

# Hızlandırılmış Uçuş-Zamanlı MR Anjiyografi için Bütünleşik Kısmi Fourier ve Sıkıştırılmış Algılama Geriçatımı

## Joint Partial Fourier and Compressed Sensing Reconstruction for Accelerated Time-of-Flight MR Angiography

Toygan Kılıç<sup>1,2</sup>, Tolga Çukur<sup>1,2,3</sup>, Oktay Algın<sup>2,4</sup> ve Emine Ülkü Sarıtaş<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup>Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye

<sup>2</sup>Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi (UMRAM), Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye

<sup>3</sup>Sinirbilim Programı, Sabuncu Beyin Araştırmaları Merkezi, Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye

<sup>4</sup>Radyoloji Bölümü, Ankara Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara, Türkiye  
{toygan,cukur,saritas}@ee.bilkent.edu.tr, droktayalgin@gmail.com

**Özetçe** —Popüler bir manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tekniği olan uçuş-zamanlı MR anjiyografi sekansı, kafatası içi damarların görüntülenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak akış etkisini güçlendirerek damar kontrastını artırmak için kullanılan yöntemler çekim süresinin uzamasına sebep olmaktadır. Bu çalışma, sıkıştırılmış algılama (SA) yardımıyla faz kodlama boyutlarında 2 boyutlu (2B) hızlandırma ve eko zamanını azaltmak amacıyla frekans kodlama yönünde bir boyutlu (1B) kısmi Fourier veri alımını birleştirmektedir. Bu çalışma, dışbükey kümelerle izdüşüm (DKİ) metodunu 1B kısmi Fourier izdüşümlerini frekans kodlama yönünde; 2B sıkıştırılmış algılama izdüşümlerini de faz kodlama yönlerinde yaparak geriçatım işlemini uygulamaktadır. Önerilen yöntem uçuş-zamanlı MR anjiyografi görüntülerindeki çekim verimliliğini artırırken damar-arka plan kontrastının korunmasını sağlamaktadır.

**Anahtar Kelimeler**—sıkıştırılmış algılama, uçuş-zamanlı MR anjiyografi, kısmi Fourier geriçatımı

**Abstract**—Time-of-flight (TOF) magnetic resonance (MR) angiography is a popular tool for non-contrast-enhanced angiographic imaging of intracranial vasculature. However, strategies that lead to enhancement of inflow effects come at the expense of prolonged scan times. This study proposes a combination of two dimensional (2D) acceleration in the phase-encode dimensions via compressed sensing (CS) and one dimensional (1D) partial Fourier (PF) data acquisition in the readout dimension to reduce echo time. An improved projections-onto-convex-sets (POCS) reconstruction framework is utilized, which decomposes the problem into 1D PF projections along the readout dimension, and 2D CS projections along the phase-encode dimensions. This framework enables scan-efficient TOF MR angiography imaging to help maintain high vessel-background contrast.

**Keywords**—compressed sensing, TOF, partial Fourier reconstruction

### I. GİRİŞ

Uçuş-zamanlı manyetik rezonans (MR) anjiyografi, intrakranial damarların kontrast madde kullanılmadan görüntülenmesinde sıklıkla kullanılan bir tekniktir. Bu teknikte amaç damarlar ile arka plan arasındaki sinyal farkını mümkün olduğunca artırmaktır. Bunun için öncelikle RF darbeler arasındaki süre olabildiğince kısaltılarak, hareketsiz arka plan dokuları baskılanır. Damarlarda akan kan ise sürekli yenilendiği için kan sinyali bu RF darbelerden arka plan kadar etkilenmez. Böylece MR anjiyografi kontrastı elde edilir [1]. Kan akış etkisinin gözlenmesinin yanı sıra sinyal-gürültü oranının (SGO) da korunması amacıyla, genellikle çoklu-tabakalı üç boyutlu (3B) veri alımı tercih edilmektedir. Ancak bu durum görüntüleme süresinin ciddi seviyede uzamasına sebep olmaktadır. Önceki çalışmalarda çekim süresinin kısaltılması için paralel görüntüleme (PG) [2], sıkıştırılmış algılama (SA) [3] ve faz kodlama yönünde kısmi Fourier (KF) veri alımı [4]–[6] yöntemleri önerilmiştir. Ne var ki, KF veri alımının faz kodlama yönünde uygulanması, hem PG hem de özellikle SA için gerekli olan veri örnekleme gereksinimlerini engellemektedir [3].

Anjiyografi görüntülerinin uzamsal boyutta seyrek olması, bu görüntüleme yöntemini SA için uygun kılmaktadır [7], [8]. Faz kodlama yerine frekans kodlama yönünde KF veri alımı ise, hem eko süresinin kısaltılarak kan sinyalinin artırılmasını hem de PG ve SA için gerekli örnekleme uyumluluğunu sağlar. Ancak, Fourier uzayının veri alınmayan kısmına herhangi bir işlem yapılmadan geriçatım uygulanması, görüntülerin ciddi seviyede bulanıklaşmasına sebep olmaktadır. Bundan dolayı frekans kodlama yönünde tek boyutlu (1B) KF geriçatımı yapılması çözünürlüğün korunması açısından önem taşımaktadır. Bu çalışmada uçuş-zamanlı MR anjiyografi için faz kodlama yönlerinde SA ile iki boyutlu (2B) hızlandırma, frekans kodlama yönünde ise KF veri alımı ile 1B hızlandırma sağlanması önerilmektedir. Bu iki problemin bütünleşik çözümü için ise dışbükey kümelerle izdüşüm (DKİ) tekniği ile ardı ardına iz-

düşümlerin elde edildiği bir geriçatım yöntemi önerilmektedir. Önerilen yöntem, hem yüksek kontrastlı kan sinyalinin elde edilmesini sağlayan düşük eko süresi kullanımını, hem de görüntüleme süresinin verimli kullanılmasını mümkün kılar.

## II. YÖNTEM

### A. MR Veri Toplama

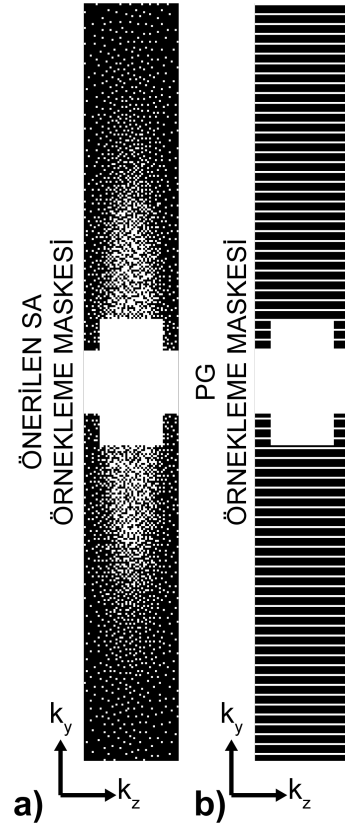
Sağlıklı bir bireyden 3T Siemens (MAGNETOM Tim Trio Syngo) MR tarayıcı cihazının 32 kanallı kafa bobini yardımıyla uçuş-zamanlı MRI anjiyografi verileri elde edilmiştir. Fourier uzayında (yani  $k$ -uzayında) veri alımı için sağ/sol frekans kodlama yönü ( $k_x$ ), anterior/posterior faz kodlama yönü ( $k_y$ ), superior/inferior ise kesit yönü ( $k_z$ ) olarak seçilmiştir.  $0.44 \times 0.44 \times 0.44 \text{ mm}^3$  izotropik çözünürlük, eko zamanı (TE) = 4.24 ms, tekrarlamama zamanı (TR) = 21 ms, frekans kodlama yönünde %71.35 KF veri alımı gerçekleştirilmiştir. Toplam görüntüleme süresi 32 dakikadır. Tüm beyni görüntüleyebilmek için her biri 48 kesitten oluşan toplam 5 tabaka için veri alınmıştır. Her bir tabakada %50 fazla örnekleme kullanılmıştır ve her bir tabaka için veri matris boyutu  $274 \times 384 \times 48$  olarak seçilmiştir.

### B. Örnekleme Düzeni

Bu çalışmada faz kodlama yönlerinde retrospektif, frekans kodlama yönünde ise prospektif alt örnekleme uygulanmıştır. Faz kodlama ( $k_y - k_z$ ) yönlerinde değişken yoğunluklu 2B Poisson-disk yöntemi ile alt örnekleme yapılmıştır. SA geriçatımı için  $k_y - k_z$  düzleminde kalibrasyon alanının büyüklüğü  $64 \times 32$  olarak belirlenmiştir ve bu alan bütünüyle örneklenmiştir. Diğer iki yöne göre  $k_z$  yönünde az sayıda (48 adet) örnekleme yapılmasından dolayı, seçilen kalibrasyon alanına ek olarak Fourier uzayının merkezdeki kısmında faz yönündeki 32 örnek de tamamen alınmıştır [9]. Buna göre, önerilen yöntem için 3,3 kat hızlandırma faktörüne denk gelen örnekleme maskesi Şekil 1 a'da gösterilmiştir. Karşılaştırma yöntemi olarak kullanılan PG için de tamamen örneklenen merkezi kısım önerilen yöntemle aynı şekilde seçilmiştir. Şekil 1 b'de gösterildiği gibi PG için  $k_y$  yönünde satır atlayarak gerçekleştirilen örnekleme, önerilen yöntem ile aynı hızlandırma faktörüne denk gelecek şekilde ayarlanmıştır. Her iki yöntem için de çoklu-tabakalı 3B uçuş-zamanlı anjiyografi verilerinde frekans kodlama yönünde %71.35 oranında KF veri alımı kullanılmıştır. Böylece önerilen yöntem ve PG yöntemi adil bir karşılaştırma olacak şekilde aynı görüntüleme süresine sahip olmaktadır.

### C. Görüntü Geriçatımı

Önerilen yöntem, ardı ardına SA ve KF yöntemlerinin DKİ ile bütünleşik çözümünü sağlamaktadır. Buna göre SA ve KF izdüşümleri yakınsamaya ulaşmaya kadar yinelemeli bir şekilde ardı ardına uygulanmaktadır. Karşılaştırma için şu yöntemler kullanılmıştır: Alınmayan  $k$ -uzayı verilerinin sıfır ile doldurulup doğrudan ters Fourier dönüşümü uygulanmasına dayalı geriçatım (FOURIER), standart SA geriçatımı [3], standart PG geriçatımı [2] ve standart PG sonrasında KF izdüşümü (PG+KF). Bu geriçatımların 32 kanallı veri için gerçekleştirilmesi geriçatım süresini fazlasıyla artırdığı için, tüm yöntemlerde öncelikle kanal sıkıştırma işlemi ile veri 8 kanala düşürülmüştür [10]. Görüntülerin SA ile geriçatılması



Şekil 1: Örnekleme maskeleri ( $384 \times 48$  matris). (a) Önerilen sıkıştırılmış algılama (SA) örnekleme maskesi ve (b) karşılaştırma yöntemi olan paralel görüntüleme (PG) örnekleme maskesi. Her iki yöntem için de hızlandırma faktörü  $R = 3,3$  olacak şekilde seçilmiştir. Önerilen SA yöntemi için örnekleme yöntemi değişken yoğunluklu Poisson-disk olarak seçilmiştir. Kalibrasyon alanının büyüklüğü  $64 \times 32$ 'dir. Bu bölgeye ek olarak  $k_y$  yönünde Fourier uzayının merkezinden 32 örnek daha alınmıştır.

enasasında öncelikle  $k_x$  yönünde 1B Fourier dönüşümü gerçekleştirilmiştir ve her  $x$  kesiti sırasıyla SA ile geriçatılmıştır. SA işlemi bittikten sonra KF geriçatımı uygulanmıştır. Bu çalışmada SA ve KF izdüşümleri ardı ardına 3 yinleme ile tekrarlanmıştır. Bu aşamalar sonrası farklı kanallardan elde edilen görüntülerin birleştirilmesi için kareler toplamı metodu kullanılmıştır. SA ve KF geriçatımlarının ayrıntıları aşağıdaki kısımlarda detaylı olarak anlatılmaktadır.

1) *Sıkıştırılmış Algılama (SA) Geriçatımı:* Bu çalışmada SA için SPiRiT yöntemi kullanılmıştır [3]. Bu teknikte  $k$ -uzayının faz kodlama yönlerindeki ( $k_y - k_z$ ) düşük frekanslı merkezi kısımları tamamen örneklenmekte ve sonrasında kalibrasyon amaçlı kullanılmaktadır. Geri kalan faz kodlama örnekleri 2B Poisson-disk yoğunluklu örnekleme ile rastgele alınmaktadır. Farklı kanallardan elde edilmiş kalibrasyon bölgesi verileri, aradeğerleme operatörü tahmini için kullanılmaktadır. Operatör tahmini esnasında  $k$ -uzayının alınmayan örnekleri ile komşu örnekler arasında aşağıdaki gösterilen denklemde olduğu gibi doğrusal bir ilişki tanımlanmaktadır:

$$s_i = A g_i \quad (1)$$

Denklem içerisinde  $s_i$ , her bir  $i$  kanalı için kalibrasyon bölgesinden elde edilen sentez veriyi,  $A$  kanal içi ve kanallar arası komşu veri örneklerinden oluşturulan matrisi,  $g_i$  ise komşu örneklerin sentezlenecek veriye ağırlıklı etkisini gösteren vektördür.  $g_i$  vektörünün bulunması için aşağıdaki ters problem

çözümüştür.

$$g_i = (A^*A + \beta I)^{-1} A^* s_i \quad (2)$$

Denklem içerisindeki  $\beta$ , Tikhonov düzenleştirme parametresini ifade etmektedir. Tikhonov parametresi matris koşullanmasının artması ve gürültüye karşı daha gürbüz olunması amaçlı olarak kullanılmıştır [11]. Yapılan parametre taraması sonrasında bu değer 0.001 olarak seçilmiştir. Denklem 2 sonucunda bulunan kernel değerlerini ifade eden  $g_i$ , geriçatım esnasında evrişim işleminde kullanılmak üzere  $G$  matris formunda ifade edilmiştir. Elde edilen  $G$  aradeğerleme operatörü kullanılarak aşağıdaki optimizasyon problemi oluşturulmuştur:

$$\arg \min_m \|(DF(m) - y)\|_2^2 + \lambda \|((G - I)m)\|_2^2 \quad (3)$$

Denklem içerisindeki  $m$  geriçatılan görüntüyü,  $y$  alınan k-uzayı verisini,  $F$  Fourier dönüşümünü,  $D$  kullanılan maskeyi,  $\lambda$  veri tutarlılığı ile kalibrasyon tutarlılığı arasındaki ceza değerini belirlemektedir. Farklı  $\lambda$  değerlerinin denenmesi sonrasında en uygun parametre olarak 0.001 kullanılmasının uygun olduğu anlaşılmıştır. Bu değer çok büyük olması görüntülerde gürültü seviyesinin artmasına sebep olmaktadır. Bu problemin çözümü için kullanılan conjüge gradyan yönteminde yineleme sayısı 10 olarak seçilmiştir.

2) *Kısmi Fourier (KF) Geriçatımı*: MR görüntüleri karmaşık değerlidir. Görüntüler reel değerli olsaydı, k-uzayında verinin yalnızca %50'si alınabilir, geri kalan kısım ise eşlenik simetri özelliği ile doldurulabilirdi. MR'da görüntüler karmaşık değerli olsa da uzamsal olarak görece yavaş değişen bir faza sahiplerdir. Bu fazın tahmin edilebilmesi için KF veri alımı sırasında k-uzayının %50'den fazlasının örneklenmesi gerekmektedir. Bundan dolayı bu çalışmada frekans kodlama yönünde %71.35 KF veri alımı kullanılmıştır. KF geriçatımında, görüntüdeki fazın uzamsal olarak yavaş değiştiği varsayımı ile k-uzayının simetrik örneklenen merkezinden elde edilen görüntüden bir faz tahmini yapılır. Bu fazın görüntüden çıkarılması sonrası ise eşlenik simetri ile k-uzayının örneklenmemiş kısmı doldurulur.

Bu çalışmada DKİ'ye dayalı KF geriçatımı frekans kodlama yönünde eksik olan verinin doldurulması için kullanılmıştır [12]–[14]. Aşağıdaki denklemlerde 3B verinin k-uzayında örneklenen kısmı  $M_{pk}(k_x, k_y, k_z)$  ve simetrik örneklenen kısmı  $M_s(k_x, k_y, k_z)$  olarak isimlendirilmiştir. Geriçatımın amacı yinelemeli bir şekilde k-uzayı verisinin boş kısmını doldurmaktır. Öncelikle  $M_s(k_x, k_y, k_z)$  için boş olan kısımlar sıfır ile doldurulur. Görüntü uzayında Gibbs artefaktını önlemek amacıyla verinin aniden sıfıra geçmesi yerine yumuşak geçiş sağlayan Hann pencerelemesi uygulanmıştır. Denklem 4'te bu pencere  $H(k_x, k_y, k_z)$  olarak isimlendirilmiştir. Görüntünün uzamsal olarak yavaş değişen fazı,  $p(x, y, z)$ , aşağıdaki şekilde elde edilmektedir:

$$m_s(x, y, z) = \mathcal{F}_{3B}^{-1} \{ M_s(k_x, k_y, k_z) H(k_x, k_y, k_z) \} \quad (4)$$

$$p(x, y, z) = e^{i\mathcal{L}m_s(x, y, z)} \quad (5)$$

Başlangıç görüntüsü olarak alınan k-uzayının verisinin boş olan kısmı sıfır ile doldurulabilir. Buna göre başlangıç görüntüsü  $m_1$  denklem 6'da ifade edilmiştir:

$$m_1(x, y, z) = \mathcal{F}_{3B}^{-1} \{ M_{pk}(k_x, k_y, k_z) \} \quad (6)$$

Her yineleme esnasında elde edilen görüntünün fazı ilk başta tahmin edilen düşük çözünürlüklü görüntünün fazına zorlanır:

$$m_{i,pc}(x, y, z) = |m_i(x, y, z)| p(x, y, z) \quad (7)$$

Fazı zorlanan görüntü olan  $m_{i,pc}$  Fourier dönüşümü ile k-uzayına geri döndürülerek  $M_{i,pc}$  elde edilir. Veri tutarlılığı sağlamak için  $M_{i,pc}$ 'nin gerçekte örneklenmiş veriye karşılık gelen değerleri  $M_{pk}$ 'nin dolu olan kısımları ile doldurulur ve böylece  $M_{i+1}(k_x, k_y, k_z)$  matrisi oluşturulur. Bu esnada doldurulan kısım ile en başta var olan veri arasında yumuşak bir geçiş sağlanması amacıyla k-uzayında Fermi süzgeci uygulanır. Bu çalışmada geçiş bölgesi 4 piksel olacak şekilde bir süzgeç kullanılmıştır. Elde edilen bu k-uzayı verisinin Fourier dönüşümü ile bir sonraki yinelemede kullanılacak  $m_{i+1}(x, y, z)$  elde edilir. Bu algoritmanın 3 yineleme tekrar edilmesi ile KF geriçatımı sonlandırılır.

### III. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Şekil 2'de 3B uçuş-zamanlı MR anjiyografi verilerinden elde edilmiş geriçatım sonuçları gösterilmiştir. Burada örnek olarak aksiyel bir kesit seçilmiştir ve önerilen yöntem ile karşılaştırma yöntemlerinin sonuçları verilmiştir. Şekil 3'te ortadaki tabaka için maksimum yoğunluk izdüşümü (MYİ) yöntemi ile elde edilen damar görüntüleri gösterilmiştir. PG ve PG+KF sonuçlarında bulanıklaşma ve örtüşüm bozukluğu artefaktları görülmektedir. Standart SA geriçatımı sonucunda örtüşüm bozukluğu artefaktları giderilse de, bulanıklaşma etkisi hala devam etmektedir. Önerilen yöntem incelendiğinde ise örtüşüm bozukluğu artefaktının tamamen giderildiği ve yüksek frekanslı k-uzayı verisinin geriçatım sonucu belirlenmesi ile görüntü çözünürlüğünün iyileştiği görülmektedir. Buna bağlı olarak damarların görsel olarak tanımlanması da kolaylaşmıştır.

Önerilen yöntem ile karşılaştırma yöntemlerinin başarılarını sayısal olarak değerlendirmek için doruk sinyal gürültü oranı (DSGO) metriği kullanılmıştır. DSGO hesabında referans görüntünün pik yoğunluk değerinin karesi, referans görüntü ile geriçatılan görüntü arasındaki ortalama karesel hataya bölünmekte, ve desibel (dB) biriminden hesaplanmaktadır. Burada DSGO hesabı için MATLAB'ın *psnr* fonksiyonu kullanılmıştır. MYİ görüntülerinden elde edilen DSGO sonuçları şu şekildedir: Fourier geriçatımı için 31.36 dB, PG için 28.61 dB, SA için 31.90 dB, PG+KF için 28.14 dB, ve önerilen yöntem için 32.48 dB. Buna göre, önerilen yöntem ile MYİ görüntülerinde elde edilen gözle görülür iyileşme, DSGO sayısal başarı ölçütü ile de onaylanmıştır.

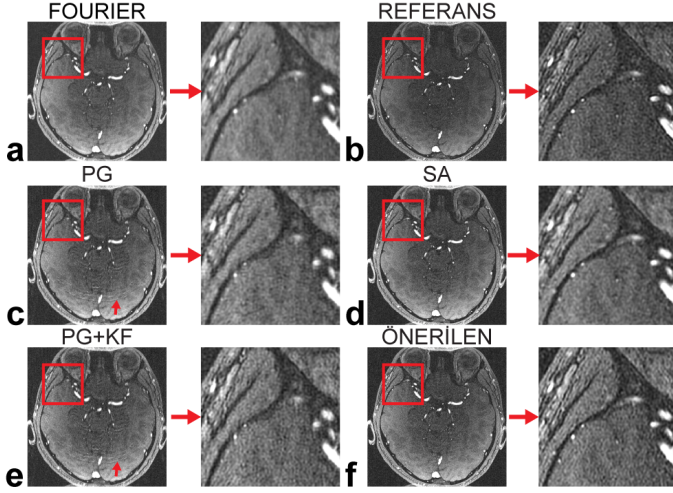
Bu çalışma uçuş-zamanlı MR anjiyografi için faz kodlama yönlerinde 2B SA ile frekans kodlama yönünde 1B KF geriçatımının DKİ ile bütünleşik çözümü için bir algoritma önermektedir. Çalışmanın temel hedefi, önceden kullanılan yöntemlerdeki gibi faz kodlama yönlerinin hem SA hem de KF için kullanılmasının aksine, KF yönünün frekans kodlama yönünde kullanılarak kan sinyali ile arka plan sinyali arasındaki kontrast farkının artırılmasıdır. Sağlıklı bireyden elde edilen MR verilerinde doğrudan sıfır ile doldurma, standart PG, standart PG sonrası KF, standart SA ve önerilen yöntem olan SA sonrası KF metodları kıyaslanmıştır. Hızlanma faktörü 3,3 olan verilerde sonuçlar değerlendirilmiştir. Önerilen yöntem diğer yöntemlerle kıyaslandığında örtüşüm bozukluğu artefaktlarının giderildiği ve görüntü çözünürlüğünün artırıldığı gözlenmiştir.

## BİLGİLENDİRME

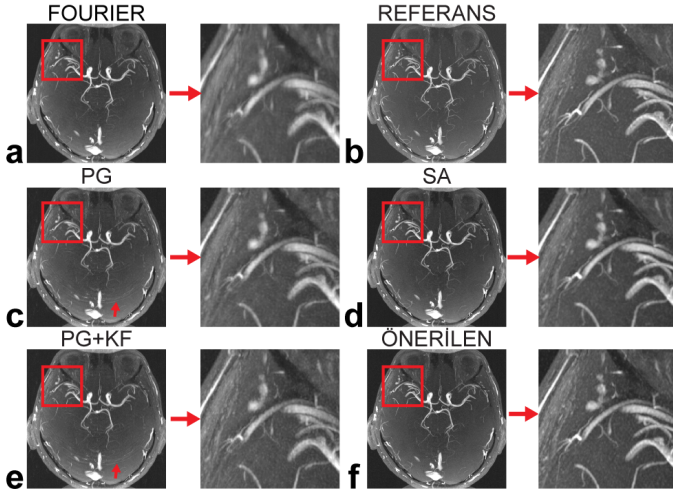
Bu çalışma Avrupa Birliği Marie Curie Kariyer Entegrasyon Desteği (Proje No: PCIG13-GA-2013-618834 ve PCIG13-GA-2013-618101), Avrupa Moleküler Biyoloji Örgütü (EMBO, Proje No: IG 3028), Türkiye Bilimler Akademisi (TÜBA-GEÇİP 2015 programı), ve Bilim Akademisi (BAGEP programı) tarafından desteklenmiştir.

## KAYNAKLAR

- [1] D.G. Nishimura, "Time-of-flight MR angiography", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 14, no. 2, pp. 194-201, 1990.
- [2] M. Griswold, P. Jakob, R. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, J. Wang, B. Kiefer and A. Haase, "Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 47, no. 6, pp. 1202-1210, 2002.
- [3] M. Lustig and J. Pauly, "SPIRiT: Iterative self-consistent parallel imaging reconstruction from arbitrary k-space", *Magnetic Resonance in Medicine*, p. 457-471, 2010.
- [4] M. Doneva, P. Börnert, H. Eggers and A. Mertins, "Partial Fourier Compressed Sensing", *Proceedings of the 18th Annual Meeting of ISMRM*, 2010, Stockholm, Sweden, pp. 4851.
- [5] T. Kustner, C. Wurslin, S. Gatidis, P. Martirosian, K. Nikolaou, N. Schwenzer, F. Schick, B. Yang and H. Schmidt, "MR Image Reconstruction Using a Combination of Compressed Sensing and Partial Fourier Acquisition: ESPrESSO", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 35, no. 11, pp. 2447-2458, 2016.
- [6] G. Li, J. Hennig, E. Raithel, M. Büchert, D. Paul, J.G. Korvink and M. Zaitsev, "An L1-norm phase constraint for half-Fourier compressed sensing in 3D MR imaging", *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, vol. 28, no. 5, pp. 459-472, 2015.
- [7] T. Çukur, M. Lustig and D.G. Nishimura, "Improving non-contrast-enhanced steady-state free precession angiography with compressed sensing", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 61, no. 5, pp. 1122-1131, 2009.
- [8] T. Çukur, M. Lustig, E.U. Saritas and D.G. Nishimura, "Signal compensation and compressed sensing for magnetization-prepared MR angiography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 30, no. 5, pp. 1017-1027, 2011.
- [9] Y. Fushimi, T. Okada, T. Kikuchi, A. Yamamoto, T. Okada, T. Yamamoto, M. Schmidt, K. Yoshida, S. Miyamoto and K. Togashi, "Clinical evaluation of time-of-flight MR angiography with sparse undersampling and iterative reconstruction for cerebral aneurysms", *NMR in Biomedicine*, vol. 30, no. 11, p. e3774, 2017.
- [10] T. Zhang, J. Pauly, S. Vasanawala and M. Lustig, "Coil compression for accelerated imaging with Cartesian sampling", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 69, no. 2, pp. 571-582, 2012.
- [11] E. Biyik, E. Ilicak and T. Çukur, "Reconstruction by calibration over tensors for multi-coil multi-acquisition balanced SSFP imaging", *Magnetic Resonance in Medicine*, doi: 10.1002/mrm.26902, 2017.
- [12] E. Haacke, E. Linskogj and W. Lin, "A fast, iterative, partial-fourier technique capable of local phase recovery," *J. Magn. Reson.*, 92(1):126-145, 1991.
- [13] E.U. Saritas, D. Lee, T. Çukur, A. Shankaranarayanan and D.G. Nishimura, "Hadamard slice encoding for reduced-FOV diffusion-weighted imaging", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 72, no. 5, pp. 1277-1290, 2016.
- [14] E.U. Saritas, C.H. Cunningham, J.H. Lee, E.T. Han and D.G. Nishimura, "DWI of the spinal cord with reduced FOV single-shot EPI", *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 60, no. 2, pp. 468-473, 2008.



Şekil 2: Önerilen yöntem ve karşılaştırma yöntemleri için geriçatım sonuçları. (a) Alınmayan k-uzayı verilerinin sıfır ile doldurulup doğrudan ters Fourier dönüşümü uygulanmasına dayalı geriçatım, (b) referans görüntü, (c) standart paralel görüntüleme (PG) geriçatımı, (d) standart sıkıştırılmış algılama (SA) geriçatımı, (e) standart PG sonrasında kısmi Fourier (KF) geriçatımı, ve (f) ardı ardına SA ve KF yöntemlerinin bütünlük çözümüne dayanan önerilen geriçatım için sonuçlar gösterilmiştir. Burada tüm görüntüler arasında örnek olarak seçilen bir aksiyel kesit gösterilmiştir. Önerilen yöntem diğer yöntemlere göre çözünürlüğü iyileştirmekte ve örtüşüm bozukluğu artefaktlarını gidermektedir.



Şekil 3: Maksimum yoğunluk izdüşümü (MYİ) yöntemi ile ortadaki tabaka için sonuçlar. (a) Fourier geriçatımı, (b) referans görüntüye göre oldukça bulanık sonuçlar vermektedir. (c) PG ve (e) PG+KF yöntemlerinin örtüşüm bozukluğu ve bulanıklaşma artefaktlarını gideremediği görülmektedir. (d) Sadece SA uygulandığı durumda görüntülerdeki örtüşüm bozukluğu artefaktları giderilmesine karşın, bulanıklaşmaya karşı etkisiz kalmaktadır. (f) Öte yandan, önerilen yöntem çözünürlüğü iyileştirmekte ve damarların görünürlüğünü artırmaktadır.