Hızlandırılmış Faz Döngülü bSSFP Görüntülerinde Duyarlılık Başarımını Arttırmak için Huber Fonksiyonuna Dayalı Geriçatım

Huber Function based Reconstruction in Accelerated Phase-Cycled bSSFP Acquisitions for Increased Detection Performance

Efe Ilıcak^{1,2}

¹Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

²Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi

Bilkent Üniversitesi

Ankara, Türkiye

eifeilicak@ee.bilkent.edu.tr

Tolga Çukur^{1,2,3}

¹Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü

²Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi

³Sinirbilim Programı, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilkent Üniversitesi

Ankara, Türkiye

cukur@ee.bilkent.edu.tr

Özetçe —Dengeli kararlı-durum serbest devinim görüntüleme teknikleri, bükülme artefaktı olarak adlandırılan, telafi edilemez sinyal kayıplarından etkilenmektedir. Bu problemi çekim verimliliğini azalmadan aşmak amacıyla, birden fazla faz döngülü görüntünün birleştirildiği, hızlandırılmış çoklu çekim teknikleri yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak bu geriçatım tekniklerinde kullanılan yumuşak eşikleme yöntemi, geriçatımlardaki duyarlılık başarımını ve görüntü kalitesini düşürebilmektedir. Bu çalışmada Huber fonksiyonu kullanarak küçük terimlerde duyarlılığı arttıran bir geriçatım tekniği değerlendirilmektedir. Bu yöntem geleneksel geriçatım yöntemleri ile tepe sinyal gürültü oranı ve yapısal benzerlik değeri bakımından karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler—bSSFP, bükülme artefaktı, sıkıştırılmış algılama.

Abstract—Balanced steady-state free precession imaging suffers from irrecoverable signal losses, called banding artifacts. A common way to alleviate banding artifacts without sacrificing scan-efficiency is to use multiple-acquisition methods that combine phase-cycled images. However, soft thresholding applications used during the recovery can reduce the detection performance and image quality. In this study, a reconstruction strategy that applies Huber function to increase detection sensitivity on small coefficients is evaluated. This strategy is compared with conventional methods in terms of peak signal to noise ratio and structural similarity index.

Keywords—bSSFP, banding artifact, compressed sensing.

I. GİRİŞ

Dengeli kararlı-durum serbest devinim (balanced steady-state free precession-bSSFP) darbe dizinleri, kısa tekrarlama zamanı (TR) değerleri için yüksek sinyal seviyesi sağlayabilmektedir [1]. Bu özellikleri nedeniyle dinamik ve yüksek çö-

zünürlüklü hızlı görüntüleme tekniklerinde kullanılmaktadırlar [2]–[12]. Ancak bSSFP darbe dizinleri, manyetik alan homojenizasyonlarına ve rezonans dışı frekanslardaki sinyal kayıplarına hassastır [1], [13]. Bu durum, elde edilen görüntülerde bükülme artefaktı olarak adlandırılan, telafi edilemez görüntü kayıplarına neden olmaktadır.

Bükülme artefaktlarını engellemek amacıyla literatürde birçok başarılı yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemlere örnek olarak manyetizasyon profillerini değiştirmek için değiştirilmiş darbe dizinleri, frekans hassasiyetlerini engellemek için geliştirilen sinyal modelleri ve çoklu çekim yöntemleri gösterilebilir [14]–[19].

Çoklu çekim yöntemlerinde görüntü, bükülme artefaktlarının üst üste gelmemesi amacıyla değişik faz döngülerinde elde edilen görüntülerin birleştirilmesiyle elde edilir. Ancak bu yöntemlerde, birden fazla görüntünün alınması, görüntüleme süresinin oldukça artmasına neden olmaktadır.

Bu problemi aşmak amacıyla daha önceki çalışmalarda faz döngülü görüntülerin, hızlandırılmış bir şekilde alınması teklif edilmiştir [13], [19], [20]. Bu yöntemlerde görüntüleme sürecindeki hızlandırma, aynı anda birden fazla kesitin alınması veya görüntülerin seyreltik yapısının kullanılması ile sağlanmıştır [20]–[22]. Görüntülerin seyreltik yapısından yararlanılan çalışmalarda görüntüleme süresi, düşük örnekleme düzenleri ve seyreklik temelli geriçatım yöntemlerinin kullanılması ile kısaltılmıştır [13], [19], [21].

Seyreklik temelli geriçatım yöntemlerinde görüntünün seyreltik yapısı genelleksel olarak yumuşak eşikleme yöntemleri ile sağlanmaktadır [21]. Ancak bu işlem sonucu eşik değeri altındaki değerlere sahip katsayılar sıfırlandığından, düşük değerlere sahip katsayıların tespiti zorlaşmaktadır [23].

Bu çalışmada hızlandırılmış faz döngülü bSSFP görün-

tülerinde duyarlılık başarımını arttırmak ve düşük değerlere sahip katsayıların tespitini sağlamak amacıyla Huber fonksiyonuna dayalı bir geriçatım tekniği değerlendirilmektedir [24]. Bu teknikte faz döngülü görüntüler, paralel görüntüleme yöntemlerine benzer şekilde ideal görüntünün manyetizasyon profili ile çarpılması şeklinde modellenmiştir [19]. Hızlandırılmış görüntüler, görüntünün seyreltik yapısından faydalanan sıkıştırılmış algılama yöntemleri ile geriçatılmıştır. Geriçatım esnasında görüntüler, Huber fonksiyonuna bağlı bir şekilde birlikte işlenmiş ve görüntü kalitesinde artırım hedeflenmiştir. Bu teknik, geleneksel yöntemlerle tepe sinyal gürültü oranı ve yapısal benzerlik değerleri bakımından karşılaştırılmıştır. Huber tekniğinin sinyal gürültü oranının çok düşük olduğu durumlarda geleneksel yöntemlerle benzer sonuçlar verdiği, diğer durumlarda ise daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

II. YÖNTEM

Bu çalışmada benzetimler gerçekçi bir beyin fantomunda yapılmıştır. Fantomda faz döngülü bSSFP sinyal seviyeleri her doku için ayrı olarak hesaplanmıştır. İki faz yönünde hızlandırma, k-uzayında değişken-yoğunlukta rastgele örnekleme yoluyla elde edilmiştir. Çoklu çekimlerdeki görüntü sayısı, hızlandırma oranına eşitlenerek, görüntüleme süresi tek bir çekim süresine eşit kalacak şekilde ayarlanmıştır.

A. Çoklu Çekim Faz Döngülü bSSFP Görüntüleme

Çoklu çekim bSSFP yönteminde, bükülme artefaktlarının üst üste gelmediği farklı faz döngülerinde N tane görüntü toplanır. Elde edilen her bir görüntüdeki bükülme artefaktı, her bir TR'de oluşan faz birikmesi $\phi(r)$, ile n'inci faz döngüsü ile elde edilen faz arttırımı $\Delta\phi_n$ 'e bağlıdır, $n \in [1N]$. Artefaksız bir görüntü ise $\phi(r) + \Delta\phi_n = \pi$ durumunun sağlanması ile elde edilebilir. Bu yolla elde edilen faz döngülü bSSFP görüntüleri ayrı ayrı veya birlikte işlenerek bükülme artefaksız geriçatım elde edilebilir.

B. Örnekleme Düzeni

Çoklu çekimlerde görüntü süresini tek bir görüntü süresine eşit tutmak amacıyla k-uzayında rastgele örnekleme düzenleri kullanılmıştır. Rastgele örnekleme düzenleri oluşturulurken değişken örnekleme yoğunluğu ile iki faz yönünde hızlandırma amaçlanmıştır. Örnekleme düzenleri, polinom temelli bir şekilde, k-uzayın %2'lik kısmında tam örnekleme yapacak şekilde oluşturulmuştur.

C. Geleneksel Geriçatım Tekniği

Rastgele örnekleme düzenleri kullanılarak toplanan hızlandırılmış manyetik rezonans verileri, sıkıştırılmış algılama yöntemi kullanılarak işlenmiştir. Bu teknik ile her faz döngüsü, birbirinden bağımsız bir biçimde, görüntülerin seyreltik yapısı kullanılarak geriçatılmıştır. Geriçatım esnasında yumuşak eşikleme yöntemi, $S_s(x) = x/(|x| - \lambda) \times \max(0, |x| - \lambda)$ kullanılmıştır.

D. Birlikte Geriçatım Tekniği

Birlikte geriçatım tekniği, geleneksel geriçatım tekniğinden farklı olarak, toplanan manyetik rezonans görüntülerinin birlikte işlenmesiyle elde edilmektedir. Bu teknikte faz döngüleri

Şekil 1: Farklı hızlandırma değerleri ile faz döngülerinde elde edilen Huber geriçatımları. Huber geriçatımı, farklı hızlandırma oranlarında başarıyla çalışabilmektedir.

birlikte kullanılarak görüntünün seyreltik yapısı güçlendirilmiştir. Bu geriçatım tekniğinde de yumuşak eşikleme yöntemi kullanılmıştır.

E. Huber Geriçatım Tekniği

Huber geriçatım tekniği, geleneksel olarak kullanılan yumuşak eşikleme tekniğinden farklı olarak eşik değerinden küçük değerlerin sıfırlanmaması amacıyla Huber fonksiyonunu kullanmaktadır:

$$S_{huber}(x) = \begin{cases} x^2/(2\lambda) & , |x| < \lambda \\ |x| - \lambda/2 & , \text{aksi halde} \end{cases} \quad (1)$$

Huber tekniği, eşik değeri λ 'dan büyük değerler için yumuşak eşikleme yöntemi ile aynı iken, eşik değerinden küçük değerlerin ağırlıklı karesini alarak bu değerlerinde geriçatım esnasında kullanılmasını sağlamaktadır. Bu teknikte de değişik faz görüntüleri birlikte işlenerek görüntülerin seyreltik yapısından yararlanılmıştır.

Üç geriçatım tekniğinde de geriçatım kalitesini arttırmak amacıyla eşikleme tekniklerinin yanı sıra; toplam değişim operatörü, kalibrasyon tutarlılığı ve veri tutarlılığı izdüşümlerinden yararlanılmıştır [22], [25]. Kalibrasyon tutarlılığının uygulanmasında k-uzayın %2'lik tam örnekleme kısmından yararlanılmıştır. Geriçatılan faz döngülü görüntüler, p-norm yöntemi ($p=4$) kullanılarak birleştirilmiştir [26].

F. Benzetimler

Geriçatım tekniklerinin başarımını ölçmek amacıyla gerçekçi bir beyin fantomundan yararlanılmıştır. Beyin fantomu, 0.5 mm isotropik çözünürlüğe sahiptir ve faz döngülü bSSFP verilerinin gerçekçi bir şekilde oluşturulması amacıyla her dokunun sinyal seviyeleri ayrı olarak hesaplanmıştır. Benzetimler aksiyal kesitlerde, $\alpha = 45^\circ$ döndürme açısı, TR=5.0 ms, TE=2.5 ms ile $\Delta\phi = 2\pi \frac{[0:1:(N-1)]}{N}$ olacak şekilde elde edilmiştir.

Geriçatım tekniklerinin görüntü kalitesini karşılaştırmak amacıyla tepe sinyal gürültü oranı (PSNR) ve yapısal benzerlik oranı (SSIM) değerleri hesaplanmıştır. Bu ölçümler, herhangi bir gürültü veya artefakt içermeyen referans görüntü kullanılarak yapılmıştır. Bu tekniğin gürbüzlüğünü göstermek amacıyla bu ölçümler, 5 farklı aksiyal kesitte, farklı hızlandırma oranları (N=2,4 ve 8) ve sinyal gürültü oranları (SNR=10,20,30 ve 35) için tekrarlanmıştır.

TABLO I: GERİÇATIM TEKNİKLERİ

Gerichatım		Geleneksel	Birlikte	Huber
Faz Döngüsü:2	PSNR	42.85±0.66	44.31±0.61	46.53±0.44
	SSIM	95.81±0.51	96.72±0.34	97.58±0.15
Faz Döngüsü:4	PSNR	33.60±0.29	36.71±0.30	38.90±0.29
	SSIM	91.08±0.42	94.47±0.22	95.75±0.14
Faz Döngüsü:8	PSNR	27.97±0.28	29.73±0.31	29.90±0.31
	SSIM	86.42±0.56	90.09±0.44	90.24±0.40

III. SONUÇLAR

Gerichatım teknikleri için tepe sinyal gürültü oranları ve yapısal benzerlik onarı değerleri 5 aksiyal kesitte, farklı hızlandırma oranları için ortama ve standard sapma (ort.±s.s) değerleriyle Tablo I’de görülebilir. 2,4 ve 8 kat hızlandırılmış 2,4 ve 8 faz döngüsünden elde edilen Huber gerichatımlar ise Şekil 1’de gösterilmiştir.

Tablo I’den görülebileceği üzere Huber gerichatım tekniği, tüm hızlandırma oranlarında diğer gerichatım tekniklerinden daha yüksek PSNR ve SSIM değerlerine sahiptir. Bu amaçla elde edilen gerichatımlar ve hata haritaları, Şekil 2’de görülebilir.

ım göstermiştir. Farklı SNR değerlerinde elde edilen Huber gerichatım ile hata haritaları ise Şekil 3’ de gözlenebilir. Görülebildiği üzere Huber gerichatımı, farklı SNR seviyelerinde bile başarı ile çalışabilmektedir.

IV. TARTIŞMA

Yapılan çalışma ile hızlandırılmış çoklu çekim faz döngülü bSSFP görüntülerinde Huber fonksiyonunun kullanıldığı bir gerichatım tekniği değerlendirilmiştir. Yumuşak eşikleme tekniklerinden farklı olarak bu teknik ile eşik değerin altında kalan değerler sıfırlanmamış, ağırlıklı kareleri alınmıştır. Bu sayede bSSFP görüntülerinde duyarlılık artırımı elde edilmiştir. Bu teknik, standart bSSFP dizinleri ile elde edilmiş verilerde bükülme artefaktlarını, geleneksel yöntemlerden daha

Şekil 2: Farklı teknikler ile elde edilen gerichatımlar ve hata haritaları. Geleneksel ve birlikte gerichatım tekniklerine kıyasla Huber gerichatımı, daha düşük hata oranı ile daha başarılı bir gerichatım sağlamaktadır.

TABLO II: SNR SEVİYELERİNDE BAŞARIM ÖLÇÜMLERİ

Faz Döngüsü:2					
	SNR	10	20	30	35
Geleneksel	PSNR	24.69±0.10	30.02±0.09	33.09±0.10	34.25±0.11
	SSIM	39.01±0.46	58.60±0.40	70.47±0.34	74.62±0.45
Birlikte	PSNR	24.73±0.10	30.20±0.08	33.39±0.09	34.59±0.09
	SSIM	39.20±0.47	59.22±0.37	71.28±0.30	75.43±0.41
Huber	PSNR	24.65±0.08	30.27±0.09	33.59±0.08	34.84±0.08
	SSIM	39.09±0.55	59.97±0.38	72.40±0.30	76.52±0.32

Faz Döngüsü:4					
	SNR	10	20	30	35
Geleneksel	PSNR	25.66±0.08	29.10±0.18	31.13±0.27	31.56±0.25
	SSIM	51.65±0.41	70.17±0.43	79.12±0.28	81.45±0.46
Birlikte	PSNR	26.08±0.05	30.33±0.12	32.80±0.18	33.47±0.19
	SSIM	52.56±0.49	72.26±0.32	81.31±0.18	83.86±0.27
Huber	PSNR	26.21±0.04	30.96±0.08	33.65±0.12	34.50±0.13
	SSIM	52.37±0.54	72.83±0.32	81.96±0.20	84.62±0.18

Faz Döngüsü:8					
	SNR	10	20	30	35
Geleneksel	PSNR	24.48±0.17	26.31±0.18	27.03±0.24	27.29±0.12
	SSIM	60.13±0.49	76.34±0.35	81.98±0.56	83.53±0.15
Birlikte	PSNR	25.62±0.18	27.87±0.22	28.71±0.27	28.95±0.23
	SSIM	63.10±0.43	79.75±0.34	85.52±0.38	86.99±0.30
Huber	PSNR	26.00±0.18	28.23±0.24	29.01±0.28	29.22±0.27
	SSIM	63.52±0.42	80.16±0.34	85.85±0.33	87.25±0.33

yüksek bir başarı oranıyla engelleyebilmektedir. Huber tekniğinin eksiklerini gidermeye yönelik birtakım iyileştirmeler bulunmaktadır. Huber tekniğinde faz döngüsü verileri birlikte işlendiğinden, faz döngüsü çekimleri arasında denek hareketleri, hareket artefaktlarına neden olabilmektedir [27]. Bu amaçla hareket düzeltici izdüşümler kullanılabilir. Bunun yanı sıra hızlandırma oranlarının yeterli olmadığı durumlarda, çok kanallı bobilerin sağladığı uzamsal kodlama bilgisi ile çoklu kesit yöntemleri kullanılarak hızlandırma oranı veya gerichatım performansı artırılabilir [28]–[31].

BİLGİLENDİRME

Bu çalışma Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından TUBA-GEBİP 2015, Marie Curie Kariyer Entegrasyon Desteği çerçevesinde PCIG13-GA-2013-618101 nolu proje, Avrupa Moleküler Biyoloji Örgütü (EMBO) tarafından IG 3028 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] K. Scheffler and S. Lehnardt, “Principles and applications of balanced SSFP techniques,” *Eur Radiol*, vol. 13, no. 11, pp. 2409–2418, 2003.
- [2] D. C. Peters, D. B. Ennis, and E. R. McVeigh, “High-resolution MRI of cardiac function with projection reconstruction and steady-state free precession,” *Magn Reson Med*, vol. 48, no. 1, pp. 82–88, 2002.
- [3] O. Bieri, S. Patil, H. H. Quick, and K. Scheffler, “Morphing steady-state free precession,” *Magn Reson Med*, vol. 58, pp. 1242–1248, 2007.
- [4] T. Çukur and D. G. Nishimura, “Multiple repetition time balanced steady-state free precession imaging,” *Magn Reson Med*, vol. 62, no. 1, pp. 193–204, Jul 2009.
- [5] K. T. Kwon, H. H. Wu, T. Shin, T. Cukur, M. Lustig, and D. G. Nishimura, “Three-dimensional magnetization-prepared imaging using a concentric cylinders trajectory,” *Magn Reson Med*, vol. 71, no. 5, pp. 1700–1710, 2014.
- [6] I. Koktzoglou, D. Li, and R. Dharmakumar, “Dephased FLAPS for improved visualization of susceptibility-shifted passive devices for real-time interventional MRI,” *Phys Med Biol*, vol. 52, no. 1, pp. 277–286, 2007.

Şekil 3: Farklı SNR seviyelerinde elde edilen Huber geriçatımları ve hata haritaları. Huber tekniği farklı gürültü seviyesinde başarı ile çalışmaktadır.

- [7] T. Çukur, J. H. Lee, N. K. Bangerter, B. A. Hargreaves, and D. G. Nishimura, "Non-contrast-enhanced flow-independent peripheral MR angiography with balanced SSFP," *Magn Reson Med*, vol. 61, no. 6, pp. 1533–1539, 2009.
- [8] N. K. Bangerter, T. Cukur, B. A. Hargreaves, B. S. Hu, J. H. Brittain, D. Park, G. E. Gold, and D. G. Nishimura, "Three-dimensional fluid-suppressed T2-prep flow-independent peripheral angiography using balanced SSFP," *Magn Reson Imaging*, vol. 29, no. 8, pp. 1119–1124, Oct. 2011.
- [9] T. Çukur, A. Shimakawa, H. Yu, B. A. Hargreaves, B. S. Hu, D. G. Nishimura, and J. H. Brittain, "Magnetization-prepared IDEAL bSSFP: A flow-independent technique for noncontrast-enhanced peripheral angiography," *J Magn Reson Imaging*, vol. 33, no. 4, pp. 931–939, Apr. 2011.
- [10] K. Scheffler, E. Seifritz, D. Bilecen, R. Venkatesan, J. Hennig, M. Demling, and E. M. Haacke, "Detection of BOLD changes by means of a frequency-sensitive trueFISP technique: preliminary results," *NMR Biomed*, vol. 14, no. 7-8, pp. 490–496, 2001.
- [11] O. Yilmaz, E. U. Saritas, and T. Çukur, "Enhanced phase-sensitive SSFP reconstruction for fat-water separation in phased-array acquisitions," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 44, no. 1, pp. 148–157, 2016.
- [12] E. Ilicak, S. Cetin, E. Bulut, K. K. Oguz, E. U. Saritas, G. Unal, and T. Çukur, "Targeted vessel reconstruction in non-contrast-enhanced steady-state free precession angiography," *NMR in Biomedicine*, vol. 29, no. 5, pp. 532–544, 2016.
- [13] T. Cukur, "Accelerated Phase-Cycled SSFP Imaging With Compressed Sensing," *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, vol. 34, no. 1, pp. 107–115, Jan. 2015.
- [14] K. S. Nayak, H.-L. Lee, B. A. Hargreaves, and B. S. Hu, "Wideband SSFP: Alternating repetition time balanced steady state free precession with increased band spacing," *Magn Reson Med*, vol. 58, no. 1, pp. 931–938, 2007.
- [15] N. K. Bangerter, B. A. Hargreaves, S. S. Vasanawala, J. M. Pauly, G. E. Gold, and D. G. Nishimura, "Analysis of multiple-acquisition SSFP," *Magn Reson Med*, vol. 51, no. 5, pp. 1038–1047, 2004.
- [16] A. M. Elliott, M. A. Bernstein, H. A. Ward, J. Lane, and R. J. Witte, "Nonlinear averaging reconstruction method for phase-cycle SSFP," *Magn Reson Imaging*, vol. 25, pp. 359–364, 2007.
- [17] T. Çukur, N. K. Bangerter, and D. G. Nishimura, "Enhanced spectral shaping in steady-state free precession imaging," *Magn Reson Med*, vol. 58, pp. 1216–1223, 2007.
- [18] B. Quist, B. A. Hargreaves, T. Çukur, G. R. Morrell, G. E. Gold, and N. K. Bangerter, "Simultaneous fat suppression and band reduction with large-angle multiple-acquisition balanced steady-state free precession," *Magn Reson Med*, vol. 67, no. 4, pp. 1004–1012, Apr. 2012.
- [19] E. Ilicak, L. K. Senel, E. Biyik, and T. Çukur, "Profile-encoding reconstruction for multiple-acquisition balanced steady-state free precession imaging," *Magnetic Resonance in Medicine*.
- [20] Y. Wang, X. Shao, T. Martin, S. Moeller, E. Yacoub, and D. J. J. Wang, "Phase-cycled simultaneous multislice balanced SSFP imaging with CAIPIRINHA for efficient banding reduction; doi:10.1002/mrm.26076," *Magn Reson Med*, vol. 0, no. 0, pp. 0–0, 2015.
- [21] M. Lustig, D. Donoho, and J. M. Pauly, "Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging," *Magn Reson Med*, vol. 58, no. 6, pp. 1182–1195, 2007.
- [22] K. T. Block, M. Uecker, and J. Frahm, "Undersampled radial MRI with multiple coils: Iterative image reconstruction using a total variation constraint," *Magn Reson Med*, vol. 57, pp. 1086–1098, 2007.
- [23] D. L. Donoho and J. M. Johnstone, "Ideal spatial adaptation by wavelet shrinkage," *Biometrika*, vol. 81, no. 3, pp. 425–455, 1994.
- [24] D. F. Yu and J. A. Fessler, "Edge-preserving tomographic reconstruction with nonlocal regularization," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 21, no. 2, pp. 159–173, Feb. 2002.
- [25] M. Murphy, M. Alley, J. Demmel, K. Keutzer, S. Vasanawala, and M. Lustig, "Fast ℓ_1 -SPIRiT compressed sensing parallel imaging MRI: scalable parallel implementation and clinically feasible runtime," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 31, no. 6, pp. 1250–1262, Jun. 2012.
- [26] T. Çukur, M. Lustig, and D. G. Nishimura, "Multiple-profile homogeneous image combination: Application to phase-cycled SSFP and multi-coil imaging," *Magn Reson Med*, vol. 60, pp. 732–738, 2008.
- [27] M. Aksoy, C. Forman, M. Straka, T. Cukur, J. Hornegger, and R. Bammer, "Hybrid prospective and retrospective head motion correction to mitigate cross-calibration errors," *Magn Reson Med*, vol. 67, no. 5, pp. 1237–1251, May 2012.
- [28] T. Çukur, J. M. Santos, J. M. Pauly, and D. G. Nishimura, "Variable-density parallel imaging with partially localized coil sensitivities," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 29, no. 5, pp. 1173–1181, May 2010.
- [29] D. Liang, B. Liu, J. Wang, and L. Ying, "Accelerating SENSE using compressed sensing," *Magn Reson Med*, vol. 62, no. 6, pp. 1574–1584, 2009.
- [30] T. Cukur, J. M. Santos, D. G. Nishimura, and J. M. Pauly, "Varying kernel-extent gridding reconstruction for undersampled variable-density spirals," *Magn Reson Med*, vol. 59, no. 1, pp. 196–201, Jan. 2008.
- [31] E. U. Saritas, D. Lee, T. Cukur, A. Shankaranarayanan, and D. G. Nishimura, "Hadamard slice encoding for reduced-FOV diffusion-weighted imaging," *Magn Reson Med*, vol. 72, no. 5, pp. 1277–1290, 2014.