

bSSFP Görüntülemeye Eliptik Sinyal Modeline Dayalı Eşzamanlı Parametre Tahmini

Elliptical Signal Model based Simultaneous Parameter Estimation in bSSFP Imaging

Kübra Keskin^{1,2}, Tolga Çukur^{1,2,3}

¹Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü

²Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi

³Sinirbilim Programı, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü

Bilkent Üniversitesi, Ankara, Türkiye

kubra@ee.bilkent.edu.tr, cukur@ee.bilkent.edu.tr

Özetçe —Faz döngülü dengeli kararlı-durum serbest devinim (bSSFP) görüntüleme tekniğinde, görüntüde oluşan rezonans dış frekanslardan kaynaklı sinyal düşüşlerinin uzamsal konumunu kaydırmak amacıyla her çekimde RF darbelerinin fazı değiştirilerek birden fazla çekim yapılmaktadır. Bu çekimlerden yararlanılarak yapayolgudan arındırılmış görüntü elde edilmektedir. Görüntü geriçatımına ek olarak, aynı çekimden elde edilen veriler; sinyali oluşturan dokulara özgü T1 ve T2 relaksasyon zamanı gibi parametrelerin tahminleri için de kullanılabilir. Bu çalışmada T1 ve T2 tahminlerinin yapılabilmesi için gereken minimum faz döngüsü sayısı araştırılmıştır ve eliptik sinyal modelindeki geometrik ilişkileri kullanan bir tahmin yöntemi önerilmiştir. Bu yöntemin benzetim sonuçları referans değerler ile birlikte gösterilmiş, görüntü geriçatımı ise mevcut yöntemler ile karşılaştırılmıştır.

Anahtar Kelimeler—faz döngülü bSSFP, T1-T2 relaksasyon zamanı, parametre tahmini, yapayolgusuz geriçatım.

Abstract—In phase cycled balanced steady-state free precession (bSSFP) imaging technique; in order to shift the spatial location of signal losses in the image caused by off-resonance frequencies, multiple scans are obtained by changing the phase of the RF pulses. By taking advantage of these multiple-acquisitions, artifact free image is obtained. In addition to image reconstruction, same scan data can be used to estimate tissue specific parameters that constitute the signal such as T1 and T2 relaxation times. In this work, minimum number of phase cycles required to estimate T1 and T2 is investigated, and an estimation method that uses geometric relations in the elliptical signal model is proposed. This method's simulation results are shown together with reference values, and image reconstruction is compared with common methods.

Keywords—phase cycled bSSFP, T1-T2 relaxation times, parameter estimation, banding free reconstruction.

I. GİRİŞ

Dengeli kararlı-durum serbest devinim (bSSFP), Manyetik Rezonans Görüntülemeye (MRG) kullanılan bir görüntüleme tekniğidir [1]. Sağladığı sinyal gürültü oranı (SGO) ve hızlı görüntüleme süresiyle klinik uygulamalarda özellikle anatomik

beyin görüntüleme, kardiyak görüntüleme ve anjiyografide geniş kullanım alanı bulunmaktadır [2]–[5]. Fakat bSSFP'deki manyetik alan eşitsizliklerine olan hassasiyet, görüntülerde bükülme adı verilen yapayolguları oluşturur [6]. Geriçatımlarda yapayolgusuz görüntü elde etmek için birden fazla çekim yapılan yöntemler önerilmiştir [7]. Her bir çekimde Radyo Frekans (RF) darbelerinin fazı değiştirilerek yapayolguların uzamsal konumu kaydırılmaktadır. Bu şekilde elde edilen görüntüleme yöntemi faz döngülü bSSFP olarak adlandırılmaktadır. Farklı fazlarda alınmış veriler literatürde yer alan yöntemler uygulanarak birleştirilmekte ve yapayolguları azaltılmış görüntü elde edilmektedir [8], [9]. Bu yöntemlerde birden fazla çekim yapıldığı için görüntüleme süresi artmaktadır ve bu süreyi kısaltmak içinse sıkıştırılmış algılama yöntemi kullanılmaktadır [10].

Kareler toplamı (SOS), en yüksek yoğunluk izdüşümü (MIP), karmaşık toplam (CS) yapayolgusuz görüntü geriçatımı için önerilen yöntemlerden bazılarıdır [8]. Sınırlı sayıda çekim yapıldığında bu yöntemler ile geriçatımdaki bükülme yapayolguları azaltılmakta fakat her zaman tamamen arındıramamaktadır. Daha iyi bir geriçatım elde etmek için bSSFP sinyal modelinden yararlanan yöntemler bulunmaktadır. Faz döngülü bSSFP sinyalini açıklayan eliptik sinyal modeli kullanılarak yapayolgusuz görüntü geriçatımı için geometrik bir çözüm de önerilmiştir [11]. Faz döngülü bSSFP sinyal modelini kullanarak yapayolgusuz görüntü elde etmek dışında eş zamanlı olarak sinyal parametrelerini tahmin eden yöntemler de önerilmiştir [12], [13]. Eş zamanlı olarak tahmin edilen bu parametreler, boyuna (T1) ve enine (T2) relaksasyon zamanlarıdır. Niceliksel MR görüntülemenin ilgi alanında bulunan T1 ve T2 zamanları, görüntülen dokular hakkında önemli bilgiler sunmaktadır; bu yüzden birçok tıbbi uygulama alanı bulunmaktadır [14]. Normalde T1 ve T2 zaman parametrelerinin ayrı ayrı bulunması için çeşitli yöntemler bulunmaktadır, fakat bu yöntemler için çekim süreleri çok uzundur. Bu yüzden, yapayolgusuz geriçatım için kullanılan verilerin yeni bir çekim yapılmaksızın dokuların T1 ve T2 zamanlarının tahmin edilmesi için de kullanılabilmesi ilgi çekici bir araştırma alanı oluşturmıştır.

Eş zamanlı olarak görüntü geriçatımı ve parametre tahmini yapmak için yakın zamanda önerilen iki yöntem bulunmaktadır. Parametrelerin tahmini için önerilen LORE-GN isimli

yöntem ile manyetik alan eşitsizliklerine sebep olan rezonans dışı frekanslar ve yapayolgusuz görüntü elde edilmiş, fakat normal SGO değerlerinde model parametrelerini tahmin etmenin zor olacağı belirtilmiştir [12]. PLANET isimli diğer yöntemde ise sinyalin eliptik yapısından yararlanılarak farklı fazlardan elde edilmiş veriler bir elipse oturtulmuş ve elipsin model ile ilişkisi kullanılarak her bir voksel için ayrı ayrı T1 ve T2 tahmini yapılmıştır [13]. Bu yöntemde elips oturtmak için en az 6 faz döngülü bSSFP verisine ihtiyaç duyulmaktadır, fakat gürültüden daha az etkilenmesi için daha fazla sayıda faz döngüsü gerekmektedir.

Bu çalışmada önerilen yöntem ise tahminler için gerekli olan faz döngüsü sayısının azaltılması amacıyla oluşturulmuştur. Faz döngülü bSSFP sinyali ve sinyalin geometrik özellikleri kullanılarak oluşturulan bu yöntem için en az 4 faz döngüsü gerekmektedir. Bu yöntemde yapayolgusuz görüntü geriçatımı ve T1 - T2 tahminleri için voksellerin çevre voksellerinden de yararlanılmıştır [11]. Yöntemin benzetimi için gerçekçi bir beyin fantomu kullanılmıştır. Bu yöntemin görüntü geriçatımı başarımı, MIP ve SOS yöntemleriyle karşılaştırılmıştır. Fakat T1 ve T2 tahmini için 4 faz döngüsü kullanan bir tahmin yöntemi bulunmadığı için, bu tahminler için elde edilen sonuçlar yalnızca referans değerler ile birlikte gösterilmiştir.

II. YÖNTEM

A. Faz Döngülü bSSFP Sinyal Modeli

Görüntülerdeki herhangi bir voksele karşılık gelen ve N tane faz döngüsüyle elde edilmiş sinyal, eliptik sinyal modeli kullanılarak açıklanabilir. Aşağıdaki denklem bir vokselin n'inci faz döngüsündeki sinyalini ifade etmektedir [15].

$$S_n = M \frac{1 - ae^{i(\theta_0 - \theta_n)}}{1 - b \cos(\theta_0 - \theta_n)} e^{i\varphi} \quad (1)$$

Bu denklemde θ_n , RF darbesinin fazını belirtir ve her bir çekimde fazın değeri artırılmaktadır ($\theta_n = 2\pi n/N, n = \{0, 1, \dots, N-1\}$). θ_0 ise rezonans dışı frekansa (f_0) bağlı açıyı ifade eder ($\theta_0 = 2\pi f_0 TR$). Karmaşık düzlemde φ açısıyla sinyalin dönmesini sağlayan parametre yine rezonans dışı frekansa bağlıdır ($\varphi = 2\pi f_0 TE$). İki RF darbesi arasındaki tekrar süresi TR ile, RF darbesi ile yankı arasındaki süre ise TE ile gösterilmiştir. Denklem (1)'de bulunan diğer parametreler, dokuların T1 ve T2 değerlerine ve uygulanan net mıknatıslanmanın döndürülme açısına (α) bağlıdır ve aşağıdaki gibi tanımlanmaktadır [11]:

$$a = E_2 \quad (2)$$

$$b = \frac{E_2(1+\cos\alpha)(1-E_1)}{1-E_1\cos\alpha-E_2^2(E_1-\cos\alpha)} \quad (3)$$

$$M = \frac{M_0 \sin\alpha(1-E_1)}{1-E_1\cos\alpha-E_2^2(E_1-\cos\alpha)} \quad (4)$$

Burada $E_1 = \exp(-TR/T_1)$ ve $E_2 = \exp(-TR/T_2)$ sinyalin T1 ve T2 zamanlarına bağlı üstel değerlerini tanımlarken, M_0 ise denge mıknatıslanmasını belirtir. Bu sinyal modelinde bilinmeyen değerler T1, T2 ve f_0 'dır. Dolayısıyla, bu değerlere bağlı olarak tanımlanan a , b ve M parametrelerini bulmak T1 ve T2 tahminlerini yapmamızı sağlayacaktır.

Bu modele göre aynı vokselin N tane faz döngüsü ile elde edilen sinyalleri ($S_n, n = \{0, 1, \dots, N-1\}$) karmaşık düzlemde

eliptik bir yol tanımlar [11]. Her bir faz döngüsünden elde edilen bu veriler, eliptik yörüngede birörnek olmayan şekilde sıralanmaktadır.

B. Çapraz Kesişim Noktası

Faz döngüsü açısı π aralıklı alınmış ikili veri gruplarının karmaşık düzlemdeki çapraz kesişim noktasının başlangıç noktasına olan uzaklığı, (4)'teki M noktasını belirtmektedir [11]. Örneğin $0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$ faz döngüsü açılarıyla alınmış verilerin ($N=4$) çapraz kesişim noktası, $0-\pi$ ve $\pi/2-3\pi/2$ faz döngüsü ikililerinin oluşturduğu doğruların kesiştiği noktadır. Genel bir N faz döngüsü sayısında, bu kesişim noktasını bulmak için oluşturduğumuz formül şu şekildedir:

$(x, y)_{m1}$ ve $(x, y)_{m2}$ noktalarını aralarında π faz döngüsü farkı bulunan m'inci ikili veri grubunun karmaşık düzlemde temsil ettiği noktalar olarak tanımlarsak, çapraz kesişim noktası (x_0, y_0) aşağıdaki doğrusal sistem kullanılarak en küçük kareler yöntemiyle elde edilebilir ($m = \{1, 2, \dots, N/2\}$):

$$\begin{bmatrix} y_{12} - y_{11} & x_{11} - x_{12} \\ y_{22} - y_{21} & x_{21} - x_{22} \\ \vdots & \vdots \\ y_{m2} - y_{m1} & x_{m1} - x_{m2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_0 \\ y_0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{11}y_{12} - x_{12}y_{11} \\ x_{21}y_{22} - x_{22}y_{21} \\ \vdots \\ x_{m1}y_{m2} - x_{m2}y_{m1} \end{bmatrix}$$

Karmaşık düzlemde bulunan çapraz kesişim noktası, başlangıç noktasına uzaklık ($d_0 = \sqrt{x_0^2 + y_0^2}$) ve gerçel sayı eksenine yaptığı açı ($\phi = \tan^{-1}(y_0/x_0)$) cinsinden de ifade edilebilir: $x_0 + iy_0 = d_0 e^{i\phi}$.

C. Parametre Tahminleri ve Görüntü Geriçatımı

Bu çalışmada önerdiğimiz yöntemde, (1)'deki a ve b parametrelerini bulmak için her bir faz döngüsünden elde edilen veri noktalarının gerçel ve sanal sayı değerlerinin aralarındaki ilişkiden yararlanılmaktadır. Parametreleri bulmadan önce karmaşık düzlemde bütün verilerin döndürülmesine sebep olan φ açısı tahmin edilerek, (1)'deki denklem $e^{i\varphi}$ üstel sayı teriminden arındırılmaktadır. Bu açı için çapraz kesişim noktası (x_0, y_0) 'ın gerçel sayı eksenine yaptığı açı (ϕ) kullanılmaktadır. İdealde faz döngülü verilerin çapraz kesişim noktası, eliptik sinyal modelinin oluşturduğu elipsin merkez ekseninde bulunmaktadır. Merkez eksenin reel eksenle yaptığı açının ise yapılan simülasyonlarda ϕ değerine eşit olduğu gözlenmiştir. Bu yüzden öncelikle bütün faz döngüsü verileri, karmaşık düzlemde bulundukları yerden saat yönünde ϕ açısı kadar döndürülür. Tahmin edilen φ açısı bize θ_0 değerini de söylemektedir: ($\theta_0 = \varphi TR/TE$). Bu değeri (1)'de yerine koyarsak ve $\beta_n = \phi TR/TE - \theta_n$ şeklinde yeni bir açı tanımlarsak, döndürülmüş denklem reel ve sanal elemanlarına ayrılarak aşağıdaki şekilde sadeleştirilebilir. Bu yeni denklemde bilinmeyenler yalnızca a ve b parametreleridir:

$$M \frac{1 - a \cos \beta_n}{1 - b \cos \beta_n} - iM \frac{a \sin \beta_n}{1 - b \cos \beta_n} \quad (5)$$

Parametreleri bulurken, daha önceden karmaşık düzlemde döndürdüğümüz N tane veri noktasının içinden seçilen ikili kombinasyonlar kullanılmaktadır. Bu N tane veri noktası içinden seçilen iki noktaya $(x, y)_{ri}$ ve $(x, y)_{rj}$ dersek ($i, j \in \{0, 1, \dots, N-1\}, i \neq j$), bu noktaların x_r ve y_r değerleri sırasıyla (5)'teki reel ve sanal değerlere karşılık gelmektedir.

Burada altsimge r döndürülmüş noktaları belirtmek için kullanılmıştır. Seçilen bu iki noktanın reel ve sanal değerlerinin aralarındaki ilişkiden yararlanarak a ve b parametreleri için aşağıdaki formüller elde edilmiştir:

$$a = \frac{x_{ri}y_{rj}\sin(\beta_i) - x_{rj}y_{ri}\sin(\beta_j)}{x_{ri}y_{rj}\sin(\beta_i)\cos(\beta_j) - x_{rj}y_{ri}\sin(\beta_j)\cos(\beta_i)} \quad (6)$$

$$b = \frac{y_{rj}\sin(\beta_i) - y_{ri}\sin(\beta_j)}{y_{rj}\sin(\beta_i)\cos(\beta_j) - y_{ri}\sin(\beta_j)\cos(\beta_i)} \quad (7)$$

Yapayolgusuz görüntünün büyüklüğünü ise (1)'deki rezonans dışı frekansa bağlı olan $(\theta_0 - \theta_n)$ açısının π değerine eşit olduğu yerde elde edebiliriz:

$$S = M \frac{1+a}{1+b} \quad (8)$$

Bu denklemdeki S değerini; M yerine daha önceden bulduğumuz d_0 'ı, a ile b yerine ise sırasıyla (6) ile (7)'deki değerleri koyarak bulabiliriz. Her ikili i, j kombinasyonu için (6)-(8) işlemlerini tekrar ederek her bir vokselle için $\binom{N}{2}$ tane sonuç elde ederiz. Daha sonra bir vokselle için elde edilmiş bu sonuçları ortanca filtresinden geçiririz, bu şekilde ulaşılan değerleri parametre tahminleri olarak kullanırız.

Daha sağlam sonuçlar elde etmek için işlem yapılan vokselin çevre voksellerinden de yararlanılabilir. Çevre voksellerde keskin bir doku geçişi olmadığı sürece, parametre değerleri aynı olacaktır. Çevre vokseller aynı dokuyu ifade etseler dahi rezonans dışı frekansa bağlı olan θ_0 açısı her birinde farklı olabilir. Ama yine de döndürülerek θ_0 'dan bağımsız hale getirilen yeni denklem (5) kullanılarak rezonans dışı frekansların farklılığından kaynaklanabilecek hatalar azaltılabilir. Bu sefer çevre voksellerin herbirinden gelen $\binom{N}{2}$ tane sonuç ortanca filtresinden geçirilir. Dolayısıyla, eğer en uzak çevre voksele olan uzaklık f ile tanımlanırsa $(2f+1) \times (2f+1)$ 'lik bir vokselle penceresi elde edilir ve toplam $(2f+1)^2 \binom{N}{2}$ tane sonuca ulaşılır. Örneğin, $N=4$ ve $f=1$ için 54 tane sonuç bulunmaktadır, sonuçlar bölümünde gösterilen şekiller de bu değerler kullanılarak elde edilmiştir. Üçdeğerlere karşı daha sağlam bir filtre olan ortanca filtresi kullanıldığı için; çevre voksellerinde doku farklılığı olan bir vokselle için, tahminler bu doku farklılığı bulunan voksellerden çok etkilenmeyecektir. Son olarak, elde edilen nihai a ve b değerleri kullanılarak her bir vokselle için T_1 ve T_2 zamanlarının değerleri aşağıdaki ilişkiden yararlanılarak bulunur [13]:

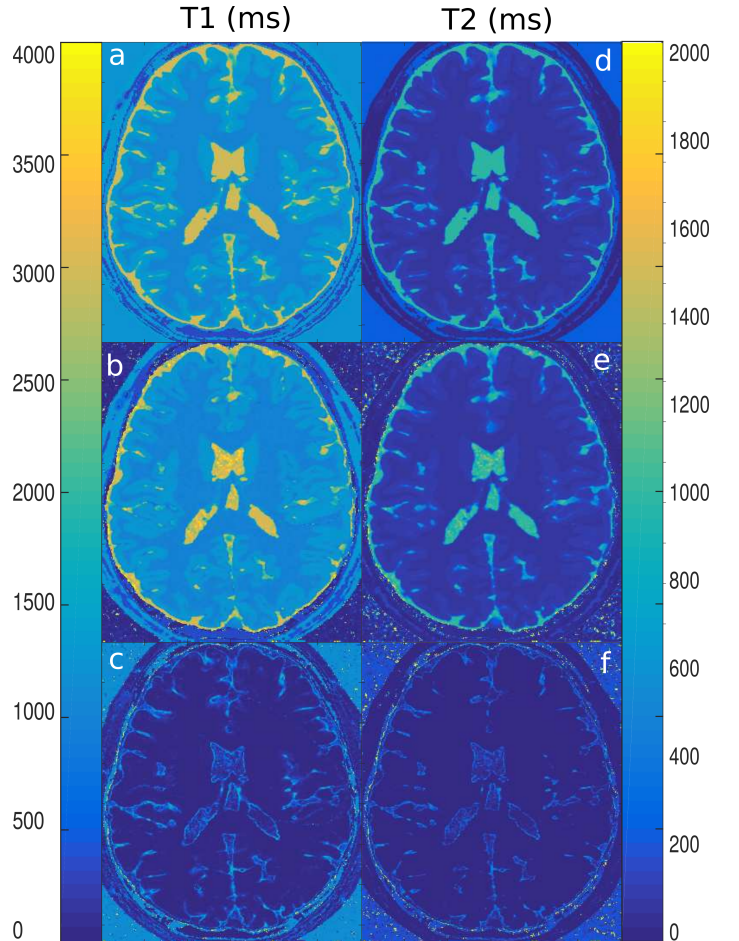
$$T_1 = -\frac{TR}{\ln\left(\frac{a(1+\cos\alpha - abc\cos\alpha) - b}{a(1+\cos\alpha - ab) - bc\cos\alpha}\right)}; T_2 = -\frac{TR}{\ln(a)} \quad (9)$$

D. Benzetimler

Bu çalışmada önerilen yöntemin başarımını gözlemlemek için benzetimler bir beyin fantomu kullanılarak yapılmıştır. Benzetimlerde 4 faz döngülü bSFFP sinyali kullanılmış ve RF darbelerinin fazları $\theta_n = 0, \pi/2, \pi, 3\pi/2$ olarak seçilmiştir. Benzetimde tekrarlama süresi $TR=10\text{ms}$, yankı süresi $TE=5\text{ms}$ ve döndürülme açısı $\alpha = 30^\circ$ 'dir. Referans olarak gösterilen T_1 - T_2 relaksasyon zamanları ve yapayolgusuz görüntü gürültüsüdür. Benzetimlerde ise verilere çeşitli seviyelerde gürültüler eklenmiştir. Benzetimler için sonuçlar bölümünde örnek bir aksiyal kesit gösterilmiştir.

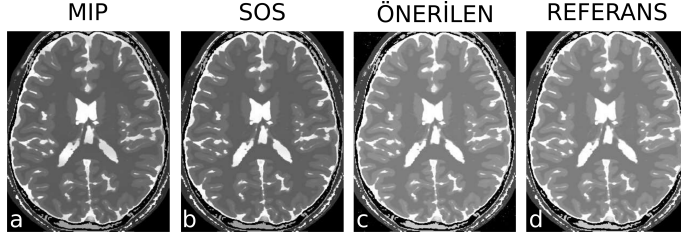
III. SONUÇLAR

Sunduğumuz yöntemle örnek bir aksiyal kesit için elde edilen T_1 ve T_2 relaksasyon zamanları için tahmin sonuçları Şekil 1'de gösterilmiştir. Şekilde soldaki sütunda bulunan haritalar yukarıdan aşağıya sırasıyla referans T_1 (a), tahmin edilen T_1 (b) ve referans ve tahmin arasındaki mutlak farkı (c) göstermektedir. Sağdaki sütundaki görüntüler ise yine aynı sırayla referans T_2 (d), tahmin edilen T_2 (e) ve referans ve tahmin arasındaki mutlak farkı (f) göstermektedir. Soldaki renk skalası T_1 zamanı görüntülerindeki renklere karşılık gelmekteyken, sağdaki renk skalası T_2 zamanı görüntülerindeki renklerin sayısal değerlerini belirtir. Şekilden görüldüğü üzere 4 tane faz döngüsü kullanılarak elde edilen sonuçlar referans değerlerden çok uzak değildir. Bu durum, eşzamanlı T_1 ve T_2 tahminleri için önerilen mevcut yöntemlerin gerektirdiği en az faz döngüsü sayısının azaltılabileceğini göstermektedir. Şekile bakıldığında, yöntem bölümünde bahsedildiği gibi etrafında kendisiyle benzer dokuların bulunduğu voksellerin tahmin sonuçlarının dokuların kenarlarında bulunan voksellere kıyasla daha iyi olduğu gözlemlenebilir.



Şekil 1: T_1 ve T_2 relaksasyon zamanı görüntüleri: (a) Referans T_1 'i, (b) Önerilen yöntemle tahmin edilen T_1 'i, (c) ise (a) ve (b) arasındaki mutlak hatayı ifade eder. Aynı şekilde (d) Referans T_2 'yi, (e) Önerilen yöntemle tahmin edilen T_2 'yi, (f) ise (d) ve (e) arasındaki mutlak hatayı ifade eder.

Önerilen yöntemle örnek aksiyal kesit için elde edilmiş yapayolcusuz görüntü geriçatım sonuçları ise Şekil 2’de gösterilmiştir. Şekilde soldan sağa; (a)’da en yüksek yoğunluk izdüşümü (MIP), (b)’de kareler toplamı (SOS), (c)’de önerilen yöntemle elde edilen geriçatım ve (d)’de referans görüntü gösterilmiştir. Geriçatım sonuçlarından anlaşılacağı gibi MIP ve SOS yöntemleri doğru kontrastta görüntü sağlamada önerilen yöntemle kıyasla başarısız olmuşlardır. Önerilen yöntemde sinyal parametreleri kullanılarak tahmin yapıldığı için gerçek kontrast daha doğru yakalanmıştır.



Şekil 2: Görüntü geriçatımları: (a) MIP, (b) SOS ve (c) önerilen yöntemle elde edilmiş görüntüleri, (d) ise referans görüntüyü göstermektedir.

IV. TARTIŞMA

Bu çalışma ile daha az sayıda faz döngüsü kullanıldığında, elde edilen verilerin karmaşık düzlemdeki geometrik ilişkilerinden yararlanılarak T1 ve T2 releksasyon zamanı tahminlerinin yapılabileceği gösterilmiştir. Yöntemin denenmesi için yapılan benzetimlerdeki gürültü seviyesi artırıldığında tahminler gürültülerden etkilenebilir, fakat önerilen yöntem gürültüye karşı daha gürbüz hale getirecek çalışmalar yapılabilir. Örneğin invivo görüntüler çekilirken çok kanallı bobinler ile görüntü alınmaktadır. Her bir faz döngüsünden elde edilen verileri kullandığımız gibi, her bir bobinden elde edilen veriler de tahminleri iyileştirmek için kullanılabilir [16]. Benzetimlerde hesaba katılmayan, gerçek deneylerdeki çoklu çekimlerde deneğin hareket etmesi sebebiyle görüntülerde hareketten kaynaklı hatalar oluşabilir. Oluşacak bozulmaları düzeltmek için hareket düzeltici izdüşüm yöntemleri kullanılarak gerçek deneylerdeki performans artırılabilir.

BİLGİLENDİRME

Bu çalışma Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu (TÜBİTAK) tarafından 117E171 nolu proje, Avrupa Moleküler Biyoloji Örgütü (EMBO) tarafından IG 3028 nolu proje, TÜBA GEBİP 2015 programı ve BAGEP 2017 programı kapsamında desteklenmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] M. Bernstein, K. King and X. Zhou, Handbook of MRI pulse sequences. Amsterdam [u.a.]: Elsevier, Acad. Press, 2005.
- [2] 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.
- [3] 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.

- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] K. Scheffler and S. Lehnhardt, "Principles and applications of balanced SSFP techniques," Eur Radiol, vol. 13, no. 11, pp. 2409–2418, 2003.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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, 2017.
- [10] T. Cukur, "Accelerated Phase-Cycled SSFP Imaging With Compressed Sensing," Medical Imaging, IEEE Transactions on, vol. 34, no. 1, pp. 107–115, Jan. 2015.
- [11] Q. Xiang and M. Hoff, "Banding artifact removal for bSSFP imaging with an elliptical signal model", Magnetic Resonance in Medicine, vol. 71, no. 3, pp. 927–933, 2014.
- [12] M. Björk, R. Ingle, E. Gudmundson, P. Stoica, D. Nishimura and J. Barral, "Parameter estimation approach to banding artifact reduction in balanced steady-state free precession", Magnetic Resonance in Medicine, vol. 72, no. 3, pp. 880–892, 2013.
- [13] Y. Shcherbakova, C. van den Berg, C. Moonen and L. Bartels, "PLANET: An ellipse fitting approach for simultaneous T1 and T2 mapping using phase-cycled balanced steady-state free precession", Magnetic Resonance in Medicine, 2017.
- [14] H. Margaret Cheng, N. Stikov, N. Ghugre and G. Wright, "Practical medical applications of quantitative MR relaxometry", Journal of Magnetic Resonance Imaging, vol. 36, no. 4, pp. 805–824, 2012.
- [15] M. Lauzon and R. Frayne, "Analytical characterization of RF phase-cycled balanced steady-state free precession", Concepts in Magnetic Resonance Part A, vol. 34, no. 3, pp. 133–143, 2009.
- [16] E. Biyik, E. Ilicak and T. Çukur, "Reconstruction by calibration over tensors for multi-coil multi-acquisition balanced SSFP imaging", Magnetic Resonance in Medicine, 2017.