

MRG’de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit 

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- MRG’de temel akım fenomenleri
- Geleneksel ve daha yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemleri
- Kontrastlı MR anjiyografi yöntemleri
- Farklı MR anjiyografi yöntemlerinin kontrast mekanizmaları, güçlü ve zayıf yönleri, klinik uygulama alanları

Yiğit H. MRG’de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi. Trd Sem 2020; 8: 214-229.

GİRİŞ

Manyetik Rezonans Görüntüleme’de (MRG) akan kan ya da beyin omurilik sıvısında olduğu üzere hareketli olan protonlar, durağan protonlara göre farklı kontrast özellikleri gösterirler. Akımın özelliği ve kullanılan görüntüleme sekansının teknik parametreleri oluşan sinyali etkiler. Sinyali etkileyen akım özellikleri akımın hızı, akım tipi (tıkaç, laminar, türbülant, girdap akım) ve akım yönüdür. Sekansın türü (spin eko, gradient eko, inversion recovery), damarın yer aldığı kesitin diğer kesitlere göre pozisyonu, kontrast (TR, TE), multi-eko sekanslarda çift ya da tek numaralı eko, kesit kalınlığı, flip açısı, gradient gücü ve rise time akımı etkileyen teknik parametrelerdendir. Ayrıca akım kompensasyonu, uzaysal pre-satürasyon ve kardiyak tetikleme gibi ek görüntüleme opsiyonları da oluşan sinyali etkiler [1]. Bu faktörlere bağlı olarak hareketli protonların MRG’de

iki önemli sonucu olur. Bunlardan ilki akıma bağlı sinyal oluşumu ya da akıma bağlı sinyal kaybıdır ve günlük pratikte bu özelliklerden MR anjiyografi ya da siyah kan görüntüleme olarak yararlanılır. Hareketli protonlar ayrıca görüntülerde akıma bağlı artefaktlara neden olur ve bunu gidermeye yönelik akım kompensasyon ya da pre-satürasyon gibi artefakt giderici teknikler kullanılır [2].

Bu yazıda MRG’deki iki temel akım fenomeni ve ilgili anjiyografik yöntemlerin yanı sıra daha yeni kontrastsız MR anjiyografi teknikleri ve kontrastlı MR anjiyografi tekniklerine ait temel fizik prensipler, kontrast mekanizmaları, güçlü ve zayıf yönleri ile klinik uygulama alanları özetlenmektedir.

MRG’de time-of-flight (TOF) ve faz etkileri olmak üzere iki temel akım fenomeni tanımlanmıştır. Bu iki fenomenle ilgili iki temel kontrastsız MR anjiyografi tekniği TOF MR anjiyografi ve faz kontrast MR anjiyografidir [3].

TIME-OF-FLIGHT (TOF) FENOMENİ

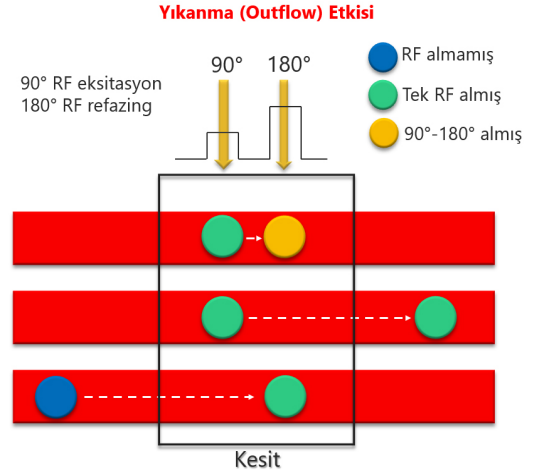
Time-of-flight (TOF) hareketli spinlerin yer değiştirmesi esasına dayanır ve adından da anlaşılacağı üzere hareketli spinlerin kesit içerisinde kaldığı süre ile ilgili bir fenomendir. TOF etkisi yüksek akım hızına bağlı sinyal kaybı (yıkanma/outflow etkisi) ya da akıma bağlı parlaklaşma (giriş kesiti fenomeni/inflow etkisi) olmak üzere iki farklı şekilde görülür [1].

Şekil 1'de yıkanma (outflow) etkisinin mekanizması bir spin eko sekansında gösterilmiştir (Video 1. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Spin eko sekansında bir spinin kesitte sinyal oluşturabilmesi için hem 90° radyofrekans (RF) eksitasyon hem de 180° RF refazing pulsunu alması gerekmektedir. Durağan ya da yeterince yavaş hareket eden spinler her iki pulsu da alarak sinyal oluştururken yeterince hızlı olduklarından bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalan spinler sinyal oluşturamaz ve bu şekilde yıkanma (outflow) etkisi olarak adlandırılan sinyal kaybı oluşur [4]. Akım ne kadar hızlı olursa spinlerin her iki RF pulsuna maruz kalma riski o kadar düşecektir. Sonuçta akım hızı arttıkça TOF etkisi artacaktır [3].

Temel MR fiziğinden hatırlanacağı üzere 180° RF refazing pulsu TE süresinin yarısında uygulanır. TE süresinin artmış olması 180° RF refazing pulsunun daha geç gelmesi anlamına geldiğinden daha yavaş hareket eden spinler bile bu sürede kesit dışına çıkabilirler ve tek RF pulsuna maruz kaldıklarından sinyal oluşturamazlar. Dolayısıyla TE süresi arttıkça TOF etkisi artar. T2 ağırlıklı spin eko görüntülerde TE süresi uzundur ve bu durum bu sekanslarda akıma bağlı sinyal kaybının (flow void) daha belirgin olmasına katkı sağlar. Flow void oluşumuna TOF etkisi dışında daha sonra anlatılacak olan faz etkileri de katkı sağlamaktadır.

Kesit kalınlığı azaltıldığında yavaş hareket eden spinler bile kesit dışına çıkıp ikinci RF pulsuna maruz kalmaktan kurtulabilir. Dolayısıyla kesit kalınlığı azaldıkça TOF etkisi artar.

TOF'a bağlı yıkanma (outflow) etkisi yönünden spin eko ile gradient eko sekanslar farklılık gösterir [1]. Spin eko sekansında hem 90° RF

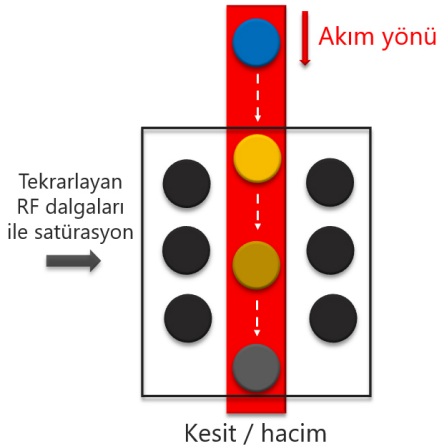


Şekil 1. TOF yıkanma (outflow) etkisi. Yalnızca hem 90° hem de 180° RF pulsunu alan spinler sinyal oluşturabilir. Yeterince hızlı olan ya da ilk RF pulsu uygulandıktan sonra kesite giren spinler bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalacaklarından sinyal oluşturamazlar.

eksitasyon hem de 180° RF refazing pulsları kesite özgüdür. Gradient eko sekansında ise kesite özgü RF eksitasyon pulsunun kesite özgü olmayan gradient refazing uygulanır. Bu nedenle RF eksitasyon pulsunu alan hareketli spinler kesit dışına çıksalar dahi gradient ile refaze olacaklarından sinyal üretebilirler. Ayrıca gradient eko sekanslarda çok daha kısa TE süresi daha sonra anlatılacak olan faz etkilerine bağlı sinyal kaybını da azaltır. Bu nedenle gradient eko sekanslarda yüksek akım hızlı vasküler yapılar spin eko sekanslardan farklı olarak sinyalini koruyabilir.

Bir diğer TOF etkisi olan akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi giriş kesiti fenomeni olarak da adlandırılır (Video 2. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Şekil 2'de görüldüğü üzere kısa TR süreleriyle tekrarlanan RF eksitasyon pulsları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyal oluşumunu baskılar. Akan kan ile birlikte kesite/inceleme hacmine yeni giren spinler bu satürasyondan etkilenmezler ve kesite girdikleri noktada sinyal oluştururlar [4]. TOF'un bu etkisi TOF MR anjiyografinin de temelini oluşturur.

Akıma bağlı parlaklaşma - giriş kesiti fenomeni inflow etkisi

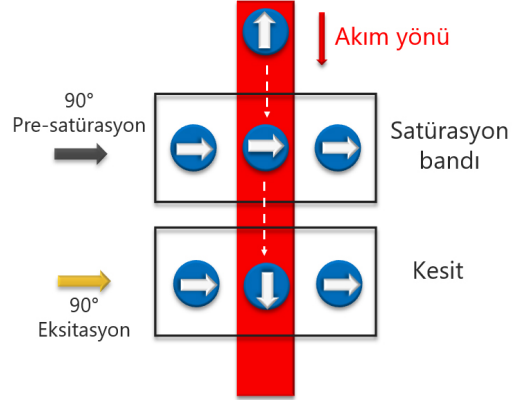


Şekil 2. TOF akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi. Tekrarlayan RF pulsaları ile sinyali baskılanmış kesite/inceleme hacmine yeni giren hareketli spinler sinyal oluştururlar. Kesit içerisinde kalmaya devam ederlerse durağan dokular gibi satüre olurlar.

Akıma bağlı parlaklaşma gösteren hareketli spinler kesit içerisinde daha uzun süre kalmaya devam ederlerse kaçınılmaz olarak durağan dokular gibi satüre olmaya ve sinyal üretmemeye başlarlar. Dolayısıyla akıma bağlı parlaklaşma da akıma bağlı sinyal kaybında olduğu üzere kesit içerisinde kalma süresini etkileyen faktörlere göre değişir; TOF'un bu etkisi de akım hızı arttıkça ya da kesit kalınlığı azaldıkça artar [3].

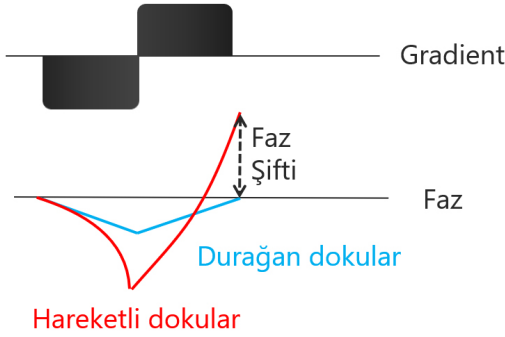
Kesite giren protonların sinyal oluşturmaları her zaman istediğimiz bir şey değildir. Bu akım görüntülerde artefakta neden olabileceği gibi TOF MR anjiyografide de belli bir yöndeki akımı baskılamak gerekebilmektedir. Böyle durumlarda uzaysal pre-satürasyon yöntemiyle TOF etkisi engellenebilir. **Şekil 3**'te spin eko sekansta bir pre-satürasyon örneği görülmektedir (**Video 3. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>**). Kanın akış yönüne göre inceleme bölgesine ait field of view'in (FOV) hemen öncesinde 90° RF eksitasyon pulsusu uygulanır. Bu pre-satürasyon hacmi içerisinde hem hareketli hem durağan spinlerde transvers manyetizasyon oluşur. Akan kan ile

Uzaysal pre-satürasyon

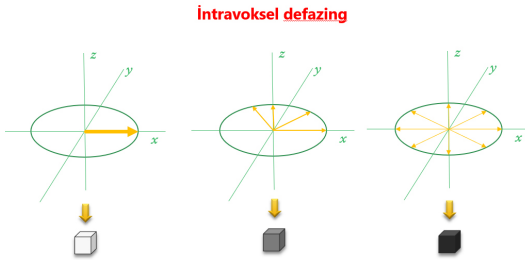


Şekil 3. Spin eko sekansta uzaysal pre-satürasyon. İnceleme bölgesine girmeden önce 90° RF pulsuna maruz kalan hareketli spinler kesite girip 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve sinyal üretemezler.

birlikte incelemenin yapıldığı kesite giren hareketli protonlar 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve transvers manyetizasyon komponentleri olmadığından sinyal üretemezler. Sekans yapısına göre pre-satürasyon RF pulsusu sonrasında oluşan transvers manyetizasyonun spoiler gradient ile hızla defaze edilmesi ve bu şekilde bu hareketli spinlerin kesite girdiklerinde sinyal oluşturmalarının engellenmesi de mümkündür. Uzaysal pre-satürasyonda hem arter hem ven akımı gibi her iki yöndeki akım da engellenmek istenirse FOV'un hem öncesinde hem de sonrasında pre-satürasyon uygulanmalıdır. Spinal MRG'de aortaya ait pulsasyon ya da yutkunma kaynaklı artefaktları engellemek için FOV içerisindeki bir bölgeye de satürasyon uygulanabilir. Ayrıca Omuz MRG gibi incelemelerde katlamayı engellemeye yönelik FOV kenarlarına da istenilen sayıda satürasyon bandı uygulanabilir [4]. Pre-satürasyon için gerekli ek RF pulsaları nedeniyle TR süresi ve dolayısıyla inceleme süresi uzar. Ayrıca kullanılabilecek kesit sayısı kısıtlanır ve SAR (specific absorption rate) maruziyeti artar [5].



Sekil 4. Bipolar gradientin durağan ve hareketli spinlerde neden olduğu faz değişiklikleri. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden oluşan faz değişikliği gradientin ters yönlü lobu ile dengelenemez ve hareketli spinler farklı bir fazda dönmeye başlar.



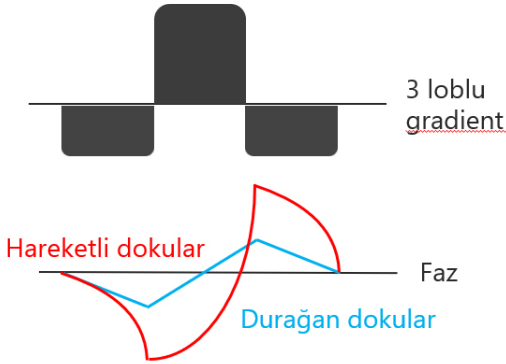
Sekil 5. Intravoksel spin defazing. Voksel içerisinde farklı hızda spinlerin olması farklı faz şiftlerine neden olur; faz uyumu bozulduğundan sinyal kaybı oluşur.

Faz Etkileri

Protonların hareketi sırasında TOF etkisi ile eş zamanlı oluşan, TOF sinyalini de etkileyebilen bir diğer akım fenomeni faz etkileridir. Faz, transvers manyetizasyon vektörünün an-

lık pozisyonunu (yönünü) ifade eder. MRG'de standart olarak başta kesit belirleme ve frekans kodlama gradientleri olmak üzere gradient adı verilen manyetik alan değişiklikleri uygulanmaktadır. **Şekil 4**'te bipolar bir gradientin hareketli ve durağan spinlerde oluşturduğu faz değişiklikleri gösterilmektedir (Video 4. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Uygulanan gradientin şiddeti ve süresiyle orantılı olarak hem durağan hem de hareketli dokularda faz kayması gerçekleşir; farklı bir fazda presesyon göstermeye başlarlar. Durağan dokularda oluşan faz değişikliği, aynı boyutta ters yönlü bir gradient uygulanarak dengelenebilir ve sonuçta net faz şifti sıfır olur. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden bipolar gradientin ters yönlü aynı boyuttaki lobu, ilk gradientin oluşturduğu faz farklılığını dengeleyemez. Hareketli spinlerin hızlarıyla orantılı bir faz şifti oluşur [3].

Bu akım fenomeni her ne kadar faz kontrast MR anjiyografinin temelini oluştursa da standart MR görüntülemeye artefaktlara yol açan istenmeyen bir durumdur. Faz açısı sinyalin faz kodlama yönündeki uzaysal konumunu belirlediğinden faz kayması nedeniyle hareketli spinler gerçek pozisyonlarına ilişkin doğru faz açısına sahip olamaz. Bu durum faz kodlama yönünde hayalet artefaktına neden olur. Ayrıca türbülant akımda olduğu üzere bir voksel içerisinde çok farklı hızlarda spinler varsa farklı faz şiftleri oluşacak, spinlerin faz uyumunun bozulması sinyal kaybı ile sonuçlanacaktır (**Şekil 5**). Laminar akımda da lümenin santral bölümündeki akımın duvara yakın bölümlere göre daha yüksek hızlı olması intravoksel defazing nedenidir. Akıma bağlı istenmeyen bu faz etkilerini gidermek için akım kompensasyon teknikleri kullanılır [3]. Gradient moment nulling yönteminde iki yönlü ek gradient lobları eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifti sıfırlanmış olur (**Şekil 6**, Video 5. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Bu yöntemle yalnızca yönü ve hızı sabit olan akıma bağlı faz etkileri giderilebilir. Akselerasyon gösteren, türbülant ya da girdap akım gibi düzensiz akıma bağlı faz et-



Sekil 6. Akım kompensasyonu. İki yönlü ek gradient lobları eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifli sıfırlanır.

kilerini kompanse edemez [4]. Genellikle 3 ya da 4 loblu kompleks gradient yapısı minimum TE süresini uzatır. Elde edilebilecek kesit sayısı da kısıtlanır. TE süresini kısaltmak intravoksel dispersiyonu azaltmada önemli olduğundan bunun için parsiyel/fraksiyonel eko veri eldesi yöntemleri kullanılabilir [5]. Bu yöntem farklı üreticiler tarafından GMR (Gradient-Moment Rephasing), Flow Comp, FLAG (Flow Adjusted Gradients), GR (Gradient Rephasing) ve FC (Flow Compensation) gibi farklı ticari adlarla sunulmaktadır.

TOF MR Anjiyografi

TOF MR anjiyografi akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisine dayanan kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. Kullanılan sekans T1 ağırlıklı hızlı Spoiled gradient eko sekansdır [6]. Kısa TR süreleri ile tekrarlayan RF puls-ları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyali baskılar. Akan kan ile birlikte kesite giren yeni protonlar bu satürasyondan etkilenmediklerinden vasküler yapılar baskılanmış arka plan içerisinde parlak sinyalli olarak izlenir. TOF MR anjiyografide en iyi sinyali elde edebilmek için akım yönüne dik kesit almak oldukça önemlidir (Video 6. See corresponding video/movie ima-

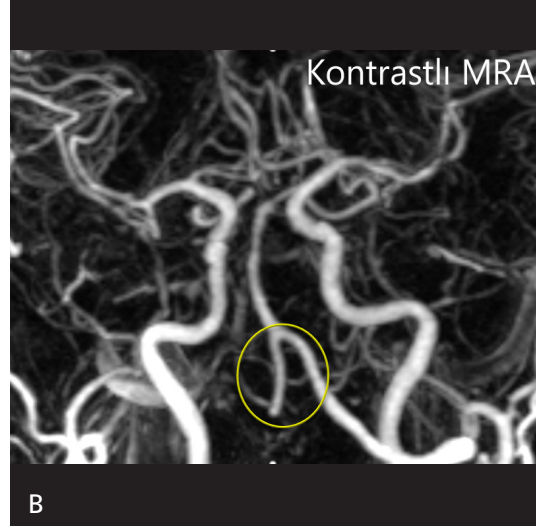
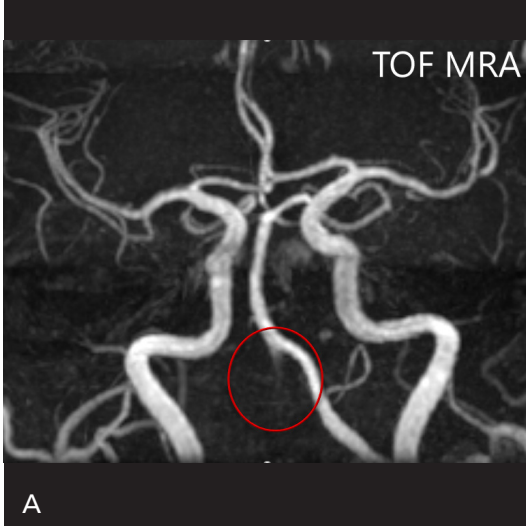
ges at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Kesit düzlemine paralel akımlar durağan dokulara benzer şekilde baskılanır [3].

2B TOF MR anjiyografide tek tek elde edilen ardışık kesitler birleştirilerek anjiyografik görüntüler elde edilir. Üç boyutlu (3B) TOF MR anjiyografide ise veriler 3B bir hacim şeklinde elde edilir. 2B bir kesite göre çok daha kalın bir inceleme hacminde görüntüleme yapıldığından TOF sinyalini etkileyen faktörler 3B görüntülemelerde daha önem kazanır. Akım hızıyla ters orantılı olarak inceleme hacminde vasküler yapının seyri boyunca satürasyona bağlı olarak sinyal tedrici olarak azalır (Video 7. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). İnceleme hacminin uzunluğu (ya da bir diğer ifadeyle kalınlığı) artırıldığında akan kan daha uzun seyir nedeniyle daha fazla RF pulsuna maruz kalacağından satürasyon da artar [4].

3B TOF MR anjiyografide akımdaki satürasyonu azaltmak için kullandığımız yöntemlerden birisi MOTSA (Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition) yöntemidir. 3B hacim daha az kalınlıkta tabakalara bölünür ve her bir tabakada oluşan satürasyon diğer tabakaları etkilemez. Bu tabakaların birleşim yerlerinde birleşim çizgileri görülebilir ve Jaluzy artefaktı olarak adlandırılır. Bu artefaktı azaltmak için tabakalar belli oranda üst üste bindirilir [3].

3B TOF MR anjiyografide akımdaki satürasyonu azaltmanın bir diğer yolu RF puls-larını değişken flip açısıyla (FA) göndermektir. Bu yöntem farklı üreticiler tarafından TONE (Tilt-Optimized Nonsaturated Excitation), Ramped Excitation, SSP (Sloped Slab Profile) ve ISCE (Inclined Slab for Contrast Enhancement) gibi farklı ticari adlarla sunulmuştur. 3B TOF MR anjiyografide yüksek FA daha iyi sinyal ve daha iyi arka plan baskılaması sağlar ancak hacim boyunca daha hızlı satürasyon gelişir. Bu satürasyonu engellemek için akımın inceleme hacmine girdiği düzeyde daha dar, çıkarken daha geniş açılı olacak şekilde tedrici olarak artan açılarla RF puls-ları uygulanır [3].

İncelemenin amacına göre yalnızca arter ya da yalnızca ven akımını görmek için, uzaysal pre-satürasyon uygulanarak ters yönlü akım



Resim 1. A, B. Ters yönlü normal akımın pre-satürasyon ile baskılanması. (A) TOF MR anjiyografide sağ vertebral arter V4 segmentinde akım izlenmemekte ancak (B) kontrastlı MR anjiyografi bu düzeyde akım olduğunu göstermektedir (halka ile işaretli bölgeler).

FOV'a girmeden önce satüre edilir ve sinyal oluşturması engellenir. 2B TOF MR anjiyografide gezici pre-satürasyon slabları ile her bir kesit öncesinde satürasyon uygulanır [3]. Anormal ters akım olan durumlarda pre-satürasyonun görülmesi gereken normal akımı da engelleyebileceği akılda tutulmalıdır (Resim 1).

Akıma bağlı faz etkileri TOF MR anjiyografide istemediğimiz bir durum olup özellikle normal laminar akımın bozulduğu, kompleks türbülant/girdap akımın olduğu durumlarda aynı vokseldeki spinler faz uyumlarını kaybederler ve oluşan sinyal kaybı bir vasküler daralmayı olduğundan daha fazla gösterebilir. Bu özellikle 2B TOF MR anjiyografide problem oluşturur. Laminar akım durumunda da lümenin santral bölümünde akım hızı duvara yakın kısmına göre daha yüksektir ve bu da intravoksel defazing nedenidir [6]. Laminar akımdaki intravoksel spin defazing etkilerinden korunmak için pozitif ve negatif loblu ek gradientlerden oluşan akım kompensasyonu TOF MR anjiyografide rutin olarak kullanılmaktadır. Pulsasyona bağlı artefaktların giderilmesinde EKG tetikleme kullanılabilir [7].

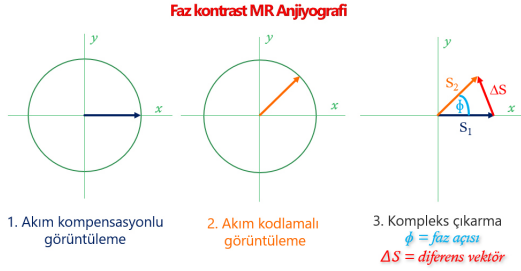
TOF MR anjiyografide RF pulsları ile gerçekleştirilen arka plan baskılaması mükemmel değildir. Ayrıca kısa T1 süresine sahip hematoma ya da yağ gibi dokular baskılanmaz ve

vasküler sinyale benzer şekilde parlak olarak izlenirler. BOS (beyin omurilik sıvısı) akımı da görüntülerde sinyal oluşturabilir. Manyetizasyon transfer kontrast (MTC), su eksitasyon ve yağ baskılama teknikleri TOF MR anjiyografide arka plan baskılamasını iyileştirmede yararlıdır [6].

TOF MR anjiyografinin intravenöz kontrast madde uygulanması sonrasında gerçekleştirilmesi T1 süresini kısaltarak akımın satürasyonu ile ilgili problemleri azaltır. Ancak iki önemli dezavantajı arka planda belirgin kontrastlanan yapıların görüntüye süperpoze olması ve ters yönlü akıma yönelik pre-satürasyonun bozulmasıdır [6].

3B TOF MR anjiyografinin 2B TOF MR anjiyografiye göre avantajı üç düzlemde de iyi uzaysal çözünürlüğe sahip olması ve sinyal/gürültü oranının (SNR: Signal to noise ratio) daha iyi olmasıdır. Volüm içerisinde akımın progresif satürasyonu en önemli kısıtlılık olup satürasyonu azaltan MOTSA, TONE gibi ek optimizasyonlar gerektirir [3]. 3B TOF MR anjiyografi daha küçük alanda, yüksek akım hızlı, yüksek çözünürlükle görüntüleme için idealdir ve en sık kullanım alanı serebral MR arteriyografidir.

2B TOF MR anjiyografinin avantajı akıma dik ince kesitte akımın satüre olmamasıdır. Dü-

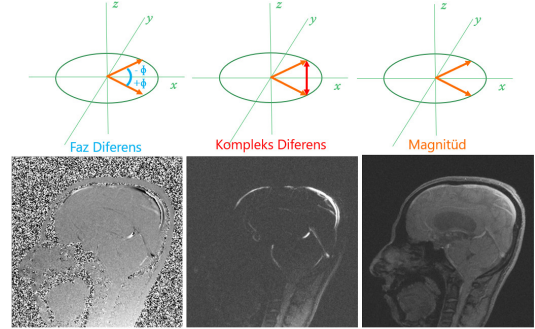


Şekil 7. Faz kontrast MR anjiyografide veri eldesi. Akım kompensasyonlu ve akım kodlamalı iki ayrı veri kümesi elde edilir ve birbirinden çıkarılır.

şük uzaysal çözünürlük, düşük SNR ve daha fazla spin defazing en önemli kısıtlılıklardır [3]. 2B TOF MR anjiyografi daha geniş inceleme alanında, düşük akım hızlı görüntülemeye tercih edilir. Klinik kullanımda serebral venografi yöntemi olarak kullanılabilmeyle birlikte yerini büyük ölçüde kontrastlı MR venografilere bırakmıştır. Gövde ve periferel MR Anjiyografi uygulamaları da uzun inceleme süresi ve yetersiz uzaysal çözünürlük nedeniyle hemen tümüyle terkedilmiş durumdadır.

FAZ KONTRAST MR ANJİYOĞRAFI

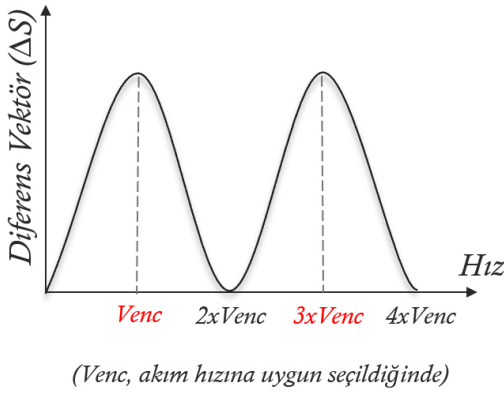
Hareketli spinleri etkileyen bipolar gradientlerin uygulandığı ve hızla orantılı olarak oluşan faz şiftine bağlı olarak anjiyografik görüntülerin oluşturulduğu kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. İnceleme sırasında ilk önce bipolar gradient dışı faz değişikliklerini saptamak ve çıkarmak için akıma bağlı değişikliklerin kompanse edildiği referans bir görüntüleme gerçekleştirilir (Şekil 7). Daha sonra bipolar gradientlerin uygulandığı, akıma bağlı faz değişikliklerine duyarlı görüntüleme yapılır. Bu iki ayrı veri kümesine uygulanan kompleks çıkarma işlemi sonucunda faz açısı ve diferens vektör elde edilir [3]. Bunlara bağlı olarak 3



Şekil 8. Faz kontrast MR anjiyografide faz açısı, diferens vektör uzunluğu ve transfer manyetizasyon vektörü uzunluğu kullanılarak elde edilen görüntüler.

ayrı görüntü elde edilebilir (Şekil 8). Faz açısı kullanılarak elde edilen görüntüler faz diferens görüntülerdir. Akımın kodlandığı düzlemde akım yönüne göre vasküler yapılar ya da BOS sinyali siyah ya da beyaz olarak görüntülenir. Oluşan sinyal hızla doğru orantılıdır. Dolayısıyla faz kontrast görüntülerde akım yönleri ortaya konulabilir ve akım kantifiye edilebilir. Asıl anjiyografik görüntüler ise diferens vektörün uzunluğuna dayanan kompleks diferens yöntemiyle elde edilir. Bu görüntülerde yön bilgisi yoktur. Sinyal harekete bağlıdır ancak hızla doğru orantılı değildir. Yalnızca morfolojik değerlendirmeye olanak sağlar. Faz kontrast MR anjiyografide elde edilen üçüncü görüntü seti ise transvers manyetizasyon vektörlerinin uzunluğuna (manyetizasyon şiddetine) dayanan magnitüd görüntülerdir. Bu görüntülerde durağan ve hareketli dokular bir arada izlenir. Akımın yanı sıra durağan arka planı görmek için kullanılır [8].

Faz kontrast MR anjiyografide Renkli Doppler Ultrasonografide olduğu üzere, incelenen akımın hızına uygun bir hız değeri seçmek gerekir. Venc (Velocity encoding) adı verilen bu parametre akım kodlayıcı bipolar gradientin şiddetini ifade eder; aliasing artefaktı oluşmayacak şekilde kodlanması gereken hızı gösterir.



Şekil 9. Kompleks diferens görüntülerde aliasing. Akım hızına göre farklı Venc seçimlerinin sinyali belirleyen diferens vektör uzunluğu üzerine etkisi şematize edilmiştir.

Venc değerine en yakın akım hızı en iyi sinyali verir. Akım hızına göre daha düşük Venc'de aliasing oluşurken yüksek Venc'de SNR düşer [9]. Venc Scout adı verilen bir ön tarama ile incelenecek bölgedeki hızlar asıl inceleme öncesi test edilebilirse de pratikte genellikle incelenecek vasküler yapıya uygun tahmini hız değerleri kullanılır ve Venc ön görülen maksimum hızın %20-25 üstü olacak şekilde seçilir [1]. Aliasing ile karşılaşılması durumunda daha yüksek bir Venc değeri ile incelemenin tekrarı gerekir. Faz diferens görüntülerde aliasingi tanımak daha kolaydır; homojen siyah/beyaz akım yerine siyah arka planda beyaz ya da tam tersi beyaz arka planda siyah artefaktlar oluşur. Kompleks diferens görüntülerde ise aliasingi değerlendirmek daha zordur (Şekil 9). Venc akım hızına uygun seçildiğinde en iyi sinyal elde edilir. Seçilen Venc değerinden daha hızlı akımlar sinyalde azalmaya neden olur ve Venc değerinin üzerindeki belli hızlarda sinyal tümüyle kaybolur [3].

Faz kontrast MR anjiyografide sadece akımın kodlandığı yönde akım verisi elde edilebilir. Anjiyografi amaçlı gerçekleştirilen kompleks diferens görüntülerde her üç düzlemde akım kodlaması yapılırken BOS akım görüntüleme ya da kardiyovasküler görüntüleme akım

kantifikasyonu amacıyla kullanılan 2B faz diferens yönteminde akım genellikle üç düzlemde sadece birinde kodlanır.

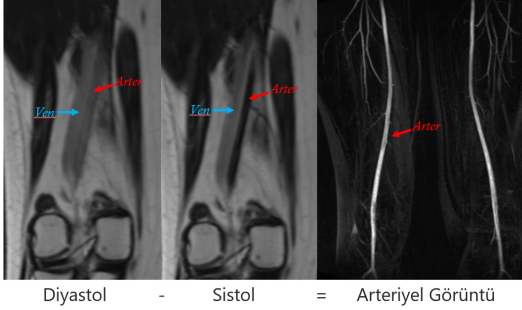
Faz kontrast MR anjiyografi ile elde edilen kompleks diferens anjiyografik görüntüler, sadece hareketli spinlerin sinyal oluşturması nedeniyle TOF MR anjiyografiye kıyasla çok daha başarılı arka plan baskılaması sağlar. TOF MR anjiyografideki saturasyon problemi de olmadığından uygun Venc değeri seçildiği müddetçe düşük akım hızına TOF MR anjiyografiden daha duyarlıdır. İntravenöz kontrast madde SNR'yi artırır; TOF MR anjiyografinin tersine arka plan parlaklığını da artırmaz. Akım kodlama gradientleri TE süresini artırdığından faz kontrast MR anjiyografi duyarlılık (susceptibility) etkileri ya da türbülant akım gibi durumların neden olduğu faz hatalarına daha açıktır [3, 9].

3B anjiyografik görüntüler 2B görüntülere göre daha kaliteli olmakla birlikte genellikle her üç düzlemde akım kodlaması gerektirdiğinden inceleme süresi uzundur. 3B faz kontrast MR anjiyografi genellikle serebral venografi amacıyla kullanılır. 2B faz kontrast görüntüler nispeten hızlı olduklarında uygunsuz Venc seçiminde tekrarı daha kolaydır. Geniş bir alanda projeksiyon anjiyografiye benzer kalın ya da ince anjiyografik görüntüler şeklinde alınabilir [3]. 2B faz diferens görüntüler genellikle kardiyak siklusla senkronize sine akım çalışmaları amacıyla kullanılır [9].

Geleneksel faz kontrast yöntemlerin dışında günümüzde faz kontrast anjiyografinin dört boyutlu (4B) akım çalışmasına olanak sağlayan uygulamaları geliştirilmiştir. Bu yöntemde her üç yönde yapılan akım kodlamanın yanı sıra hacim boyunca da akım kodlaması yapılabilir. Akım hızlarına ait üç boyutlu renkli haritalar oluşturulabilmekte, time-resolved tarzında hareketli izlenebilmekte ve gelişmiş kantifikasyon yapılabilmektedir [10, 11].

DİĞER KONTRASTSIZ MR ANJİYOĞRAFİ TEKNİKLERİ

Kontrastlı MR anjiyografi ile daha geniş inceleme alanlarında, çok daha hızlı, yüksek SNR'ye sahip, daha az artefaktlı görüntüler elde



Resim 2. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografide arteriyel görüntü eldesi.

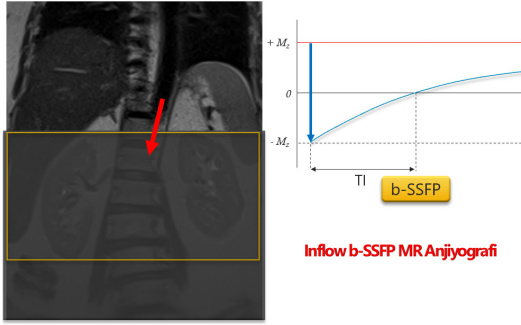
edilebildiğinden kontrastsız MR anjiyografiler birçok anatomik bölgede yerini büyük oranda kontrastlı MR Anjiyografiye bırakmıştır. Ancak MR kontrast maddelerin vücutta birikme, Nefrojenik sistemik fibrozis oluşturma ve alerji gibi riskleri dışında gebelikte kontrast madde kullanımının rölatif kontrendike olması, maliyet ve damar yolu problemleri gibi nedenlerle kontrastsız MR anjiyografi teknikleri önemini korumaktadır [5, 7]. İki temel kontrastsız anjiyografi yöntemi olan TOF MR anjiyografi ve Faz kontrast MR anjiyografinin dışında zaman içerisinde geliştirilen ve halen geliştirilmekte olan daha yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemleri bulunmaktadır. Bu yazıda yalnızca ticari olarak erişilebilir durumdaki bazı yöntemler detaylandırılacaktır.

Görece yeni kontrastsız MR anjiyografi yöntemlerinden biri EKG ya da nabız tetiklemeli 3B parsiyel-Fourier hızlı spin eko tekniğidir. Sistol ve diyalistde arteriyel akım hızlarının farklı olması esasına dayanır. T2 ağırlıklı oldukça hızlı single-shot spin eko sekansı (HASTE/SSFSE) ile sistolik ve diyalistik görüntüler elde edilir (Resim 2). Sistolde arterlerde hızlı akıma bağlı sinyal kaybı (flow void) izlenirken, diyalistde akım hızındaki düşüşe bağlı arteriyel sinyal oluşur. Durağan dokular ve venler ise hem sistolde hem de diyalistde benzer intensitededir. Arteriyel görüntü elde etmek için bu

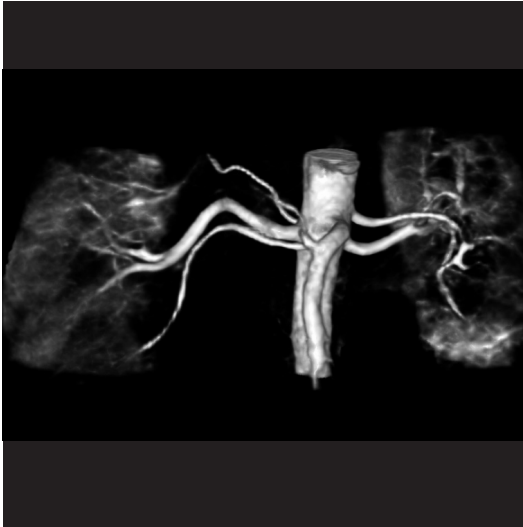
iki görüntü seti birbirinden çıkarılır [7]. Sağlıklı ve iyi koopere bireylerde oldukça başarılı görüntüler elde etmek mümkün olsa da hareket ve vasküler pulsasyon artefaktlarına duyarlıdır. Stenozu gerçekte olduğundan daha şiddetli gösterebilir. Yavaş akım ya da şiddetli stenozda puls etkisi zayıfladığından arter ile ven arası hız farkının azalması problem oluşturur. Aritmi durumunda da başarı şansı düşer [7]. Özellikle periferel MR anjiyografi amacıyla kullanılır [5]. Pulmoner, torasik-abdominal ve pelvik MR anjiyografi uygulamaları da vardır. Karotis ve renal arterlerin görüntülenmesinde tercih edilmez. Yüksek hızlı juguler venöz akım istenmeyen sinyal oluşturabilir. Aort ile renal arterler arasındaki düzlemin dik olması da bu bölgede başarılı sonuç almayı engeller [12].

b-SSFP (Balanced-Steady-State-Free-Precession) sekansı FIESTA, TrueFISP, bFFE gibi farklı ticari adlara sahip, T2/T1 ağırlıklı görüntü oluşturan, günlük MR pratiğinde çok sık kullanılan sekanslardandır. Bu sekansın önemli özelliklerinden biri kan ile dolu kalp boşluklarının, arterlerin ve venlerin, akım hızından bağımsız doğal olarak parlak gözükmesidir. Bu nedenle kardiyovasküler görüntülemeye beyaz kan görüntüsü oluşturan temel görüntüleme sekansıdır [13]. Bu sekansın bir diğer özelliği sıvıları ve yağları da parlak olarak göstermesidir ve bu nedenle standart haliyle 3B anjiyografik görüntüler oluşturmak mümkün değildir. Bu nedenle b-SSFP MR anjiyografi sekansı arka plan ve venöz akım baskılanmasına yönelik ek hazırlık pulsaları içerir [7]. EKG tetiklemeli, nefes tutmalı ya da solunum tetiklemeli olarak koroner arterlerin ve aortanın görüntülenmesinde kullanılır [14, 15].

Yukarıda anlatılan her iki kontrastsız MR anjiyografi yönteminin en önemli kısıtlılığı ASL (arteriyel spin işaretleme) ile kombine edilmedikleri sürece arka plan sinyalinin sorun oluşturmaya devam etmesidir. Inflow, Outflow ve Subtraksiyon tekniklerinden oluşan ASL'de akan kan RF pulsaları ile işaretlenir ve bu şekilde arka plan baskılanması iyileştirilir [7]. Subtraksiyon tekniği dinamik (time-resolved) görüntülemeye de olanak sağlar. ASL hem b-SSFP MR anjiyografi hem de parsiyel-Fourier hızlı



Sekil 10. Inflow b-SSFP MR anjiyografide görüntü oluşumu. Arka plan sinyali baskılanmış FOV'a giren taze kan akımı kontrast oluşturur.



Resim 3. Inflow b-SSFP renal MR anjiyografiye ait 3B görüntü.

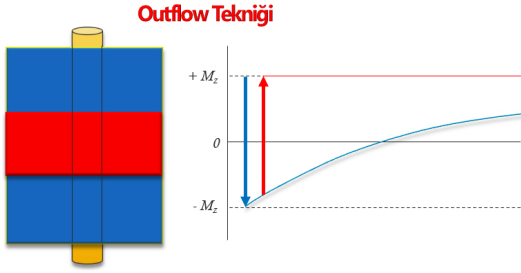
spin eko MR anjiyografi ile birlikte kullanılabilir [15].

Inflow ASL tekniği TOF inflow etkisine benzer bir mekanizmaya dayanır; arka plan sinyali baskılanır, FOV'a giren baskılanmamış taze kan akımı kontrast oluşturur [16]. Arka plan sinyalinin baskılanması için inceleme alanında longitudinal manyetizasyon 180° RF pulsu ile tersine çevrilir (Şekil 10, Video 8. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Tersine çevrilen

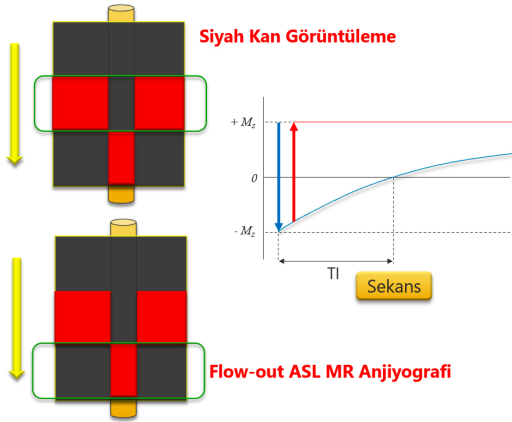
longitudinal manyetizasyonun geri kazanımı sırasında manyetizasyonun sıfır noktasından geçtiği TI (inversion time) süresi kadar beklenir. Bu süre içerisinde 180° RF pulsuna maruz kalmamış taze kan inceleme alanına girmektedir. Arka planın sinyal oluşturmayaacağı TI süresi sonunda sekans çalıştırılır (Şekil 10'daki örnekte 3B b-SSFP). Arka planın baskılandığı ve FOV'a giren taze kanın sinyal oluşturduğu bir görüntü elde edilmiş olur [5]. Resim 3'te bu şekilde elde edilmiş inflow b-SSFP renal MR anjiyografiye ait 3B Volume Rendering (VR) görüntü görülmektedir. Sağlıklı ve koopere bireylerde güzel görüntüler elde etmek mümkün olsa da problemlilerde yararlı kısıtlıdır [1]. Özellikle yavaş akım ve düşük kardiyak output durumunda daha kısıtlı bir bölgede görüntülemeye izin verir [12].

Outflow tekniğinde ise geniş bir alanda non-selektif 180° RF pulsu ile longitudinal manyetizasyon tersine çevrilir. Hemen ardından incelemenin yapılacağı bölgede ya da hemen öncesinde selektif 180° RF pulsu ile longitudinal manyetizasyon tekrar normale döndürülür (Şekil 11). Non-selektif 180° RF pulsu ile işaretlenmiş protonların sinyal oluşturmayaacağı TI süresinde sekans çalıştırılır (Video 9. See corresponding video/movie images at <https://doi.org/10.5152/trs.2020.869>). Görüntüleme selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş olan alandan yapılırsa, bu alana bu süre içerisinde non-selektif 180° RF pulsuna maruz kalan kan girmiş olacağından, kan dolu boşlukların ya da damarların sinyalsiz görüldüğü, durağan dokuların sinyal oluşturabildiği siyah kan görüntüleme gerçekleştirilmiş olur [2]. Siyah kan görüntüleme kardiyak görüntülemede ve damar duvarı görüntülemede kullanılır. Ancak amaç anjiyografi olduğunda selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş alandan değil, kan akış yönüne göre bu alanın hemen sonrasında görüntüleme yapılır (Şekil 12). Bu durumda sinyali baskılanmış arka plana giren, selektif 180° RF pulsu ile manyetizasyonu normale döndürülmüş işaretli kan kontrast oluşturmuş olur [16].

Subtraksiyon yönteminde dayanan ASL tekniğinde kanın işaretlendiği ve işaretlenmediği

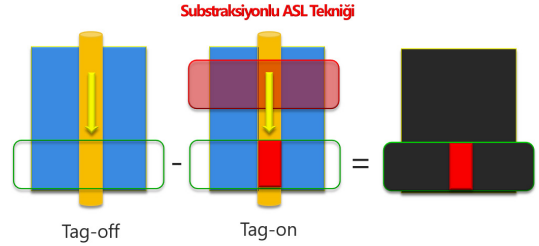


Şekil 11. Outflow tekniğinde RF pulsaları ile yapılan işaretlemeler. Non-selektif 180° RF pulsunu belli bir bölgeye yönelik selektif 180° RF pulsu takip eder ve uygulandığı bölgede manyetizasyonu tekrar normale döndürür. İşaretleme sonrası görüntü eldesi Şekil 12'de gösterilmiştir.



Şekil 12. Outflow tekniğinde görüntü oluşumu. Görüntüleme selektif 180° RF uygulanmış alandan yapılırsa siyah kan görüntüleme, hemen sonrasında yapılırsa MR anjiyografi gerçekleştirilmiş olur.

iki veri seti elde edilir ve birbirinden çıkarılır (Şekil 13). Kan, akış yönüne göre inceleme hacmine girmeden önce işaretlenir. Arka plan baskılanmasını subtraksiyon sağlar. TI süresi diğer iki yöntemden farklı olarak bu yöntemde arka planı baskılamak için değil, işaretlenmiş



Şekil 13. Subtraksiyon yöntemine dayalı ASL tekniğinde görüntü oluşumu. Kanın işaretlendiği ve işaretlenmediği iki ayrı veri seti elde edilir. Arka plan sinyalinin baskılanmasını subtraksiyon sağlar.

kanın işaretleme bölgesinden ne kadar uzaklıkta ne kadar süre sonra görüntüleneceğini belirler. Bunun sayesinde farklı TI sürelerinde time-resolved tarzı dinamik görüntüleme mümkün olur [12, 16].

ASL tekniklerinin genel kısıtlılıkları yeterli derecede yüksek akım hızı gerektirmesi, ters yönlü akımın görüntülemeye problem oluşturması ve subtraksiyon yönteminde inceleme süresinin uzun olmasına bağlı hareket artefaktlarına duyarlı olması şeklinde sıralanabilir [12]. Günlük pratikte kontrastlı MR anjiyografi gerekliliğine rağmen kontrast madde kullanımının mümkün olmadığı kısıtlı endikasyonlarda kullanılmaktadır.

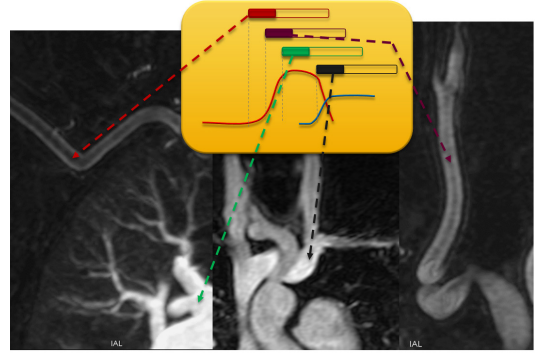
Quiescent-Interval Single-Shot (QISS) MR anjiyografi, Flow-Sensitive Dephasing (FSD) ve Gated Time-of-Flight (TOF) Inflow MR anjiyografi daha yeni kontrastsız MR anjiyografi tekniklerindendir [7]. Bu yazıda bu yöntemlerin ayrıntısına girilmemiştir.

Susceptibility Weighted Imaging (SWI), SWAN, Venous BOLD, BSI) aslında siyah kan anjiyografi tekniği olarak geliştirilmiş, ancak günümüzde manyetik duyarlılık gösteren hemoraji ya da kalsifikasyon gibi içeriği

saptamak ve karakterize etmek için kullanılan bir sekanstır. Paramanyetik deoksihemoglobin içeriğine bağlı olarak sinyalsiz (negatif BOLD sinyali) gözükten venlerden, minimum intensite projeksiyon (MinIP) yöntemiyle venografik görüntüler elde etmek mümkündür [1]. SWI tekniğine ilişkin ayrıntılara bu sayıda yer alan manyetik duyarlılığa dayalı görüntüleme teknikleri başlığı altında ulaşabilirsiniz.

Kontrastlı MR Anjiyografi

Ekstrasellüler kontrast maddelerin ilk geçiş etkisine bağlı görüntülemeye dayanan kontrastlı MR anjiyografi günümüzde en sık kullanılan MR anjiyografi yöntemidir [17]. Daha önce de belirtildiği üzere geniş inceleme alanlarında, hızlı ve yüksek SNR'li görüntülemeye olanak sağlaması ve kontrastsız MR anjiyografi tetkiklerine kıyasla artefaktlara daha dirençli olması nedeniyle tercih edilen yöntem haline gelmiştir. Ekstrasellüler kontrast madde olarak paramanyetik metal iyon olan Gadolinium şelatları kullanılır. Bu kontrast maddeler kendileri görüntü oluşturmazlar; lokal manyetik inhomojenite ile kan protonlarının T1 relaksasyon süresini kısaltırlar. 1,5 Tesla bir MR sisteminde kontrastsız arteriyel kan 1200 msn T1 relaksasyon süresine sahipken T1 ağırlıklı sekanslarda en parlak yapı 270 msn T1 relaksasyon süresi ile yağ dokularıdır. Kontrastlı MR anjiyografide amaç arteriyel kanın T1 relaksasyon süresini bu sürenin oldukça altına düşürmektir. Kontrast madde uygulanması ile kanın T1 relaksasyon süresi 50-100 msn civarına iner ve kısa TR süresine sahip sekanslar ile kandan yüksek sinyal alınır [5]. Ancak kontrast maddenin intravasküler kompartmandan interstisyel alana hızlı geçişi nedeniyle bu sinyal kısa sürelidir. Bu nedenle kontrast maddenin ilk vasküler geçişi sırasında uygun bir zamanlama ile hızlı bir görüntüleme yapmak önemlidir [18]. Bu koşul rutin kontrastlı MR anjiyografilerin büyük bölümünü oluşturan 3B kontrastlı MR anjiyografi için geçerli olmakla birlikte daha sonra bahsedilecek olan 4B time-resolved dinamik kontrastlı MR anjiyografide yüksek zamansal çözünürlük



Şekil 14. Doğru ve hatalı kontrast madde zamanlaması örnekleri. Kontrast-zaman eğrileri arterler için kırmızı, venler için mavi gösterilmiştir. Dikdörtgenlerin koyu kısımlar k-uzayının santal bölümünün veri ile doldurulma zamanını göstermektedir. Bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulduğunda (yeşil) sinyal optimal olur. Erken doldurulursa (kırmızı ve mor) kenar belirginleşmesi/ring artefaktı, geç doldurulursa (siyah) düşük intensiteli arteriyel sinyal ve venöz kontaminasyon oluşur.

lülle çok sayıda veri kümesi hızlı şekilde elde edildiğinden zamanlama önemsizdir [19].

MRG'de k-uzayının merkezi sinyalden sorumlu olduğunda 3B kontrastlı MR anjiyografide bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulmalıdır (Şekil 14) [17]. K-uzayının bu bölümünün olması gerekenden daha erken doldurulması durumunda yetersiz kontrasta bağlı kenar belirginleşmesi ya da ring artefaktı oluşur. Geç kalınması durumunda ise arterler beklenenden daha düşük kontrastlı olarak görüntülenirken aynı zamanda görüntülerde venöz kontaminasyon oluşur [5]. İncelenen bölgeye kontrast maddenin ulaşma süresi çok değişken olup yaşlılık, kronik kalp hastalığı, beta bloker kullanımı, aort anevrizması vb. durumlarda akım daha yavaştır. Bu nedenle kontrast madde uygulandıktan sonra görüntülemenin başlaması gereken zamana tahmin (best guess) yöntemiyle karar vermek genellikle iyi sonuç vermez. Kontrast maddenin hedef vasküler yatağa ne kadar sürede ulaştığını düşük

doz kontrast madde kullanılan bir ön inceleme ile belirleyen test bolus yöntemi de günümüzde tercih edilmemektedir. Günümüzde MRG cihazlarında uygun zamanlama ile çekim yapmaya olanak sağlayan otomatik tetikleme ya da floroskopik tetikleme yöntemleri kullanılmaktadır [17].

3B kontrastlı MR anjiyografide kısa TR ve TE sürelerine sahip 3B Spoiled Gradient Eko sekansı (FSPGR, FLASH, FFE) kullanılır. Düşük TR süresi sekansın hızlı olmasının yanı sıra çevre dokuların satürasyonunu sağlar ve en düşük T1 relaksasyon süresine sahip olan kontrastlı kan parlak olarak gözüktür. Kontrast madde uygulanmadan önce mask görüntü alınması ve kontrast madde sonrası elde edilen görüntünün bu mask görüntüden çıkarılmasının yanı sıra yağ baskılama tekniklerinin kullanılması, arka plan baskılmasını iyileştirerek görüntü kontrastını artıran optimizasyonlardır [8]. Sekansın kısa TE süresi ise artefaktların minimize edilmesinde yararlıdır.

3B kontrastlı MR anjiyografide kontrast madde dozu ve enjeksiyon hızı gibi inceleme tekniğine yönelik ayrıntılara bu yazının kapsamı dışında tutulmuştur.

4B kontrastlı MR anjiyografi (TWIST, TRICKS, 4D-TRACK) olarak da adlandırılan time-resolved dinamik anjiyografi 3B veri kümelerinin çok hızlı elde edilebildiği, bu şekilde erken arteriyel dolumdan geç venöz fazlara kadar kanın akışının dinamik olarak görüntülenebildiği bir inceleme yöntemidir [17, 20]. En önemli avantajları yüksek zamansal çözünürlüğü sayesinde zamanlamanın önemsiz olması ve kontrast madde pasajı boyunca farklı fazlara ait çok sayıda hacimsel veri içermesidir. Ayrıca kontrast madde 3B tekniğe göre daha düşük dozda kullanılabilir. En önemli dezavantajı ise uzaysal çözünürlüğünün düşük olmasıdır [19]. Özellikle arteriyo-venöz malformasyonların değerlendirilmesinde tercih edilir.

Video 1. TOF yıkanma (outflow) etkisi. Yalnızca hem 90° hem de 180° RF pulsunu alan spinler sinyal oluşturabilir. Yeterince hızlı olan ya da ilk RF pulsunu uygulandıktan sonra kesite giren spinler bu RF pulslarından yalnızca birine maruz kalacaklarından sinyal oluşturmazlar.

Video 2. TOF akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisi. Tekrarlayan RF pulsuları ile sinyali baskılanmış kesite/inceleme hacmine yeni giren hareketli spinler sinyal oluştururlar. Kesit içerisinde kalmaya devam ederlerse durağan dokular gibi satüre olurlar.

Video 3. Spin eko sekansta uzaysal pre-satürasyon. İnceleme bölgesine girmeden önce 90° RF pulsuna maruz kalan hareketli spinler kesite girip 90° RF eksitasyon pulsuna tekrar maruz kaldıklarında 180° tam satüre olurlar ve sinyal üretemezler.

Video 4. Bipolar gradientin durağan ve hareketli spinlerde neden olduğu faz değişiklikleri. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden oluşan faz değişikliği gradientin ters yönlü lobu ile dengelenemez ve hareketli spinler farklı bir fazda dönmeye başlar.

Video 5. Akım kompensasyonu. İki yönlü ek gradient loblari eklenerek hem durağan hem de sabit hızla hareket eden spinlerin net faz şifti sıfırlanır.

Video 6. 2B TOF MR anjiyografi görüntü oluşumu. En iyi sinyal için akım yönüne dik kesit alınmalıdır.

Video 7. 3B TOF MR anjiyografi görüntü oluşumu. Akım hızı ile ters orantılı olarak damar seyri boyunca satürasyona bağlı olarak sinyal tedrici olarak azalır.

Video 8. Inflow b-SSFP MR anjiyografide görüntü oluşumu. Arka plan sinyali baskılanmış FOV'a giren taze kan akımı kontrast oluşturur.

Video 9. Outflow tekniğinde görüntü oluşumu.

Kaynaklar

- [1]. Elster AD. Questions and answers in mri. Available from: <https://mriquestions.com>.
- [2]. Runge VM, Nitz WR, Heverhagen JT. The physics of clinical mr taught through image. New York: Thieme; 2018. [\[Crossref\]](#)
- [3]. Backens M, Schmitz B. Unenhanced MR Angiography. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.3-22. [\[Crossref\]](#)
- [4]. Westbrook C, Talbot J. MRI in practice. 5th ed. Hoboken, NJ: Wiley; 2018.
- [5]. McRobbie DW, Moore EA, Graves MJ, Prince MR. MRI from picture to proton. 3rd ed. Cambridge, New York: University Printing House, Cambridge University Press; 2016.

- [6]. Kim SE, Parker DL. Time-of-flight angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.39-50. [\[Crossref\]](#)
- [7]. Wheaton AJ, Miyazaki M. Non-contrast enhanced MR angiography: Physical principles. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36: 286-304. [\[Crossref\]](#)
- [8]. Korosec FR. Basic principles of mri and mr angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.3-38. [\[Crossref\]](#)
- [9]. Jung B, Marklı M. Phase-contrast mri and flow quantification. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.51-64. [\[Crossref\]](#)
- [10]. Azarine A, Garçon P, Stansal A, Canepa N, Angelopoulos G, Silvera S, et al. Four-dimensional flow mri: Principles and cardiovascular applications. *Radiographics* 2019; 39: 632-48. [\[Crossref\]](#)
- [11]. Markl M, Schnell S, Wu C, Bollache E, Jarvis K, Barker AJ, et al. Advanced flow MRI: Emerging techniques and applications. *Clin Radiol* 2016; 71: 779-95. [\[Crossref\]](#)
- [12]. Miyazaki M, Akahane M. Non-contrast enhanced MR angiography: Established techniques. *J Magn Reson Imaging* 2012; 35: 1-19. [\[Crossref\]](#)
- [13]. Ivancevic MK, Geerts L, Weadock WJ, Chenevert TL. Technical principles of mr angiography methods. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2009; 17: 1-11. [\[Crossref\]](#)
- [14]. Hays A, Weiss RG, Stuber M. Noncontrast coronary artery imaging. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.129-41. [\[Crossref\]](#)
- [15]. Miyazaki M, Isoda H. Non-contrast-enhanced MR angiography of the abdomen. *Eur J Radiol* 2011; 80: 9-23. [\[Crossref\]](#)
- [16]. Miyazaki M, Sugiura S, Kassai Y, Kanazawa H, Edelman R, Koktuzoglu I. Flow-dependent noncontrast mr angiography. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.89-106. [\[Crossref\]](#)
- [17]. Zhang H, Zhang W, Prince MR. Technical aspect of contrast-enhanced mra. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.65-74. [\[Crossref\]](#)
- [18]. Ho VB, Corse WR, Maki JH. Contrast-enhanced mr angiography: Theory and technical optimization. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications*. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.23-42. [\[Crossref\]](#)
- [19]. Pereles FS, Ho VB. Time-resolved mr angiography. In: Schneider G, Prince MR, Meaney JFM, Ho VB, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Techniques, Indications and Practical Applications*. Milan: Springer-Verlag; 2005.p.43-54. [\[Crossref\]](#)
- [20]. Riederer SJ, Haider CR, Johnson CP, Mostardi PM. Time-resolved, contrast-enhanced mr angiography using cartesian methods. In: Carr JC, Carroll TJ, editors. *Magnetic Resonance Angiography, Principles and Applications*. New York: Springer Science+Business Media LLC; 2012.p.75-88. [\[Crossref\]](#)

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit

Sayfa 215

Time-of-flight (TOF) hareketli spinlerin yer değiştirmesi esasına dayanır ve adından da anlaşılacağı üzere hareketli spinlerin kesit içerisinde kaldığı süre ile ilgili bir fenomendir. TOF etkisi yüksek akım hızına bağlı sinyal kaybı (yıkanma/outflow etkisi) ya da akıma bağlı parlaklaşma (giriş kesiti fenomeni/inflow etkisi) olmak üzere iki farklı şekilde görülür.

Sayfa 217

Uygulanan gradientin şiddeti ve süresiyle orantılı olarak hem durağan hem de hareketli dokularda faz kayması gerçekleşir; farklı bir fazda presesyon göstermeye başlarlar. Durağan dokularda oluşan faz değişikliği, aynı boyutta ters yönlü bir gradient uygulanarak dengelenebilir ve sonuçta net faz şifti sıfır olur. Hareketli spinlerin yeri değiştiğinden bipolar gradientin ters yönlü aynı boyuttaki lobu, ilk gradientin oluşturduğu faz farklılığını dengeleyemez. Hareketli spinlerin hızlarıyla orantılı bir faz şifti oluşur.

Sayfa 218

TOF MR anjiyografi akıma bağlı parlaklaşma (inflow) etkisine dayanan kontrastsız MR anjiyografi yöntemidir. Kullanılan sekans T1 ağırlıklı hızlı Spoiled gradient eko sekansıdır. Kısa TR süreleri ile tekrarlayan RF pulsları durağan dokularda longitudinal manyetizasyonun geri kazanımını engelleyerek sinyali baskılar. Akan kan ile birlikte kesite giren yeni protonlar bu saturasyondan etkilenmediklerinden vasküler yapılar baskılanmış arka plan içerisinde parlak sinyalli olarak izlenir.

Sayfa 221

Kontrastlı MR anjiyografi ile daha geniş inceleme alanlarında, çok daha hızlı, yüksek SNR'ye sahip, daha az artefaklı görüntüler elde edilebildiğinden kontrastsız MR anjiyografiler birçok anatomik bölgede yerini büyük oranda kontrastlı MR Anjiyografiye bırakmıştır. Ancak MR kontrast maddelerin vücutta birikme, Nefrojenik sistemik fibrozis oluşturma ve alerji gibi riskleri dışında gebelikte kontrast madde kullanımının rölatif kontrendike olması, maliyet ve damar yolu problemleri gibi nedenlerle kontrastsız MR anjiyografi teknikleri önemini korumaktadır.

Sayfa 225

Ekstrasellüler kontrast maddelerin ilk geçiş etkisine bağlı görüntülemeye dayanan kontrastlı MR anjiyografi günümüzde en sık kullanılan MR anjiyografi yöntemidir. Daha önce de belirtildiği üzere geniş inceleme alanlarında, hızlı ve yüksek SNR'li görüntülemeye olanak sağlaması ve kontrastsız MR anjiyografi tetkiklerine kıyasla artefaktlara daha dirençli olması nedeniyle tercih edilen yöntem haline gelmiştir. Ekstrasellüler kontrast madde olarak paramanyetik metal iyon olan Gadolinium şelatları kullanılır. Bu kontrast maddeler kendileri görüntü oluşturmazlar; lokal manyetik inhomojenite ile kan protonlarının T1 relaksasyon süresini kısaltırlar.

Sayfa 225

MRG'de k-uzayının merkezi sinyalden sorumlu olduğunda 3B kontrastlı MR anjiyografide bu bölüm pik arteriyel kontrastlanma sırasında doldurulmalıdır. K-uzayının bu bölümünün olması gerekenden daha erken doldurulması durumunda yetersiz kontrasta bağlı kenar belirginleşmesi ya da ring artefaktı oluşur. Geç kalınması durumunda ise arterler beklenenden daha düşük kontrastlı olarak görünürken aynı zamanda görüntülerde venöz kontaminasyon oluşur.

MRG'de Akım Etkileri, Akıma Dayalı Görüntüleme ve MR Anjiyografi

Hasan Yiğit

1. TOF fenomeni ile ilgili aşağıdakilerden hangisi yanlıştır?
 - a. Akım hızı arttıkça hem inflow, hem outflow etkisi azalır.
 - b. TOF yıkanma etkisi spin eko sekanslarında izlenir.
 - c. Kesit kalınlığı arttıkça hem inflow, hem outflow etkisi azalır.
 - d. Uzun TE süresinde yıkanma etkisi daha belirgindir.
 - e. TOF inflow etkisi pre-satürasyon ile baskılanabilir.
2. TOF MR anjiyografi ile karşılaştırıldığında aşağıdakilerden hangisi Faz kontrast MR anjiyografinin bir özelliği değildir?
 - a. Arka plan sinyalinin baskılanması daha başarılıdır.
 - b. Satürasyon problemi olmadığından düşük akım hızına daha duyarlıdır.
 - c. İntravenöz kontrast madde kullanımı arka plan parlaklığını artırmaz.
 - d. Kısa TE süresi nedeniyle faz hatalarına daha dirençlidir.
 - e. Üç düzlemde akım kodlaması inceleme süresini uzatır.
3. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografi aşağıdakilerden hangisi için tercih edilmez?
 - a. Alt ekstremita MR anjiyografi
 - b. Pulmoner MR anjiyografi
 - c. Aorta MR anjiyografi
 - d. Pelvik MR anjiyografi
 - e. Renal MR anjiyografi
4. Aşağıdaki MR anjiyografi tetkiklerinden hangisinde TI süresi arka plan sinyalinin baskılanmasında rol oynar?
 - a. Subtraksiyonlu ASL b-SSFP MR anjiyografi
 - b. Inflow ASL b-SSFP MR anjiyografi
 - c. EKG tetiklemeli FSE MR anjiyografi
 - d. TOF MR anjiyografi
 - e. Kontrastlı MR anjiyografi
5. Kontrastlı MR anjiyografi ile ilgili aşağıdaki ifadelerden hangisi yanlıştır?
 - a. İntravenöz uygulanan Gadolinyumun görüntülenmesi esasına dayanır.
 - b. Kontrast maddenin ilk vasküler geçişi sırasında görüntüleme gereklidir.
 - c. Genellikle kontrast madde öncesi mask görüntü alınır.
 - d. Kısa TR ve TE sürelerine sahip 3B Spoiled Gradient eko sekansı kullanılır.
 - e. 4B time-resolved kontrastlı MR anjiyografide zamanlama önemsizdir.