Difüzyon Ağırlıklı MRG için Eşzamanlı Faz Düzeltimi ve Gürültü Giderimi

Simultaneous Phase-correction and Denoising for Diffusion-Weighted MRI

Sevgi Gökçe Kafalı[1,2], Tolga Çukur [1,2], Emine Ülkü Sarıtaş [1,2]
[1]Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye
[2]Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi (UMRAM), Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye
{kafali, cukur, saritas}@ee.bilkent.edu.tr

***Özetçe*—Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme (MRG), normal MRG'ye göre oldukça düşük sinyal-gürültü oranına (SGO) sahiptir. Yüksek uzamsal çözünürlükle birlikte makul bir SGO elde etmek için bir kesite ait görüntü pek çok kez alınmakta, ve bu tekrarların ortalaması alınarak SGO artırılması hedeflenmektedir. Ancak difüzyon ağırlıklandırmayı sağlayan gradyan manyetik alanların uygulanması esnasında bireyin hareket etmesi, görüntü tekrarlarının farklı fazlara sahip olmasına sebep olmaktadır. Bu faz farkları, tekrarların doğrudan karmaşık değerli ortalaması alındığında faz sönümlenmesine ve konumu tahmin edilemeyen yerel sinyal kayıplarına yol açmaktadır. Burada eşzamanlı olarak faz düzeltimi yapan ve gürültüyü azaltmak için yerel olmayan ortalama süzgeci kullanan bir teknik önermekteyiz. Bu tekniğin başarısı 3T MRG tarayıcı ile servikal omurilikte alınan difüzyon ağırlıklı görüntülerde gösterilmiştir.**

Anahtar Kelimeler — Difüzyon ağırlıklı MRG; yerel olmayan ortalama süzgeci; faz düzeltimi

***Abstract*—Diffusion-weighted imaging (DWI) suffers from low SNR when compared to regular MRI images. To attain reasonable SNR levels with high spatial resolution, multiple acquisitions of each slice have to be acquired. These repetitions are then averaged, with the goal of increasing the SNR. However, subject motion during diffusion-sensitizing gradients creates varying phases between repeated acquisitions. When direct complex averaging is performed, these phase offsets can cause unpredictable phase cancellations and local signal drops. Here, we propose a technique that simultaneously corrects phase and performs a non-local means filtering to reduce noise. The success of the proposed technique is demonstrated in vivo at 3T with DWI of the cervical spinal cord.**

Keywords — Diffusion-weighted MRI; Non-local means filtering; phase correction

Bu bildiri, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) (114E167 ve 215E198), ve Avrupa Birliği (FP7 Marie Curie CIG PCIG13-GA-2013-618834, PCIG13-GA-2013-618101), Avrupa Moleküler Biyoloji Organizasyonu Kurulum Fonu (IG3028) ve Türkiye Bilimler Akademisi (TÜBA-GEBİP 2015) fonlarıyla desteklenmektedir.

978-1-5090-1679-2/16/$31.00 ©2016 IEEE

I. GİRİŞ

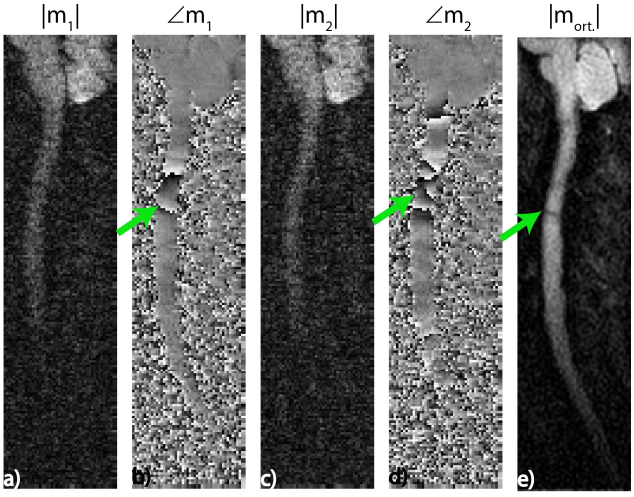
Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntülemede (MRG), normal MRG sekanslarına ek bir gradyan manyetik alan uygulanır, ve sayesinde MRG sinyali su moleküllerinin öz difüzyonlarına hassas hale getirilir. Moleküllerin difüzyonları mikroskopik düzeyde bir Brown hareketi olarak modellenir. Difüzyon ağırlıklı MRG ile hastalık teşhisi yapılmasını sağlayan mekanizma ise, difüzyonun doku yapısına bağlı olarak değişmesi, sağlıklı ve hastalıklı dokularda farklı özelliklere sahip olmasıdır.

Difüzyon ağırlıklı MRG'deki en temel sorunlardan biri bu tekniğin oldukça düşük sinyal-gürültü oranına (SGO) sahip olmasıdır. Difüzyon MRG'de elden edilen sinyal, S, şu şekilde yazılabilir:

$$S = S_0\, e^{-bD} \tag{1}$$

Burada S_0 difüzyon ağırlıklandırma olmadan elde edilen normal MRG sinyali, D [mm^2/s] dokuya ait difüzyon katsayısı, b [s/mm^2] ise difüzyon ağırlıklandırmayı sağlayan gradyan alanın şiddeti ve süresi değiştirilerek kontrol edilebilen bir parametredir. Kısacası, b değeri artırıldıkça difüzyon katsayısı farklı dokuların MRG görüntüsündeki kontrastını da artmakta, ve böylece sağlıklı/hasta doku ayrımı yapmak kolaylaşmaktadır. Öte yandan, b değeri artınca sinyal seviyesi düşmektedir, ve bir noktadan sonra sinyal seviyesi gürültünün altında kalacağı için, kontrast-gürültü oranı sıfıra düşecektir. Bu nedenle b değerinin dikkatli seçilmesi gerekmektedir [1]. Difüzyon katsayısı, D, ve b değerinin SGO'ya olan etkisi özellikle yüksek uzamsal çözünürlük gerektiren omurilik görüntülemelerinde oldukça kritiktir. Örneğin b = 500 s/mm^2 için omurilikteki beyaz sinir hücrelerinin superior-inferior yönündeki difüzyonunda (beklenen D = 1.8x10^{-3} mm^2/s) SGO doğrudan %40 seviyesine düşmektedir (yani bu değerler ile $e^{-bD} \approx 0.4$). Yaklaşık 8 dB SGO kaybına denk gelen bu durum, difüzyon ağırlıklı MRG görüntülerinin kritik bir SGO seviyesinin altında kalmasına yol açmaktadır.

Yüksek uzamsal çözünürlükle birlikte makul bir SGO elde edebilmek için, bir kesite ait difüzyon ağırlıklı MRG görüntüsü birden çok kez tekrarlanır, ve bu tekrarların ortalaması alınır [2]. Normal şartlar altında SGO'nun tekrar sayısının karekökü ile doğru orantılı olarak artması beklenir. Ne var ki, difüzyon ağırlıklı MRG'de uygulanan gradyan manyetik alanlar sırasında bireyin hareket etmesi, verinin alındığı k-uzayında (görüntünün Fourier dönüşüm uzayı) tahmin edilemeyen ek fazlara ve k-uzayının merkezinin kaymasına neden olmaktadır. Tam da bu nedenle, kesit tekrarlarının karmaşık değerli ortalamasını almak faz sönümlenmesine ve yerel sinyal kayıplarına yol açmaktadır (Şekil 1). Burada, difüzyon ağırlıklı MRG görüntülerinin fazını düzelten, ve eş zamanlı olarak yerel olmayan ortalamalarını alarak SGO seviyesini artıran bir yöntem önermekteyiz.



Şekil 1. Servikal omurilikte difüzyon ağırlıklı MRG görüntüleri. 16 tane görüntü tekrarından örnek 2 tanesi gösterilmiştir (bu MRG verilerinin detayları Bölüm II.A'da açıklanmıştır). **(a-b)** İlk görüntü tekrarı m_1'in mutlak değer ve fazı. **(c-d)** İkinci görüntü tekrarı m_2'nin mutlak değer ve fazı. **(e)** Tüm 16 görüntü tekrarının karmaşık değerli ortalamasında faz sönümlenmesi kaynaklı sinyal kaybı görülmektedir (yeşil oklar). Burada bu sorunu çözmeyi hedefleyen bir teknik önermekteyiz.

II. METODLAR

A. MRG ile Veri Toplama

3T MRG tarayıcıda 6 kanallı serviko-torasik-lumbar bobin kullanılarak, sağlıklı bir bireyin servikal omuriliğinde sagital düzlemde difüzyon ağırlıklı MRG görüntüleri alınmıştır. Bu düzlemde yüksek çözünürlük elde edebilmek için, faz kodlama yönündeki görüntüleme alanı iki boyutlu RF darbe yardımıyla azaltılmıştır [3-7]. Eko-planar görüntüleme ile 192×48 görüntüleme matrisinin %62.5'ine karşılık gelen veri toplanmıştır (k-uzayında her birinde 192 veri noktası olan 30 doğru). Kısmi Fourier veri alımı olarak adlandırılan bu yöntem Bölüm II.C'de açıklanmıştır. Difüzyon ağırlıklı MRG görüntüleri birbirine dik 3 ana yönde, b = 500 s/mm^2 ile alınmıştır. Diğer görüntüleme parametreleri, 0.9×0.9 mm^2 uzamsal çözünürlük, görüntüleme alanı = 18×4.5 cm^2, 4 mm kesit kalınlığı, 6 kesit, TE (eko süresi) = 51.3 ms, TR (tekrar aralığı) = 3600 ms, tekrar sayısı = 16, ve toplam görüntüleme süresi 3 dakika 52 saniyedir.

B. Yerel Olmayan Ortalama

Yerel olmayan ortalama (YOO) süzgeci, bir pikselin etrafındaki komşuluk bölgesine benzer yapıların tüm görüntü içerisinde aranarak ortalama alınmasına dayanır. Kısaca, ortalama alınırken kullanılan katsayılar pikselin diğer piksele yakınlığıyla değil, o iki pikselin komşuluk bölgelerinin benzerliğiyle alakalıdır [8-9].

$$m_{NL}(x_i, y_i) = \sum_j \mathrm{w}(x_i, y_i\,;\, x_j, y_j)\,\mathrm{m}(x_j, y_j) \qquad (2)$$

Burada $m(x_i, y_i)$ pikselinin süzgeçten sonraki değeri olan $m_{NL}(x_i, y_i)$, görüntüdeki tüm $m(x_j, y_j)$ piksellerinin bir katsayı ile ağırlıklandırılıp toplanması ile elde edilir. Bu katsayı ise şu şekilde hesaplanır:

$$\mathrm{w}(x_i, y_i\,;\, x_j, y_j) = \frac{1}{Z_i}\, e^{-\frac{\left|m(N(x_i,y_i)) - m(N(x_j,y_j))\right|^2}{h^2}} \qquad (3)$$

Burada $m(N(x_i, y_i))$, (x_i, y_i) konumundaki pikselin komşuluk bölgesini (örneğin 3×3 komşuluk) ifade etmektedir. h, SGO-çözünürlük dengesini ayarlamayı sağlayan bir parametre, Z_i ise aşağıdaki eşitliği sağlayacak şekilde belirlenen normalizasyon parametresidir:

$$\sum_j \mathrm{w}(x_i, y_i\,;\, x_j, y_j) = 1 \qquad (4)$$

Bu aşamalar görüntüdeki her piksel için tekrarlandığında, gürültü giderimi yapılmış m_{NL} görüntüsü elde edilir.

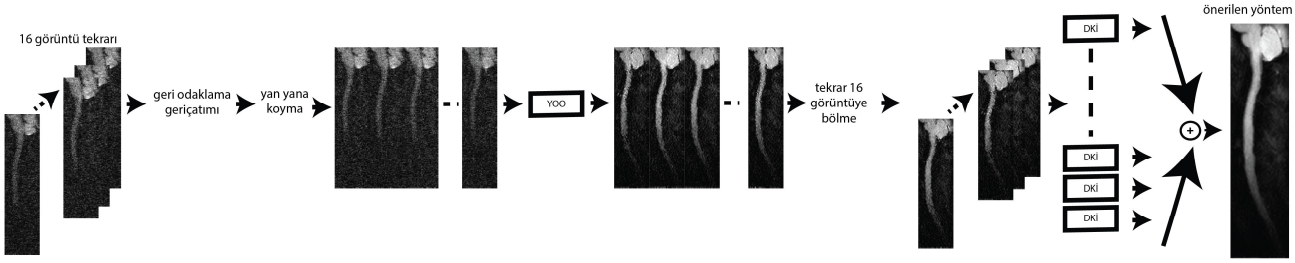
YOO süzgecinde, SGO-çözünürlük arasında ters ilişki bulunmaktadır. Burada önerdiğimiz yöntemde SGO-çözünürlük dengesini ayarlayan parametre olan h, [9]'da önerildiği gibi kullanıcı müdalehesi olmadan otomatik olarak belirlenmektedir.

C. Kısmi Fourier Geriçatımı

MRG görüntüsü reel değerli olsaydı, k-uzayının sadece yarısı örneklenip diğer yarısı eşlenik simetri denklemi ile elde edilebilirdi:

$$M_s(k_x, k_y) = M_s^*(-k_x, -k_y) \qquad (5)$$

Ancak farklı rezonans frekansındaki dokulardan veya manyetik alandaki homojensizliklerden dolayı, MRG görüntüsü aslında karmaşık değerlidir. Yine de bu kaynaklardan doğan fazın görüntü içerisinde yavaş değiştiği varsayımı ile kısmi Fourier teknikleri geliştirilmiştir. Buna göre k-uzayının %50'sinden bir miktar fazlasının örneklenmesi (örneğin %75) ve geri kalan kısmın ise tek seferde veya yinelemeli olarak geriçatılması mümkündür.



Şekil 2. Önerilen yöntem sırayla yukarda gösterilen işlemleri gerçekleştirmektedir. Önce elden edilen 16 tane görüntü tekrarının fazları geri odaklama geriçatımı ile düzeltilir. Bu adımın ardından yan yana konulan 16 tane görüntü tekrarı, yerel olmayan ortalama (YOO) süzgecinden geçirilip, tekrar 16 tane ayrı görüntüye çevrilir. Bu adımdaki YOO süzgecinin en önemli özelliği karmaşık değerli görüntüler üzerinde uygulanması, ve böylece faz bilgisini de kullanmasıdır. k-uzayları hala %62.5 dolu olan bu görüntülerin, dışbükey kümelere izdüşüm (DKİ) kısmi Fourier geriçatım algoritması ile geri kalan k-uzayları doldurulur. Elde edilen 16 görüntünün ortalaması alınarak son görüntü elde edilir. Önerilen yöntemle elde edilen görüntüde, daha önceki yöntemlerde görülen faz sönümlemeleri, ya da görüntüdeki düşük SGO'lu bölgelerin ayırt edilememesi problemleri başarıyla giderilmektedir.

Önerilen yöntemde, yinelemeli bir algoritma olan dışbükey kümelere izdüşüm (DKİ) kısmi Fourier geriçatımı kullanılmıştır [10]. Bu geriçatım için öncelikle k-uzayının örneklenmiş kısmı $M_{pk}(k_x, k_y)$, k-uzayının merkezi etrafında simetrik olarak örneklenmiş kısmı ise $M_s(k_x, k_y)$ olarak adlandırılır. Bu iki matriste de k-uzayının geri kalan kısmı sıfır ile doldurulur. M_s matrisinin iki boyutlu ters Fourier dönüşümü ile düşük çözünürlüklü m_s görüntüsü elde edilir, ve bu görüntüden faz bilgisi alınır:

$$m_s(x,y) = \mathcal{F}_{2D}^{-1}\{M_s(k_x, k_y)\} \quad (6)$$

$$p(x,y) = e^{i\angle\{m_s(x,y)\}} \quad (7)$$

Yineleme algoritmasının başlangıç görüntüsü şudur:

$$m_1(x,y) = \mathcal{F}_{2D}^{-1}\{M_{pk}(k_x, k_y)\} \quad (8)$$

Her tekrarda görüntü uzayı ve k-uzayı arasında gidip gelinerek aşağıdaki adımlar izlenir:

1. $m_i(x,y)$'nin fazı, düşük çözünürlüklü görüntünün fazına zorlanır:

$$m_{i,pc}(x,y) = |m_i(x,y)|\, p(x,y) \quad (9)$$

2. Fazı zorlanmış görüntünün Fourier dönüşümü alınır:

$$M_{i,pc}(k_x, k_y) = \mathcal{F}_{2D}\{m_{i,pc}(x,y)\} \quad (10)$$

3. $M_{i,pc}$ matrisinin gerçekte toplanmış veriye denk gelen noktaları M_{pk} matrisinin dolu kısmıyla değiştirilerek $M_{i+1}(k_x, k_y)$ matrisi elde edilir. Böylece veri tutarlılığı sağlanmış olur.

4. Bir sonraki tekrarda kullanılacak görüntü belirlenir:

$$m_{i+1}(x,y) = \mathcal{F}_{2D}^{-1}\{M_{i+1}(k_x, k_y)\} \quad (11)$$

Yinelemeler arası görüntüde oluşan değişiklik gürültü seviyesine indiğinde (genellikle 3-4 yinelemede), algoritma şu adımla sonlandırılır:

$$m(x,y) = Re\{m_i(x,y)\, p^*(x,y)\} \quad (12)$$

D. Önerilen Yöntem ve Karşılaştırmalar

3T MRG tarayıcıdan elde edilen veriler, MATLAB ortamında geliştirdiğimiz görüntü oluşturma rutinlerinde işlenmiştir. Öncelikle her biri düşük SGO'ya sahip 16 görüntü tekrarının fazları k-uzayında geri odaklama geriçatımı ile kısmi olarak düzeltilmiştir [11]. Bu yöntem global faz farklarını ortadan kaldırsa da yerel faz farklarını düzeltememektedir. Bu işlemden sonra, 5 farklı geriçatım yöntemi karşılaştırılmıştır.

a) k-uzayında karmaşık değerli ortalama alınmış, ve ardından DKİ kısmi Fourier geriçatımı kullanılmıştır (Şekil 3a).

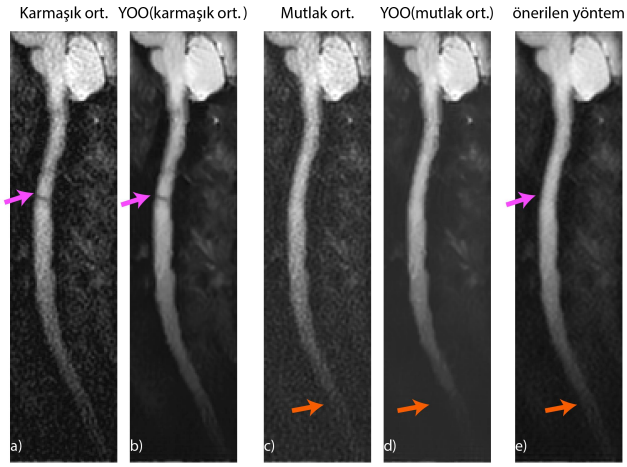
b) (a)'daki görüntünün gürültüsü eniyilenmiş YOO süzgeci kullanılarak azaltılmıştır (Şekil 3b).

c) Her bir tekrar, DKİ kısmi Fourier geriçatımıyla işlenmiş, daha sonra görüntü uzayında tekrarların mutlak değer ortalaması alınmıştır (Şekil 3c).

d) (c)'deki görüntünün gürültüsü eniyilenmiş YOO süzgeci kullanılarak azaltılmıştır (Şekil 3d)

e) Önerilen yöntem: Karmaşık değerli görüntü tekrarları, burada anlatılan durum için özel olarak değiştirilmiş YOO süzgeciyle işlenmiştir. Buna göre, 16 görüntü tekrarı görüntü düzleminde yan yana konulmuş, benzer komşuluklar (3×3 piksel) bulmak için arama alanı (11×11 piksel) görüntü tekrarlarındaki aynı konumlara denk gelen arama alanları da katılarak genişletilmiştir.

Aynı zamanda YOO süzgeci karmaşık değerli görüntüler üzerinde uygulanarak faz bilgisini de kullanır hale getirilmiştir. Bu değişiklikler, YOO süzgecinin performansını ciddi düzeyde iyileştirirken, geriçatım süresinde yalnızca asgari bir artışa sebep olmuştur. Ortaya çıkan görüntüler yeniden 16 parçaya ayrılmış, ve DKİ kısmi Fourier geriçatımına sokulmuştur. En son görüntüyü oluşturmak için, 16 tane görüntü tekrarının ortalaması alınmıştır. Bu süreç Şekil 2 de gösterilmiştir. Önerilen yönteme ait sonuç ise Şekil 3e'de gösterilmektedir.



Şekil 3. Servikal omuriliğe ait sonuçlar. **(a)** Karmaşık değerli ortalama alındığında sinyal sönümlemeleri oluşmakta ve **(b)** bu sorun YOO süzgeci ile düzeltilememektedir (pembe oklar). **(c)** Mutlak değer ortalaması alındığında arka planda gürültü birikmekte ve omuriliğin alt kısımlarının ayırt edilmesi zorlaşmaktadır (turuncu ok). **(d)** Bu görüntünün YOO süzgecinden geçmesi sorunu çözememektedir. **(e)** Önerilen yöntem ile elde edilen görüntüde bu iki sorun da görülmemektedir, ve görüntü kalitesi başarıyla artırılmıştır.

Karşılaştırılan Yöntemler	$\sigma_{\text{anizotropi}}$
(a) Karmaşık ort. görüntüsü	0.0217
(b) Karmaşık ort YOO süzgeci	0.0241
(c) Mutlak ort. görüntüsü	0.0117
(d) Mutlak ort. YOO süzgeci	0.0102
(e) Önerilen yöntem	0.0213

Tablo 1. Doğal Sahne İstatistiği (DSİ) temelli anizotropiyi ölçen bir teknik ile elde edilen sonuçların karşılaştırılması. Burada yüksek anizotropi değeri görüntü kalitesinde iyileşmeye işaretçidir. Önerilen yöntemde hem anizotropi değeri karmaşık ortalama yöntemlerindekine yakındır, hem de faz sönümlenmesi sorunu engellenmiştir.

III. SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Şekil 3'te önerilen yöntem dört alternatif teknik ile karşılaştırmıştır. Karmaşık değerli ortalama alınınca görüntüde yerel sinyal kayıpları yaşanmaktadır (Şekil 3a). Bunu takip eden YOO süzgeci bu sinyal kayıplarından kurtulamaz (Şekil 3b). Servikal omurilikteki yerel ve ani faz değişimleri, omurilik çevresinde beyin omurilik sıvısı pulsasyonundan ya da kardiyak döngüye bağlı omurilik hareketinden kaynaklanabilir [12], ve bu istem dışı hareketlerin önlenmesi mümkün değildir. Şekil 3a ve 3b'de görülen yerel sinyal kayıpları oldukça problemlidir, çünkü omurilikte difüzyon artışı ile karıştırılabilir (örneğin lokal beyaz sinir hücresi deformasyonu). Faz sönümlenmesini tamamen engellemek için Şekil 3c'de tekrarların mutlak değer ortalaması alınmıştır. Ne var ki SGO düşük olduğunda, bu yöntem arka plandaki gürültünün birikmesine ve servikal omuriliğin alt kısımlarında düşük SGO'ya sahip yerlerin ayırt edilememesine yol açmaktadır. Bunu takip eden YOO süzgeci bu problemi çözmede başarısızdır (Şekil 3d). Son olarak Şekil 3e'de, önerilen yöntem yerel sinyal kayıplarını azaltmıştır. Arka plan gürültüsü ciddi oranda azaltılmış, ve bu sayede servikal omuriliğin alt kısımlarının ayırt edilmesi kolaylaşmıştır.

Canlı bireyden alınan MR görüntülerinde çoğu zaman bir referans görüntüsü yoktur. Bu nedenle, referans olmadan görüntü kalitesini değerlendirmeyi sağlayan ve MR görüntülerinde kullanım için uygun olan Doğal Sahne İstatistiği (DSİ) tekniğiyle sonuçlar karşılaştırılabilir [13]. DSİ, görüntüdeki anizotropiyi Renyi entropisi ile ölçerek özellikle bulanıklaşmalardan ve doğal olmayan köşelerden kaynaklanan kalite düşüşünü hesaplamaktadır [14]. Bu metrik anizotropinin standard sapmasını hesaplamakta, standart sapmadaki artma ise görüntü kalitesinde iyileşmeye işaret etmektedir. Tablo 1'de verilen DSİ sonuçlarına göre önerilen teknik, mutlak değer ortalamasına göre oldukça yüksek görüntü kalitesine sahiptir (yüksek anizotropi değeri). Öte yandan, karmaşık ortalama görüntüleri için DSİ sonuçları yüksek çıksa da, faz sönümlenmeleri nedeniyle bu görüntülerin gerçeği yansıtmadığını biliyoruz (referans görüntü olmadan değerlendirme yapan bu metrikte faz sönümlenmeleri tespit edilmemektedir). Önerilen yöntem ile hem yüksek görüntü kalitesi elde edilmekte, hem de faz sönümlenmesi engellenmektedir.

KAYNAKÇA

[1] E. U. Saritas, J. H. Lee, D. G. Nishimura, "SNR Dependence of Optimal Parameters for Apparent Diffusion Coefficient Measurements," *IEEE Trans. Med. Imag.*, 30(2):424-437, 2011.

[2] A. Anderson, J. Gore, "Analysis and correction of motion artifacts in diffusion weighted imaging," *Magn. Reson. Med.*, 32(3):379–387, 1994.

[3] E. U. Saritas, C. Cunningham, J. Lee, E. Han, D. Nishimura, "DWI of the spinal cord with reduced FOV single-shot EPI," *Magn. Reson. Med.*, 60(2):468–473, 2008.

[4] G. Zaharchuk, E. U. Saritas, J. B. Andre, C. T. Chin, J. Rosenberg, T. J. Brosnan, A. Shankaranarayanan, D. G. Nishimura, N. J. Fischbein, "Reduced field-of-view diffusion imaging of the human spinal cord: comparison with conventional single-shot echo-planar imaging," *Am J Neuroradiol*, 32(5):813–820, 2011.

[5] J. B. Andre, E. U. Saritas, G. Zaharchuk, J. Rosenberg, S. T. Komakula, S. Banerjee, A. Shankaranarayanan, D. G. Nishimura, N. J. Fischbein. "Clinical Evaluation of Reduced Field-of-View (rFOV) Diffusion-Weighted Imaging of the Cervical and Thoracic Spine and Spinal Cord". *Am. J. Neurorad.*, 33(10):1860-1866, 2012.

[6] D. C. Karampinos, G. Melkus, T. M. Shepherd, S. Banerjee, E. U. Saritas, A. Shankaranarayana, C. P. Hess, T. M. Link, W. P. Dillon, S. Majumdar. "Diffusion Tensor Imaging and T2 Relaxometry of Bilateral Lumbar Nerve Roots: Feasibility of In-plane Imaging". *NMR Biomed.*, 26(6):630-637, 2013.

[7] E. U. Saritas, D. Lee, T. Cukur, A. Shankaranarayanan, D. Nishimura, "Hadamard Slice Encoding for Reduced-FOV Diffusion-Weighted Imaging," *Magn. Reson. Med.*, 72:1277-1290, 2014.

[8] A. Buades, B. Coll, J. M. Morel, "A review of image denoising algorithms, with a new one," *Multiscale Model. Sim.*, 4(2):490-530, 2005.

[9] P. Coupe, P. Yger, S. Prima, P. Hellier, C. Kervrann, "An optimized blockwise nonlocal means denoising Filter for 3-D magnetic resonance images," *IEEE Trans. Med. Imag.*, 4(27):425-41, 2008.

[10] E. Haacke, E. Lindskogj, W. Lin, "A fast, iterative, partial-fourier technique capable of local phase recovery," *J. Magn. Reson.*, 92(1):126-145, 1991.

[11] K. Miller, J. Pauly, "Nonlinear phase correction for navigated diffusion imaging," *Magn. Reson. Med.*, no. 50, pp. 343-353, 2003.

[12] D. Mikulis, M. Wood, O. Zerdoner, P. B, "Oscillatory motion of the normal cervical spinal cord," *Radiology*, 192(1):117-121, 1994.

[13] J. P. Woodard, M. P. Carley-Spencer, "No-Reference Image Quality Metrics for Structural MRI," *Neuroinformatics*, 4(3):243-62, 2006.

[14] S. Gabarda, G. Cristóbal, "Blind image quality assessment through anisotropy," *J. Opt. Soc. Am.*, 24(12):B43-B51, 2007.