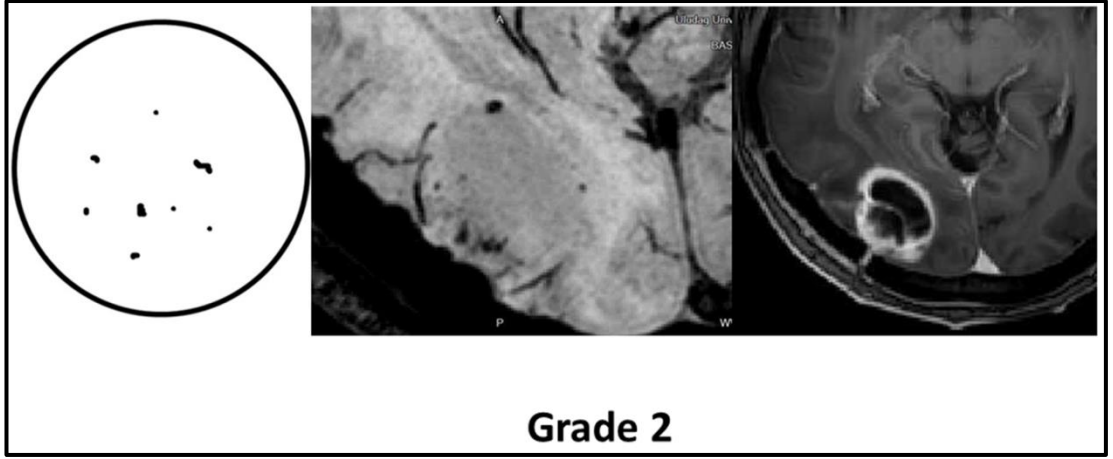
**Şekil-28 a,b,c,d:** ITSS sayısına göre tümör gradelemesi; soldaki resimlerde şematik gösterim, sağdaki resimlerde SWI sekansı ile tümör gradeleme örnekleri gösterilmiştir.



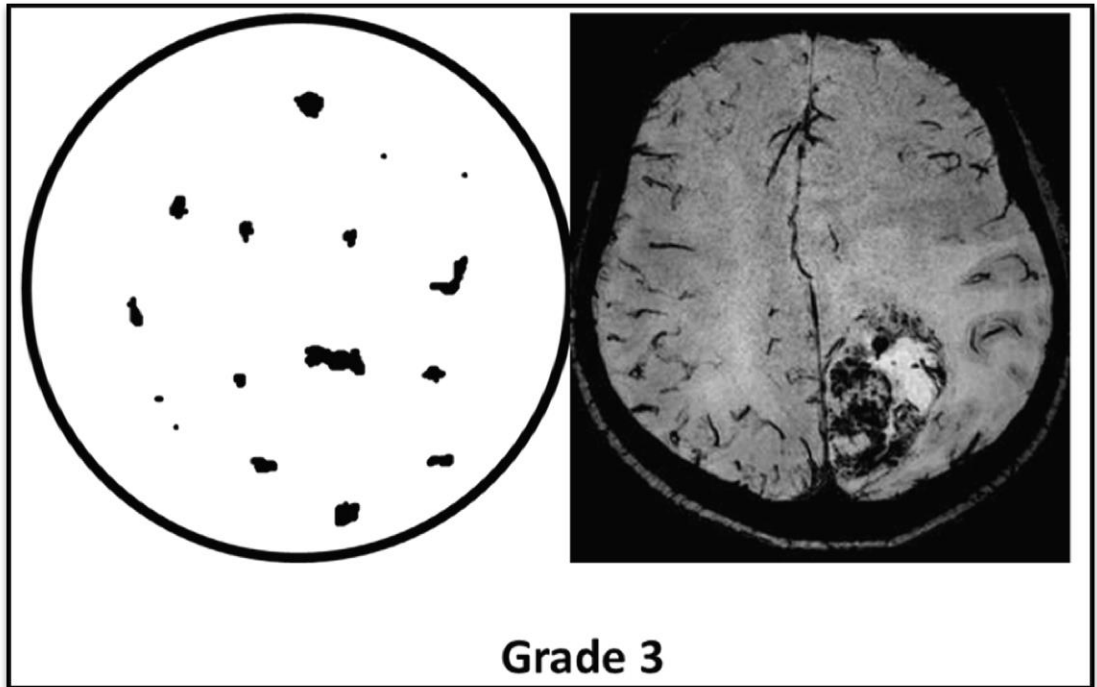
**a)** SWI grade 0: tümör içerisinde ITSS yok. Sağ frontal lobda (oklar) T2 ağırlıklı imajlarda hiperintens kontrast tutulumu olmayan içerisinde ITSS olmayan oligodendrogliom. WHO grade 2.



**b)** SWI grade 1: tümör içerisinde 1-5 arası ITSS. Sağ frontal yerleşimli içerisinde birkaç adet ITSS bulunan oligodendrogliom. WHO grade 2.



**c)** SWI grade 2: 5-10 arası ITSS. Sağ oksipital lobda içerisinde 7-8 adet ITSS olan Glioblastom. Kontrastlı T1 ağırlıklı incelemede belirgin periferik kontrast tutulumu var.



**d)** SWI grade 3: 11 ve üzeri sayıda ITSS. Sol paryetookspital yerleşimli içerisinde sayılamayacak kadar çok ITSS olan Glioblastom.

### **DSC Perfüzyon MR Tekniği**

Perfüzyon MR inceleme; DSC perfüzyon tekniği kullanılarak yapılmıştır. DSC perfüzyon inceleme EPI (ekoplanar inceleme) tekniği ile, imaj sayısı: 960, TR\TE: 1513,4 ms\40 ms, Flip açısı: 75 derece, kesit sayısı: 24, FOV: 224 mm, voksel boyutu: 2,33/2,33/5.00 mm, kesit kalınlığı\kesit aralığı: 5 mm\0 mm dinamik sayısı (faz sayısı) 40, tetkik süresi 1.05 dk parametreleri kullanılarak yapıldı.

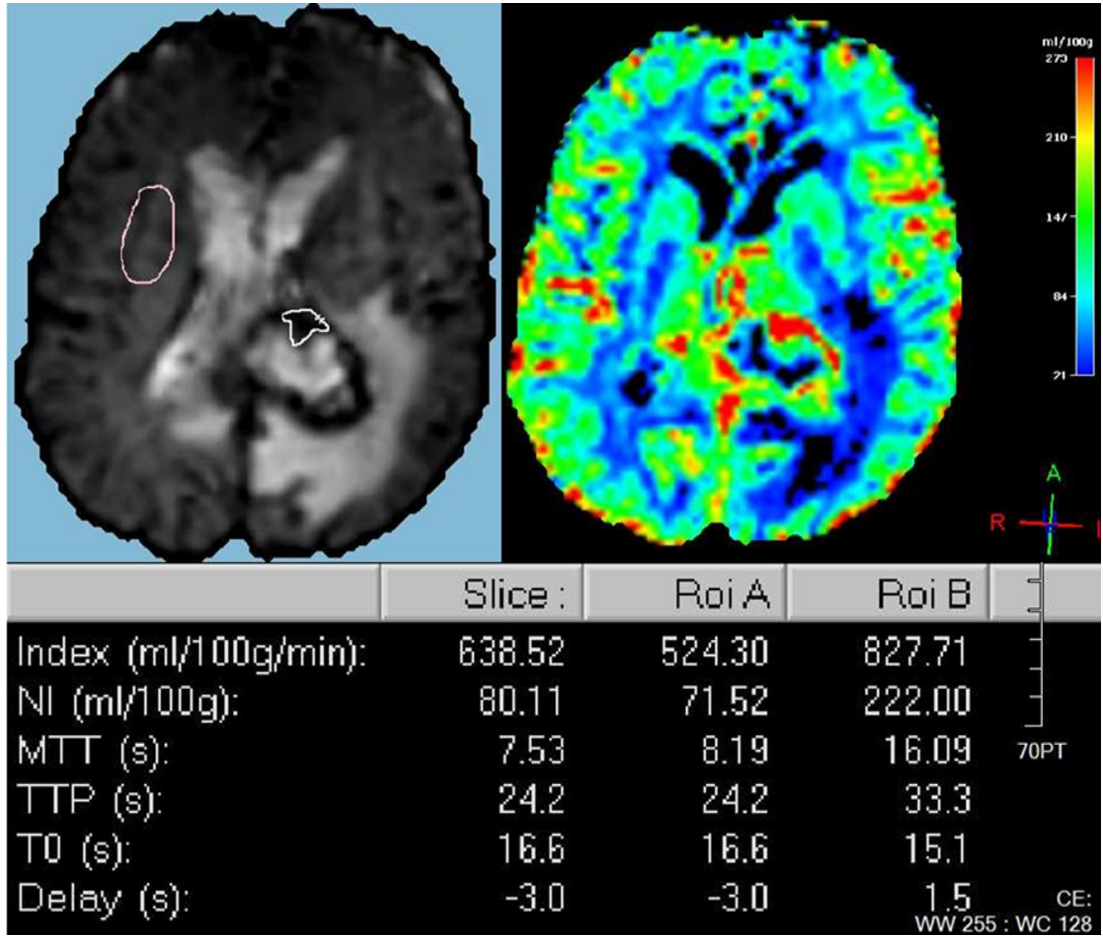
Perfüzyon MR incelemesi yapılan hastalara antekubital venden 18-20 gauge iğne ile damar yolu açıldı. 0,2-0,3 ml/kg gadoterate meglumine (Dotarem, Guerbet, Villepinte, France) 4-5 ml/sn hızla otomatik enjektör (Medrad Spectris Solaris EP MR Injection System) kullanılarak İV olarak uygulandı. Ardından aynı hızla 50 ml serum fizyolojik verildi. Elde edilen veriler philips iş istasyonunda değerlendirildi. Tüm veriler arteryel girdi fonksiyonu (AIF) kullanılarak analiz edildi. Bu çalışmada ölçümler tümörün CBV değeri en yüksek bölgesinden ve aynı kesitteki normal beyaz cevherden yapıldı. Tümör CBV değeri normal beyaz cevher CBV değerine bölünerek rCBV belirlendi (şekil-29). Düşük ve yüksek grade glial tümör ayırımında eşik rCBV değerinin belirlenmesi için receiver operator characteristics (ROC) analizi yapıldı.

SWI grade sistemine göre grade 0 ve grade 1 tümörler düşük, grade 2 ve grade 3 olan tümörler yüksek grade glial tümör olmak üzere iki gruba ayrıldı. İki ayrı tümör grubu patolojik grade ve rCBV değerleri ile istatistiksel olarak karşılaştırıldı.

### **İstatistiksel Analiz**

Veriler SPSS 13.0 for Windows programı ile değerlendirildi. Kategorik veriler sayı ve yüzde, sayısal veriler ortalama ve standart sapma değerleri ile sunuldu. Kategorik veriler ki-kare ve Fisher'in kesin testi ile karşılaştırıldı. Patolojik grade ile SWI grade arasındaki uyum Kappa analizi ile değerlendirildi. Patolojik ve radyolojik grade ile diğer sayısal veriler arasındaki korelasyonlar Spearman korelasyon analizi ile değerlendirildi. 0,1-0,3 arasındaki korelasyonlar zayıf, 0,3-0,5 arasındakiler orta dereceli, >0,5 olanlar ise güçlü korelasyon olarak değerlendirildi. Sayısal veriler Student t

testi ile karşılaştırıldı. Patolojik olarak düşük ve yüksek grade ayrımı için optimal rCBV değerinin belirlenmesi için receiver operator characteristics (ROC) analizi yapılarak duyarlılık, özgüllük, pozitif prediktif değer ve negatif prediktif değer belirlendi. P değeri <0,05 olduğunda anlamlı olarak kabul edildi.



**Şekil-29:**DSC perfüzyon MR tekniği ile CBV haritası üzerinden rCBV ölçümü. Sol oksipital yerleşimli glioblastom. Tümör perfüzyonunun en fazla olduğu bölgeden ve normal beyin parankiminden ROI ile ölçüm yapıldı. Bu olguda tümörde en yüksek CBV değeri 222, normal beyaz cevherde 71,52 olarak ölçüldü. rCBV değeri 3,10 olarak hesaplandı. **NI:** CBV.

## BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 31 hastanın (17 erkek, 14 kadın) yaşları 24 ile 74 yıl arasında değişmekteydi (Tablo-6). SWI gradelemede en çok grade 3 tümör görüldü (18 adet). Grade 2 iki adet, grade 1 altı adet, grade 0 beş adet tümör görüldü. SWI gradeleme ile yüksek grade olarak tanımlanan 20 hastanın yalnızca ikisi patolojik olarak düşük grade glial tümördü (hasta no:23 ve 31). Diğer taraftan yüksek grade 19 glial tümörden sadece biri SWI gradelendirmede düşük grade (SWI grade 1) olarak değerlendirildi (hasta no:19).

Hastaların ortalama yaşları 51,8 erkeklerin ortalama yaşı 54,5 kadınların ortalama yaşı 48,5 idi. İncelenen tümörlerin 12'si düşük grade, 19'u yüksek grade tümörlerdi. Yüksek grade tümör grubunda yaş ortalaması (56,6), düşük grade tümör grubuna (44,3) göre daha yüksekti ( $P=0,009$ ). Kadınlarda erkeklere göre yüksek grade tümör oranı istatistiksel olarak anlamlı olmasa da fazla idi. ( $p= 0,46$ , Tablo-7).

**Tablo-6:** Hastaların demografik bulguları, patolojik ve radyolojik gradeleri ve perfüzyon oranları.

Hasta No	Yaş/ Cinsiyet	Patolojik Tanı	WHO 2007 Patolojik Grade	rCBV	SWI Grade
1	68/E	GBM	4	4,40	3
2	57/E	GBM	4	4,13	2
3	26/K	GBM	4	3,00	3
4	61/K	GBM	4	3,78	3
5	56/K	GBM	4	6,58	3
6	71/E	GBM	4	3,13	3
7	58/E	GBM	4	8,15	3
8	56/E	GBM	4	5,77	3
9	51/K	GBM	4	1,89	3
10	48/K	GBM	4	2,80	3
11	57/K	GBM	4	2,94	3
12	57/K	GBM	4	2,88	3
13	74/K	GBM	4	5,13	3
14	55/K	GBM	4	7,14	3
15	52/E	GBM	4	4,67	3
16	72/E	GBM	4	6,05	3
17	46/E	GBM	4	3,39	3
18	62/E	GBM	4	3,84	3
19	48/K	Astrositom	3	2,27	1
20	24/K	Oligodendrogliom	2	0,72	0
21	45/E	Oligodendrogliom	2	0,91	1
22	53/K	Oligodendrogliom	2	1,19	0
23	33/E	Oligodendrogliom	2	1,26	3
24	47/E	Oligodendrogliom	2	1,32	1
25	64/E	Oligodendrogliom	2	0,81	0
26	59/E	Oligodendrogliom	2	1,83	0
27	59/E	Oligodendrogliom	2	2,32	1
28	41/E	Oligodendrogliom	2	2,13	1
29	37/E	Oligodendrogliom	2	1,09	0
30	24/K	Mikst oligoastrositom	2	1,01	1
31	46/K	Astrositom	2	2,15	2



**Tablo-7:** Düşük ve yüksek grade tümörlerin erkek ve kadınlar arasındaki dağılımı.

WHO sınıflandırması	Erkek	Kadın	Toplam
Düşük grade	8 (%47,1)	4 (%28,6)	12
Yüksek grade	9 (%52,9)	10 (%71,4)	19
Toplam	17 (%100)	14 (%100)	31

Patolojik grade ile SWI grade ( $r=0,87$ ,  $p<0,001$ ) ve rCBV ( $r=0,83$ ,  $p<0,001$ ) arasında pozitif yönde güçlü korelasyon bulundu. SWI grade ile rCBV değerleri arasında da pozitif yönde güçlü korelasyon mevcuttu ( $r=0,74$ ,  $p<0,001$ ). SWI grade ile patolojik grade yüksek ve düşük grade olarak kategorize edildiğinde iki test arasında güçlü bir uyum vardı (Kappa= 0,793,  $p<0,001$ , Tablo-8).

**Tablo-8:** SWI grade ile patolojik grade arasındaki uyum.

		Patolojik grade		Toplam
		Düşük	Yüksek	
SWI grade	Düşük	10	1	11
	Yüksek	2	18	20
Toplam		12	19	31

Patolojik grade'i yüksek olan tümörlerin rCBV oranlarının patolojik grade'i düşük olanlardan anlamlı olarak yüksek olduğu görüldü (Tablo-9).

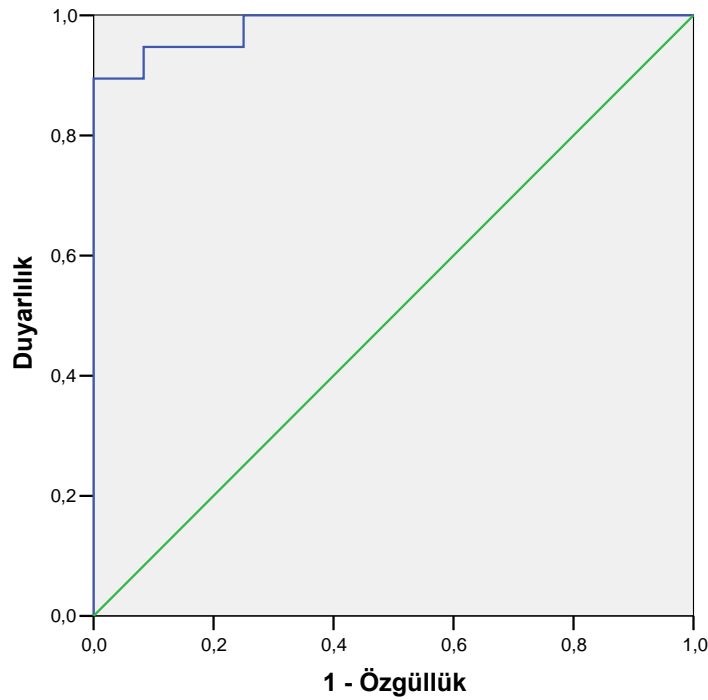
**Tablo-9:** Glial tümörlerin patolojik grade ve perfüzyon oranlarının karşılaştırılması.

	Min-Maks rCBV değerleri	Ortalama rCBV±SS	P
Düşük Grade	0,72-2,32	1,4±0,56	<0,001
Yüksek Grade	1,89-8,15	4,3±1,74	

**Min:** Minimum, **Maks:** Maksimum, **rCBV:** Rölatif tümör kan volümü, **ss:** Standart sapma

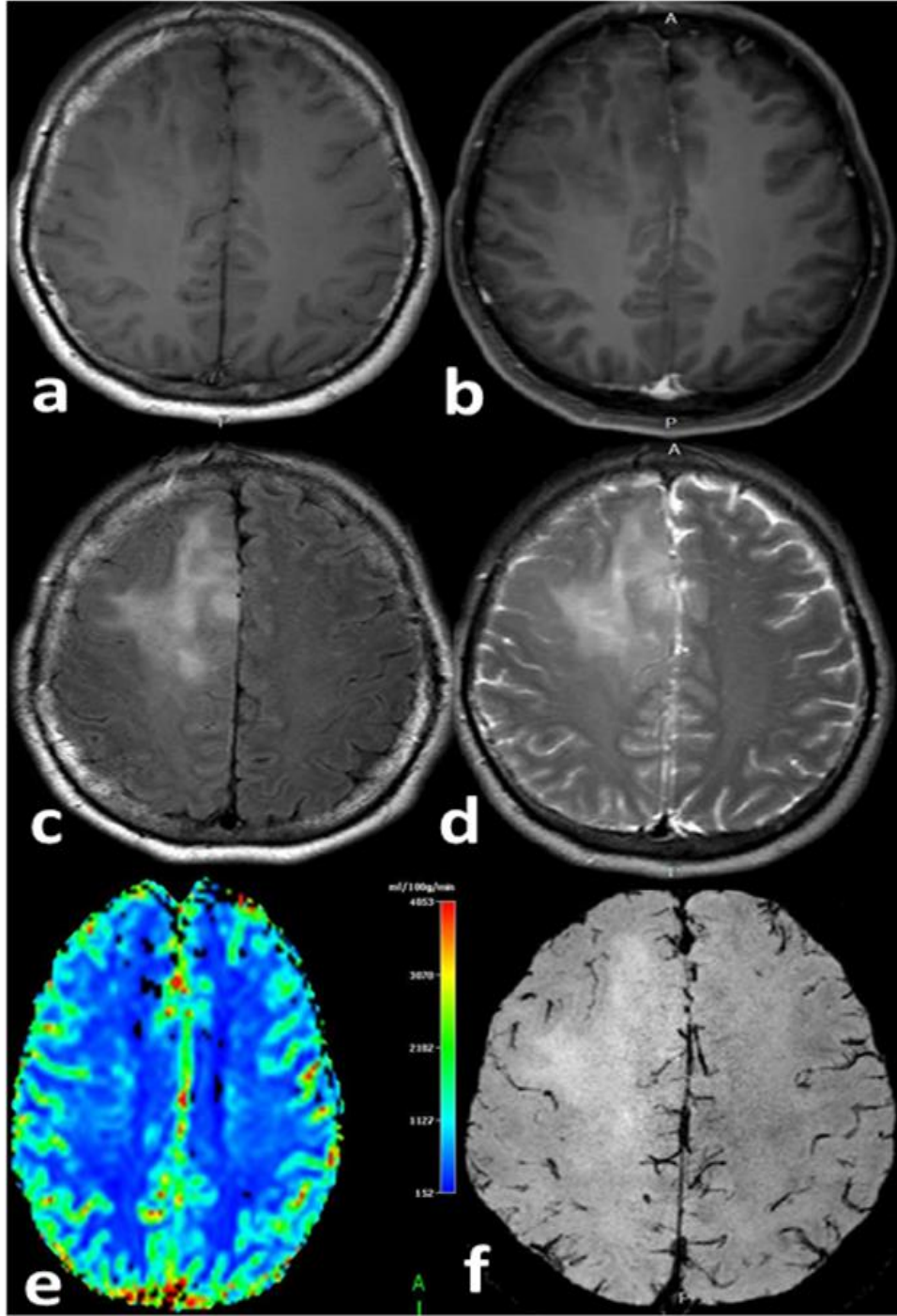
Yapılan ROC eğrisi analizinde düşük grade-yüksek grade ayırımında limit değer 2,21 olarak hesaplandı. Analizin eğri altında kalan alanı 0,982 idi ( $p<0,001$ ). Bu değer ile düşük-yüksek grade ayırımı %94,7 duyarlılık ve %91,7 özgüllük ile yapılabilmektedir (Şekil-30). Testin pozitif prediktif değeri %94,7, negatif prediktif değeri %91,7 olarak ölçüldü.

**ROC Eğrisi**

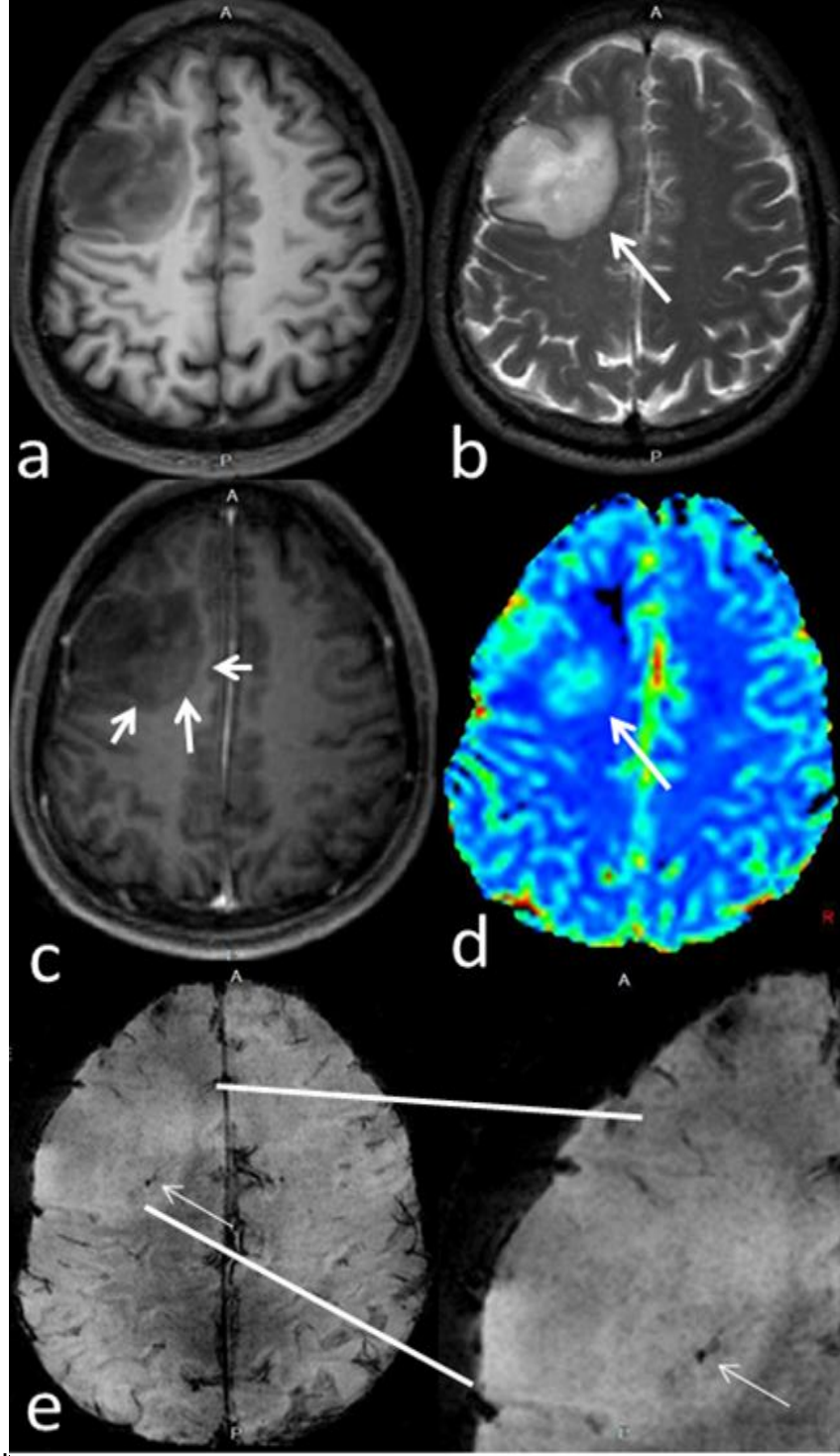


**Şekil-30:** Düşük ve yüksek grade ayırımında rCBV ROC analizi

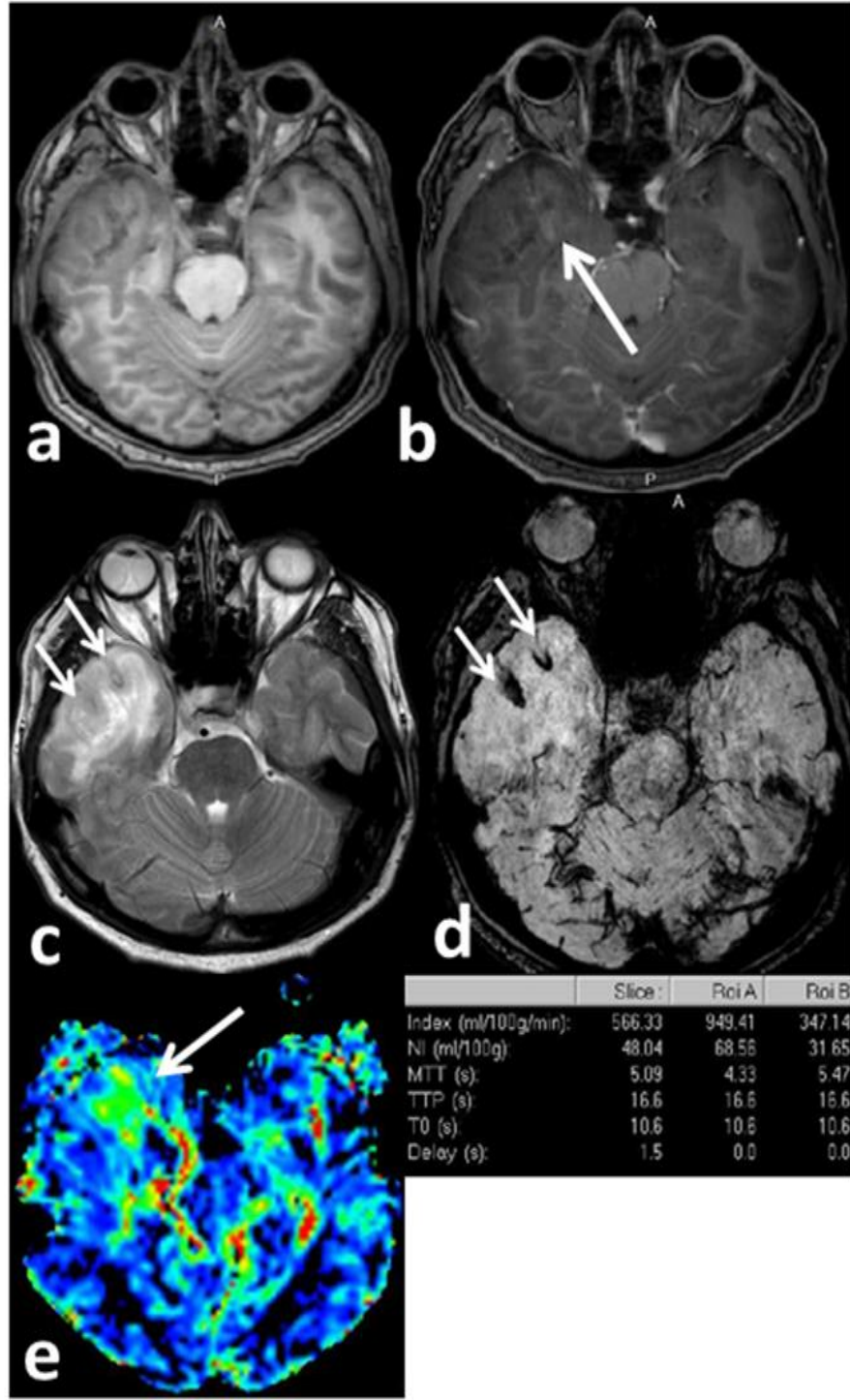
## OLGU ÖRNEKLERİ



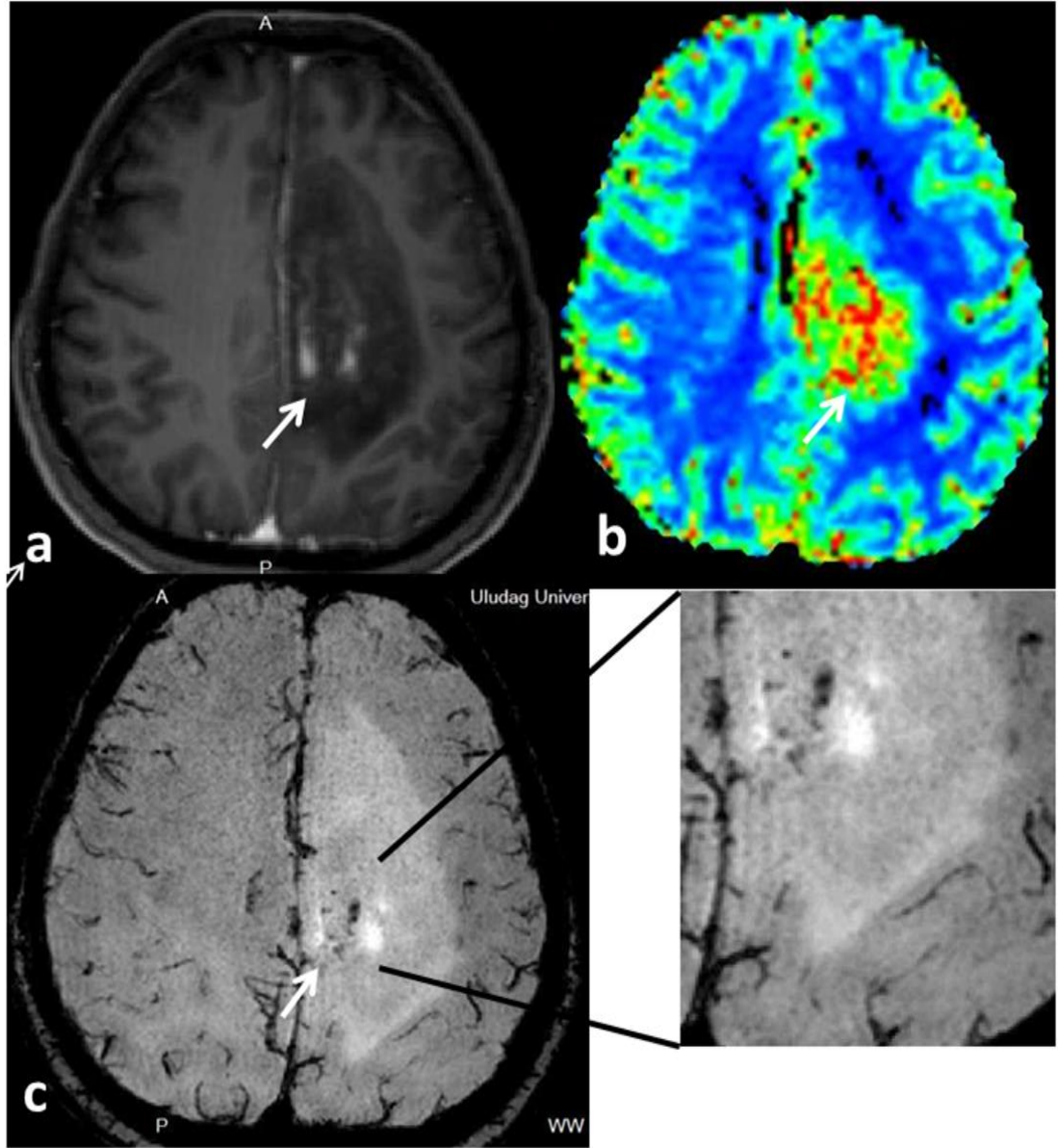
**Şekil-31:** 37 yaşında erkek (hasto no: 29), sağ frontal lobda WHO grade 2 oligodendrogliom. SWI grade 0. **a,b)** Kontrastsız ve kontrastlı T1 ağırlıklı imajlarda lezyonun belirgin kontrast tutulumu yok. **c,d)** Lezyon T2 ve FLAIR incelemede hiperintens izleniyor, lezyon çevresinde ödem var. **e)** Lezyonda hiperperfüzyon bulgusu yok. **f)** SWI incelemede lezyon içerisinde ITSS yok.



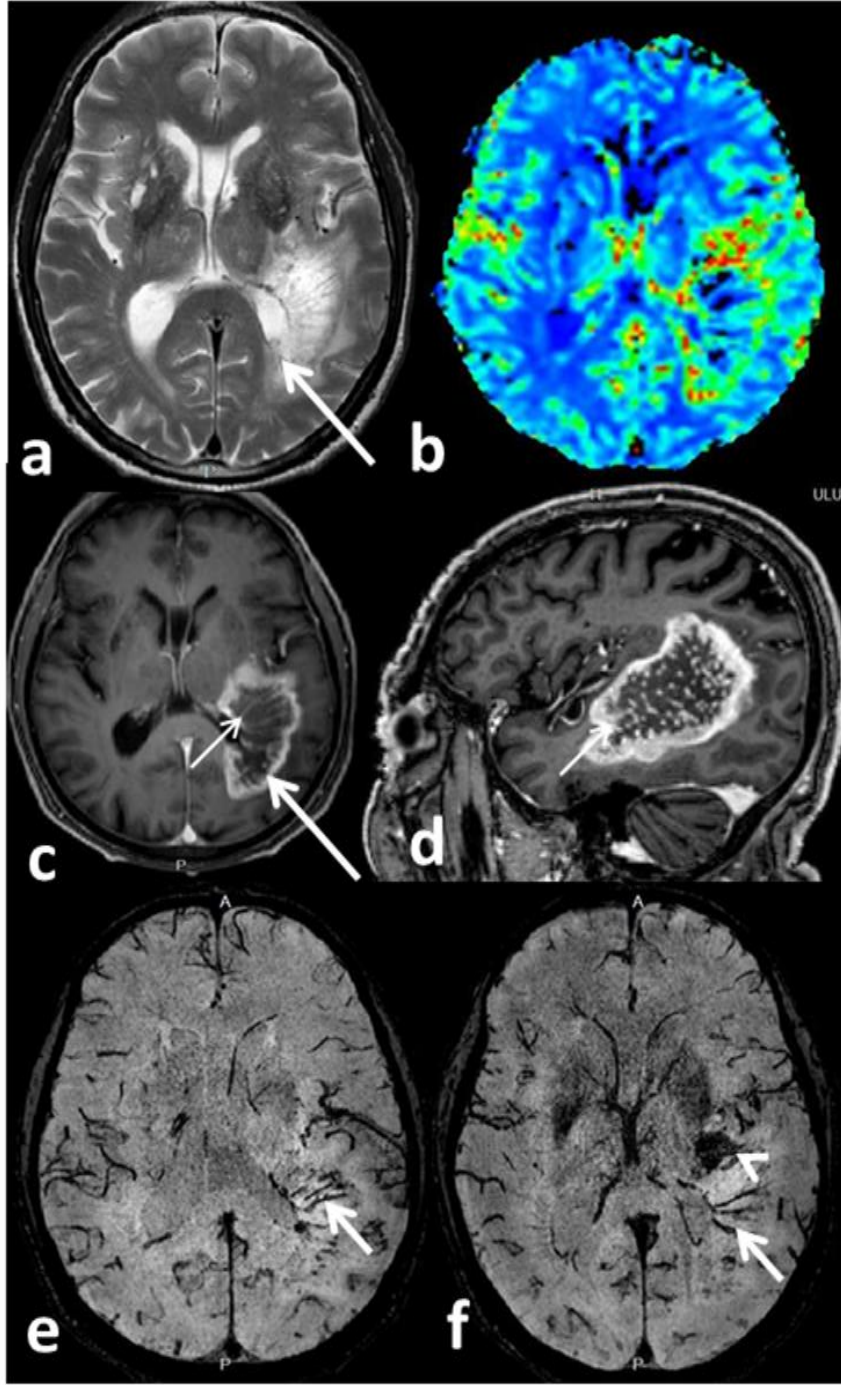
**Şekil-32:** 59 yaşında erkek (hasta no: 27), sağ frontal lobda WHO grade 2 oligodendrogliom, SWI grade 1. **a,c)** Kontrastsız ve kontrastlı T1 ağırlıklı inceleme, lezyonun medial kesiminde çok hafif kontrast tutulumu var (oklar). **b)** T2 ağırlıklı incelemede lezyon hiperintens, çevresinde belirgin ödem yok. **d)** CBV haritası, lezyonda hiperperfüzyonla uyumlu renk değişikliği, rCBV değeri 2,32 **e)** SWI incelemede lezyon medial kesiminde vasküler yapıya ait ITSS (ok).



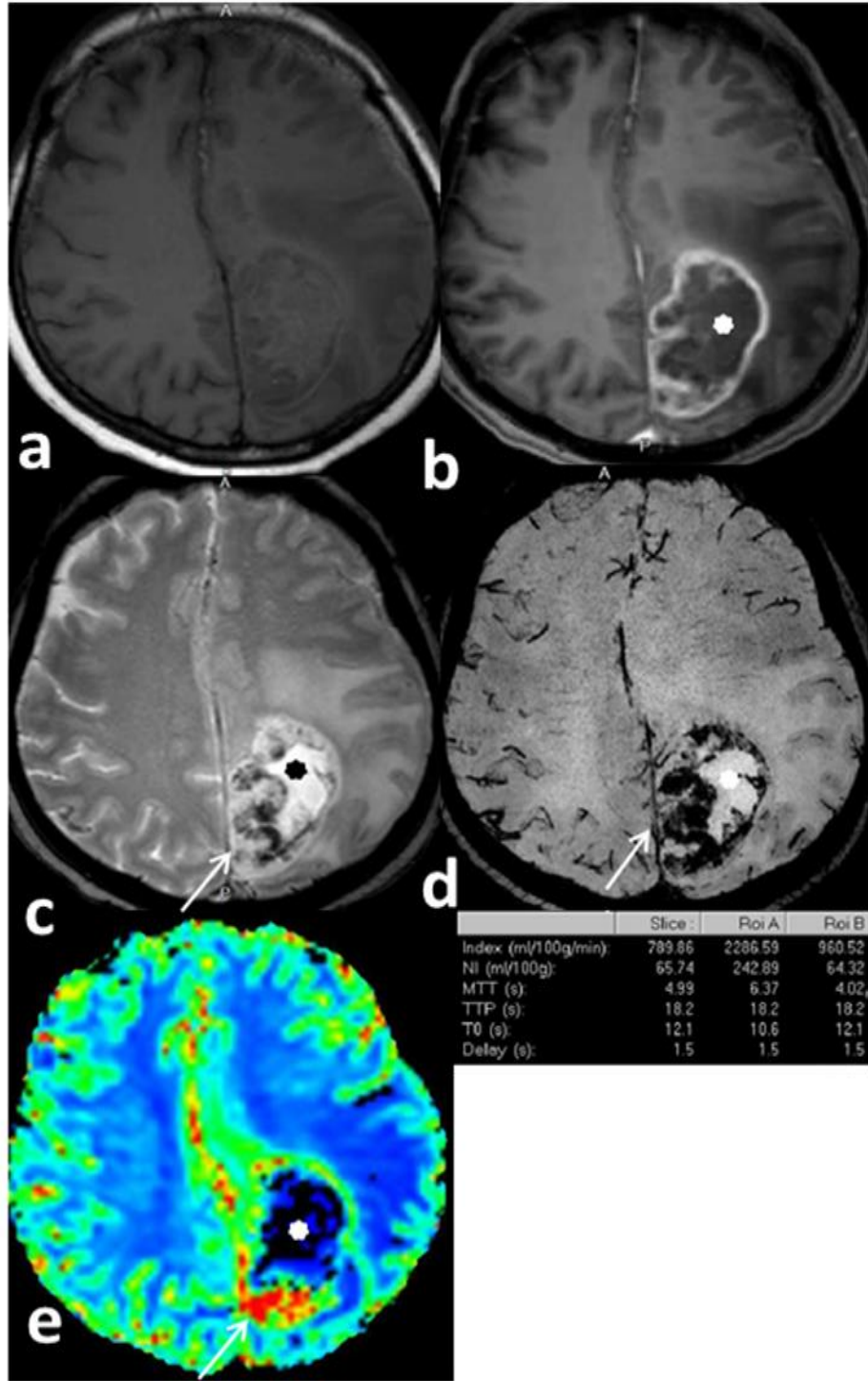
**Şekil-33:** 41 yaşında erkek (hasta no: 28), sağ temporal lobda WHO grade 2 oligodendrogliom. SWI grade 1. **a,b)** Kontrastsız ve kontrastlı T1 inceleme, lezyon medialinde hafif heterojen kontrast tutulumu. **c)** T2 ağırlıklı incelemede lezyon heterojen hiperintens izleniyor. Lezyon içerisinde 2 adet hipointens kalsifikasyonla uyumlu sinyal izleniyor (oklar). **d)** SWI incelemede T2 ağırlıklı incelemede görülen hipointens alanlar daha net bir şekilde görülüyor (oklar). **e)** CBV haritasında hiperperfüzyon bulguları izlenmekte, rCBV: 2.125 olarak ölçüldü. **NI:**CBV.



**Şekil-34:** 46 yaşında kadın (hasta no: 31), sol frontotemporal bölgede WHO grade 2 astrositom. SWI grade 2. **a)** Tümör santral kesiminde noktasal tarzda kontrast tutulumu var (ok). **b)** Tümör santralinde perfüzyon artışı olup (ok), rCBV değeri 2,15 ölçüldü. **c)** SWI incelemede tümör santralinde 6-7 adet ITSS (ok).



**Şekil-35:** a) 72 yaşında erkek (hasta no: 16), sol temporopariyetal lobda glioblastom. SWI grade 3. b) CBV haritası, tümörün periferinde halkasal tarzda hiperperfüzyon, santralinde nekrozla uyumlu hipoperfüzyon alanı. c ve d) T1 ağırlıklı kontrastlı aksiyal ve sagittal inceleme, tümörde halkasal ve santralinde çizgisel kontrast tutulumu var (oklar). Tümör içi yoğun vaskülarite net olarak görülüyor (ince oklar). e ve f) SWI minIP tekniği, tümör içi vaskülarite T1'e göre daha az olmakla birlikte görülüyor (oklar), tümör anteriorunda nekroz ve kronik dönem kanamaya bağlı olduğu düşünülen konglomere ITSS görülüyor (ok başı).



**Şekil-36:** 61 yaşında kadın (hasta no: 4), sol oksipital yerleşimli glioblastom. SWI grade 3. **a,b,c)** Tümör periferinden kontrast tutuyor. Santralinde nekrozla uyumlu kistik alan izlenmekte (yıldız). T2 ağırlıklı incelemede kronik dönem kan ürünleri ile uyumlu hipointens sinyal (ok). **d)** SWI incelemede kitlenin periferinde yoğun konglomere olmuş hipointens sinyal (ITSS) izleniyor. **e)** CBV haritasında lezyonun posteriorunda hiperperfüzyon alanı izleniyor (ok). Lezyon santralinde nekrozla uyumlu hipoperfüzyon görülmekte (yıldız).



## TARTIŞMA VE SONUÇ

Venous BOLD sekansı, konvansiyonel T1, T2, Pd ağırlıklı sekanslardan farklı olarak, dokular arası manyetik duyarlılık farklılığını kontrast olarak kullanan, 3D yüksek rezolüsyonlu, T2\* ağırlıklı, GRE sekansıdır. Venous BOLD sekansı susceptibilty ağırlıklı bir sekans olduğu için SWI olarak adlandırılabilir. Vasküler yapılar içerisindeki paramanyetik özellik gösteren deoksihemoglobin kontrast olarak kullanılır. Deoksihemoglobin T2\* zamanını kısaltır ve hipointens sinyal oluşturur. SWI sekansının konvansiyonel MR sekanslarından diğer önemli bir farkı da filtrelenmiş faz imajların kullanılmasıdır. Filtrelenmiş faz imajlar sayesinde diamanyetik ve paramanyetik özellik gösteren doku ve lezyonlar birbirinden ayrılabilir. MinIP tekniği kullanılarak MR anjiyo yöntemlerindeki gibi büyük damarlar ve ek olarak küçük intraparakimal venöz yapılar görüntülenebilir (1,2,23).

İnceleme süresinin uzun olması nedeni ile SWI günümüzde hala rutin nöroradyoloji pratiğine girmemiş olmasına rağmen, 3T MR sistemi kullanan merkezlerde kullanımı giderek artmaktadır. 3T cihaz, 32 kanal baş koili ve paralel görüntüleme yöntemleri sayesinde CNR istenen seviyelere ulaşmış ve görüntüleme süreleri makul seviyelere indirilmiştir. 3T sistemler sayesinde faz farklılıkları daha belirgin hale gelmekte ve daha kısa TE sürelerine ihtiyaç duyulmaktadır (12,16,23). Bu çalışmada 3T cihaz, 32 kanal kranial koil ve paralel görüntüleme yöntemi olarak sensivity encoding (SENSE) kullanıldı. SENSE yönteminin diğer bir faydası manyetik susceptibilite artefaktını azaltmasıdır (36). İncelenecek bölge büyüklüğüne bağlı değişmekle birlikte sekans süresi 6-7 dakikadır.

SWI birçok nörodejeneratif hastalıkta, vasküler anomalilerde, tümör tanı ve gradelemesinde kullanılabilen son derece yararlı bir tekniktir. Faz imajlar sayesinde, birçok nörodejeneratif hastalıkta ve MS plaklarında görülebilen beyindeki demir birikimi gösterilebilmektedir. SWI minIP reformat imajlar kullanılarak iskemik inme eşlik edebilen, konvansiyonel

sekanslarda saptanamayan mikrohemorajiler gösterilebilir. Venöz sinüs trombüsünün yeri ve trombüs proksimalinde belirginleşmiş kollateral venler ortaya konabilmektedir (1,22). SWI sekansı kullanılarak tümörlerin içyapısı hakkında diğer sekanslardan çok daha fazla bilgi edinilebilir. Bu bilgiler kullanılarak lezyon karakterizasyonuna katkıda bulunulabilir, tümör içi vaskülarite operasyon şekli ve biyopsi için yol gösterici olabilir. FLAIR sekansına benzer şekilde peritümöral ödemi gösterebilir (1,23,26).

Kontrastlı SWI tekniği ile yapılan çalışma sayısı sınırlıdır. Kontrast kullanımının diagnostik katkısı tartışmalıdır. Park ve ark. kontrast kullanımı ile ekstra bir katkı sağlanmadığını ve kontrastsız SWI incelemenin kontrast kullanımının sakıncalı olduğu durumlarda alternatif olabileceğini belirtmiştir (15). Diğer taraftan kontrast kullanımının KBB yıkımına spesifik olabileceğini belirten çalışmalar vardır (16). SWI sekansında kontrast kullanımına bağlı intensite değişikliğinin mekanizması kesin değildir. Mittal ve ark. kontrastlı ve kontrastsız inceleme ile ITSS'nin hemorajiden mi vasküler yapılardan mı kaynaklandığının anlaşılabilmesini belirtmişlerdir (1). Kontrast kullanımı ile T1 süresinin kısalacağı, ekstra faz şifti oluşacağı ve buna bağlı olarak SWI sekans süresinin kısalacağını belirten çalışmalar vardır (17). Ancak sekans sürelerinin standart olması nedeni ile kontrastlı incelemelerde zaman kazancı rutin kullanımda sağlanamamaktadır.

Tümörlerin preoperatif olarak karakterizasyonu ve gradelendirilmesi tedavi şeklini belirlemede, operasyon planında, biyopsi yapılacak tümör segmentinin belirlenmesinde oldukça önemlidir. Preoperatif gradelendirmede perfüzyon MR, MR spektroskopi ve difüzyon MR gibi değişik MR teknikleri kullanılmaktadır. Glial tümörlerin gradelemesinde, heterojenite, kontrast tutulumu, kistik içerik ya da nekroz, artmış kolin-kreatin oranı, CBV değerleri gibi parametreler kullanılmaktadır. Tümör grade'i her zaman üniform değildir, alınan biyopsi heterojen iç yapılı bir tümörde, yanlışlıkla düşük ya da yüksek grade tanısını koydurabilir ancak MR tetkiki ile tümör içeriği global olarak değerlendirilebilir (23,25,32). Tümör lokalizasyonu nedeni ile operasyon ve biyopsi yapılması riskli olan hasta gruplarında tümörlerin radyolojik olarak gradelenmesi tek seçenek olabilir (20).

SWI sekansı kullanılarak yapılan çalışmalarda, lezyon karakterizasyonu ve glial tümör gradelemesinde değişik yöntemler kullanılmıştır (1,15,16,23,25-27). Mittal ve ark. artmış kolin-kreatin oranı ve artmış rCBV değerleri ile SWI sekansı ile gösterilen tümör içi kanama arasında korelasyon olduğunu belirtmişlerdir (1). Löbel ve ark. diffüz intrinsik pontin gliomlarda, intratümöral hemorajiyi göstermede SWI'nın T2\* GRE sekansından üstün olduğunu, SWI ile intratümöral kanama ve kalsifikasyonun ayrılabilirliğini, magnitud imajlarda kanama gibi hipointens görülen nekroz alanının manyetik susceptibility etkisinin az olması nedeni ile faz imajlar kullanılarak ayırt edilebileceğini bildirmişlerdir (37). SWI ile saptanan intratümöral vaskülarite ve kanama ile tümör grade'i arasında güçlü bir ilişki vardır (23).

Pinker ve ark. glial tümörleri ITSS sıklığına göre kalitatif olarak gradelemiş, pozitron-emisyon tomografi (PET) ve patolojik grade ile karşılaştırmıştır. SWI grade, PET ve altın standart olan histopatolojik grade arasında pozitif yönde korelasyon olduğunu bildirmiştir (25). Li ve ark. 22 astrositom ile yaptıkları çalışmada, SWI ile intratümöral kanama ve vaskülariteye ait ITSS sayılarını karşılaştırmış ve yüksek grade tümörlerde ITSS sayısının düşük gradelilere oranla anlamlı derecede yüksek olduğunu belirtmiştir (23). Hori ve ark. glial tümörleri, ITSS varlığı ve çapına göre (konvansiyonel susceptibility grade), ITSS'nin tümör alanına oranına göre ve ITSS kaynağını oluşturan dominant dokuya göre (hemoraji ya da vaskülarite) göre gradelemiştir. Konvansiyonel susceptibility gradelemesiyle yapılan analizde düşük grade-yüksek grade glial tümörler arasında istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. ITSS'nin tümör alanına oranı ve dominant ITSS kaynağına göre yapılan sınıflandırmada düşük grade-yüksek grade glial tümörler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğunu bildirmiştir (16).

Kim ve ark. çalışmalarında 64 intraaksiyel lezyonu incelemişler ve ITSS sayısına göre lezyonları gradelemişlerdir. İncelenen 25 glioblastomun tamamında ITSS görülürken; nontümöral 12 lezyonda (3 tümefaktif MS, 9 inflamatuvar granülomatozis) ve 7 lenfomada ITSS saptanmadığını belirtmişlerdir. Glioblastomların ITSS grade'i metastazlardan yüksek

bulunmuştur. ITSS grade 3'e göre yapılan analizlerde yüksek grade gliomların, diğer lezyonlardan %84,6 özgüllük ile ayrıldığını saptamışlardır (26). Park ve ark. benzer bir çalışmada 48 glial (32 yüksek grade, 16 düşük grade) 25 nonglial (15 metastaz, 7 lenfoma, 3 santral nöristom), toplam 73 intraaksiyel tümör ile yaptıkları çalışmada, ITSS sayısına göre tümörleri dört gradeye ayırmışlardır. Kim ve ark. çalışmasına benzer şekilde, 25 GBM'nin hepsinde ITSS görülürken, 16 düşük grade glial tümör ve 7 lenfomada ITSS görülmemiştir. Metastazlarda ITSS görülmüş ancak ITSS grade'i GBM'lerden düşük bulunmuştur. ITSS sayısına göre gradeleme ile glial tümör gradelenebileceğini ve metastaz GBM ayırımının yapılabileceğini belirtmişlerdir (27).

Park ve ark. 41 diffüz astrositom (12 düşük grade, 7 anaplastik astrositom, 22 GBM) ile yaptıkları çalışmada, glial tümörleri ITSS sayısına göre dört grade'e ayırmışlardır. 22 GBM'nin tamamında ITSS saptanırken, 12 düşük grade tümörün hiçbirinde ITSS saptanmamıştır. ITSS sayısına göre yapılan grade ile patolojik grade ve rCBV arasında pozitif yönde güçlü korelasyon bulmuşlardır. ITSS yoğunluğu ile rCBV'nin enyüksek olduğu tümör segmenti (rCBVmaks) arasında birebir uyum olmadığını belirtmişlerdir. ITSS'leri morfolojilerine göre, konglomere ince lineer; karışık noktasal ve ince lineer olarak sınıfladıklarında, karışık noktasal ve ince lineer ITSS yoğunluğu ile rCBVmaks arasında kısmen uyum olduğunu belirtmişlerdir (15).

Bu çalışmada Park ve ark. çalışmasına benzer şekilde glial tümörleri 4 grade'e ayırdık. SWI grade ile patolojik grade arasında pozitif yönde güçlü korelasyon saptanmıştır. ITSS'leri morfolojilerine göre sınıflandırmadığımız için ITSS ile rCBVmaks arasındaki ilişki araştırılmadı. Ancak ITSS'nin morfolojik olarak sınıflandırması kalitatif bir yöntem gibi durmaktadır.

Artmış CBV değerleri anjiyogenezis ve artmış metabolik aktivitenin göstergesidir. Günümüzde preoperatif tümör değerlendirmesinde perfüzyon MR inceleme ve CBV değerleri ile yapılan tümör gradelendirmesi en önemli MR yöntemidir (15,38,39). Ayrıca glial tümör gradelemede SWI ve perfüzyon incelemenin birbirine paralel sonuçlar verdiğini belirten çalışmalar vardır. Park ve ark. yaptıkları çalışmada SWI ile yapılacak değerlendirmenin

oligodendrogliomların gradelemesinde perfüzyon MR'dan daha faydalı bilgiler verebileceğini belirtmiştir (27). Düşük ve yüksek grade glial tümör ayrımı için rCBV değerleri ile yapılan birçok çalışmada değişik eşik değerler belirtilmiştir. Kesin bir eşik değer olmamakla birlikte 1,75-2.00 kabul edilebilir (38-41). Çalışmamızda eşik değer 2,21 olarak hesaplandı. Bu değer ile %94,7 duyarlılık ve %91,7 özgüllük ile glial tümörler düşük-yüksek grade olarak sınıflandırılabilir. Bu çalışmada eşik değerinin görece yüksek olması düşük grade glial tümörlerin çoğunun oligodendrogliom olmasına bağlı olabilir. Değişik eşik değerler olmakla birlikte kantitatif olarak rCBV değerinin hesaplanması perfüzyon MR tekniğinin tercih edilme sebebi olabilir. Bu çalışmada rCBV eşik değerine göre yapılan gradeleme ile SWI gradeleme arasında pozitif yönde güçlü korelasyon bulunmuştur.

SWI sekansı yeni bir sekanstır. SWI sinyalinin kompleks olması (faz imajlar ayrıca işlenir) kullanıcılar tarafından kolayca kavranamaması, iş istasyonunda veriler işlenirken seçilen parametrelerin standart olmaması nedeni ile lezyonların değerlendirilmesi subjektif olabilir (16). SWI incelemesinin standart kesit kalınlığı ile oluşturulan minIP imajlar üzerinden yapılması faydalı olabilir.

Tümör içi nekroz alanları da SWI incelemede hipointens görülmekte ve kronik dönem kan ürünleri ile ayrımı net olarak yapılamamaktadır. Park ve ark. ITSS kaynağının sebeplerinden birinin de mikro ya da makro nekroz alanları olduğunu belirtmişlerdir (15). Löbel ve ark. çalışmalarında bu ayrımın yapılabildiğini belirtmiştir (37). Biz kendi pratiğimizde bu ayrımı her vakada kesin bir şekilde yapamadık bunun sebebi faz filtreleme yapamadığımız için faz imajlardan yeterince faydalanamamamız olabilir. Ancak hem intratümöral hemoraji hem de nekroz tümörün grade'inin yüksek olduğunu gösteren parametreler olduğu için ayrım yapmak çok önemli olmayabilir. Düşük grade glial tümörlerde, özellikle de oligodendrogliomlarda kalsifikasyon görülebilir. Tümör gradelendirmesi yaparken kalsifikasyonun faz imajlar ya da BT ile dışlanması gerekir. Bizim çalışmamızda yalnızca bir oligodendrogliom olgusunda Bilgisayarlı Tomografi (BT) ile tespit edilmiş intratümöral kalsifikasyon vardı (hasta no: 28 ).

Çalışmamızın bazı limitasyonları bulunmaktadır; Çalışmaya alınan hasta sayısı azdır. Hasta grubunun çoğunluğunu grade 2 ve 4 tümörler oluşturmaktadır, grade 3 tümör sayısı yeterli değildir. SWI grade ile patolojik grade arasındaki korelasyonun bu kadar güçlü olması bu duruma bağlı olabilir. Daha fazla hasta ile yapılacak çalışmalar özellikle grade 2-3 ayırımındaki etkinliğin belirlenmesinde faydalı olabilir. Düşük grade tümör grubunun homojen olmaması, çoğunun oligodendrogliom olması (12 düşük grade tümörün 10'u) ayrı bir limitasyondur. Düşük grade oligodendrogliomların astrositomlara göre daha sık kistik ve kalsifik içeriğe sahip olabileceği bilinmektedir. Düşük grade oligodendrogliomların perfüzyon değerlerinin düşük grade astrositomlardan daha yüksek olduğunu bildiren çalışmalar vardır (42).

Bu çalışmada kullandığımız grade sistemi ITSS sayısına göre olup semikantitatif gradelemeye olanak sağlasa da konglomere olmuş birbiri ile birleşmeye meyilli ITSS'lerin sayılmasında zorluk oluşmakta ve bazen sayılamamaktadır. Hori ve ark. tarafından tanımlanan herhangi bir kesitteki ITSS miktarının tümöre oranı ile yapılan grade sistemi kullanılarak bu sorun çözülebilir (16).

Sonuç olarak glial tümörlerin preoperatif gradelendirilmesinde SWI inceleme oldukça yararlı bilgiler verebilir. SWI grade ile patolojik grade ve rCBV arasında güçlü bir ilişki vardır. SWI tümör değerlendirmesinde perfüzyon MR ile birlikte kullanılabilir. Kontrast kullanımının kontrendike olduğu durumlarda kontrastsız SWI ile değerlendirme yapılabilir.

## KAYNAKLAR

1. Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Haacke EM. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 2. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009;30:232-52.
2. Haacke EM, Mittal S, Wu Z, Neelavalli J, Cheng YC. Susceptibility-weighted imaging: technical aspects and clinical applications, part 1. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009;30:19-30.
3. Plewes DB, Kucharczyk W. Physics of MRI: a primer. *J Magn Reson Imaging.* 2012;35:1038-54.
4. Pooley RA. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: fundamental physics of MR imaging. *Radiographics.* 2005;25:1087-99.
5. Schenck JF. The role of magnetic susceptibility in magnetic resonance imaging: MRI magnetic compatibility of the first and second kinds. *Med Phys.* 1996;23:815-50.
6. Mathur R, Vré R. Biomedical implications of the relaxation behaviour of water related to NMR imaging *Br J Radiol.* 1984. p. 955–76.
7. Haacke EM, Cheng NY, House MJ, et al. Imaging iron stores in the brain using magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging.* 2005;23:1-25.
8. Hood MN, Ho VB, Smirniotopoulos JG, Szumowski J. Chemical shift: the artifact and clinical tool revisited. *Radiographics.* 1999;19:357-71.
9. Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM. Principles, techniques, and applications of T2\*-based MR imaging and its special applications. *Radiographics.* 2009;29:1433-49.
10. Eriksson S. A study of susceptibility-weighted MRI including a comparison of two different implementations (Master tezi). Lund, İsveç: Lund Üniversitesi; 2011.
11. Wang Y, Yu Y, Li D, et al. Artery and vein separation using susceptibility-dependent phase in contrast-enhanced MRA. *J Magn Reson Imaging.* 2000;12:661-70.
12. Nair JR, Van Hecke W, De Belder F, et al. High-resolution susceptibility-weighted imaging at 3 T with a 32-channel head coil: technique and clinical applications. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;195:1007-14.
13. Haacke EM, Xu Y, Cheng YC, Reichenbach JR. Susceptibility weighted imaging (SWI). *Magn Reson Med.* 2004;52:612-8.
14. Xu Y, Haacke EM. The role of voxel aspect ratio in determining apparent vascular phase behavior in susceptibility weighted imaging. *Magn Reson Imaging.* 2006;24:155-60.
15. Park MJ, Kim HS, Jahng GH, et al. Semiquantitative assessment of intratumoral susceptibility signals using non-contrast-enhanced high-field high-resolution susceptibility-weighted imaging in patients with gliomas: comparison with MR perfusion imaging. *AJNR Am J Neuroradiol.* 2009;30:1402-8.
16. Hori M, Mori H, Aoki S, et al. Three-dimensional susceptibility-weighted imaging at 3 T using various image analysis methods in the

- estimation of grading intracranial gliomas. *Magn Reson Imaging*. 2010;28:594-8.
17. Noebauer-Huhmann IM, Pinker K, Barth M, et al. Contrast-enhanced, high-resolution, susceptibility-weighted magnetic resonance imaging of the brain: dose-dependent optimization at 3 tesla and 1.5 tesla in healthy volunteers. *Invest Radiol*. 2006;41:249-55.
  18. Smirniotopoulos JG, Murphy FM, Rushing EJ, Rees JH, Schroeder JW. Patterns of contrast enhancement in the brain and meninges. *Radiographics*. 2007;27:525-51.
  19. Sehgal V, Delproposto Z, Haddar D, et al. Susceptibility-weighted imaging to visualize blood products and improve tumor contrast in the study of brain masses. *J Magn Reson Imaging*. 2006;24:41-51.
  20. Hakyemez B, Erdogan C, Ercan I, et al. High-grade and low-grade gliomas: differentiation by using perfusion MR imaging. *Clin Radiol*. 2005;60:493-502.
  21. Thomas B, Somasundaram S, Thamburaj K, et al. Clinical applications of susceptibility weighted MR imaging of the brain - a pictorial review. *Neuroradiology*. 2008;50:105-16.
  22. Ropele S, de Graaf W, Khalil M, et al. MRI assessment of iron deposition in multiple sclerosis. *J Magn Reson Imaging*. 2011;34:13-21.
  23. Li C, Ai B, Li Y, Qi H, Wu L. Susceptibility-weighted imaging in grading brain astrocytomas. *Eur J Radiol*. 2010;75:e81-5.
  24. Bagley LJ, Grossman RI, Judy KD, et al. Gliomas: correlation of magnetic susceptibility artifact with histologic grade. *Radiology*. 1997;202:511-6.
  25. Pinker K, Noebauer-Huhmann IM, Stavrou I, et al. High-resolution contrast-enhanced, susceptibility-weighted MR imaging at 3T in patients with brain tumors: correlation with positron-emission tomography and histopathologic findings. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2007;28:1280-6.
  26. Kim HS, Jahng GH, Ryu CW, Kim SY. Added value and diagnostic performance of intratumoral susceptibility signals in the differential diagnosis of solitary enhancing brain lesions: preliminary study. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2009;30:1574-9.
  27. Park SM, Kim HS, Jahng GH, Ryu CW, Kim SY. Combination of high-resolution susceptibility-weighted imaging and the apparent diffusion coefficient: added value to brain tumour imaging and clinical feasibility of non-contrast MRI at 3 T. *Br J Radiol*. 2010;83:466-75.
  28. Lupo JM, Chuang CF, Chang SM, et al. 7-Tesla susceptibility-weighted imaging to assess the effects of radiotherapy on normal-appearing brain in patients with glioma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012;82:e493-500.
  29. Zaharchuk G. Theoretical basis of hemodynamic MR imaging techniques to measure cerebral blood volume, cerebral blood flow, and permeability. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2007;28:1850-8.
  30. Knopp EA, Cha S, Johnson G, et al. Glial neoplasms: dynamic contrast-enhanced T2\*-weighted MR imaging. *Radiology*. 1999;211:791-8.
  31. Petrella JR, Provenzale JM. MR perfusion imaging of the brain: techniques and applications. *AJR Am J Roentgenol*. 2000;175:207-19.
  32. Şentürk S, Oğuz K, Cila A. Kafa içi tümörlerin dinamik, kontrastlı, duyarlılık ağırlıklı perfüzyon görüntülemesi: 3T MR cihazı kullanılarak yapılan bir çalışma. *Diagn Interv Radiol* 2009; 15:3-12.



33. Blackburn D, Sargsyan S, Monk PN, Shaw PJ. Astrocyte function and role in motor neuron disease: a future therapeutic target? *Glia*. 2009;57:1251-64.
34. Louis DN, Ohgaki H, Wiestler OD, et al. The 2007 WHO classification of tumours of the central nervous system. *Acta Neuropathol*. 2007;114:97-109.
35. Osborn AG BI, Salzman KL, Katzman GL, Provenzale J, Castillo M et al. *Diagnostic Imaging Brain*. Utah: Amirsys Inc, 2004.
36. Sarlls JE, Pierpaoli C. Diffusion-weighted radial fast spin-echo for high-resolution diffusion tensor imaging at 3T. *Magn Reson Med*. 2008;60:270-6.
37. Löbel U, Sedlacik J, Sabin ND, et al. Three-dimensional susceptibility-weighted imaging and two-dimensional T2\*-weighted gradient-echo imaging of intratumoral hemorrhages in pediatric diffuse intrinsic pontine glioma. *Neuroradiology*. 2010;52:1167-77.
38. Al-Okaili RN, Krejza J, Wang S, Woo JH, Melhem ER. Advanced MR imaging techniques in the diagnosis of intraaxial brain tumors in adults. *Radiographics*. 2006;26 Suppl 1:S173-89.
39. Al-Okaili RN, Krejza J, Woo JH, et al. Intraaxial brain masses: MR imaging-based diagnostic strategy--initial experience. *Radiology*. 2007;243:539-50.
40. Emblem KE, Nedregard B, Nome T, et al. Glioma grading by using histogram analysis of blood volume heterogeneity from MR-derived cerebral blood volume maps. *Radiology*. 2008;247:808-17.
41. Law M, Yang S, Wang H, et al. Glioma grading: sensitivity, specificity, and predictive values of perfusion MR imaging and proton MR spectroscopic imaging compared with conventional MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2003;24:1989-98.
42. Cha S, Tihan T, Crawford F, et al. Differentiation of low-grade oligodendrogliomas from low-grade astrocytomas by using quantitative blood-volume measurements derived from dynamic susceptibility contrast-enhanced MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2005;26:266-73.

## TEŞEKKÜR

Tez danıőmanım Prof. Dr. Bahattin Hakyemez'e ve tezimin tüm aőamalarında bana destek veren Düzce Üniversitesi Tıp Fakóltesi Radyoloji Anabilim dalı öğretim üyesi Yrd. Doç. Dr. Ramazan Büyökkaya'ya, uzmanlık eğitimim boyunca bizlerden bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Ercan Tuncel, Prof. Dr. Müfit Parlak, Prof. Dr. Gürsel Savcı, Prof. Dr. Uđur Topal, Prof. Dr. Zeynep Yazıcı, Prof. Dr. Cüneyt Erdoğan, Doç. Dr. Naile Bolca Topal, Doç. Dr. Gökhan Gökalp'e teşekkür ve saygılarımı sunarım. Ayrıca, tez çalıőmama büyük katkılar sağlayan, birlikte çalıőtıđım araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve tüm radyoloji personeline, beni her zaman gönülden destekleyen eőim Selva'ya, bu günlere gelmemde büyük emekleri olan, her türlü fedakârlığı ve özveriyi gösteren, çabalarının karşılığını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim baőta rahmetli babam ve canım anneme, fedakar ve hoőgörölü kardeőlerime sonsuz minnet ve teőekkürler.

## ÖZGEÇMİŞ

1982'de Kayseri'nin Yahyalı ilçesinde doğdum, İlköğrenimimi Çubuklu Köyü ilkokulu ve Yahya Gazi lisesinde, lise öğrenimi Kırşehir Anadolu Öğretmen lisesinde tamamladım. 2000 yılında İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesine başladım ve 2008 yılında mezun oldum. 2008'de Trakya Tıp Fakültesi Histoloji A.D.'de araştırma görevlisi olarak 8 ay çalıştım. 2009'da Yahyalı Devlet Hastanesi acil servisinde 3 ay görev yaptım. 2009 Eylül ayında Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji A.D.'de araştırma görevlisi olarak işe başladım, halen bu kurumda çalışmaktayım.