

Manyetik Parçacık Görüntülemeye Yön Değiştiren Çarpanlar Yöntemi Kullanılarak Sıkıştırılmış Algılamalı Hızlı Kalibrasyon

Fast Calibration with Compressed Sensing using Alternating Direction Method of Multipliers in Magnetic Particle Imaging

Serhat İlbey^{1,2}, Emine Ülkü Sarıtaş^{2,3,4}, Can Barış Top¹

¹ ASELSAN Araştırma Merkezi

{silbey, cbtop}@aselsan.com.tr

² Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bilkent Üniversitesi

³ Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi (UMRAM), Bilkent Üniversitesi

⁴ Sinirbilim Programı, Sabuncu Beyin Araştırmaları Merkezi, Bilkent Üniversitesi

saritas@ee.bilkent.edu.tr

Özet

Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPG) izleyici madde olarak enjekte edilen süperparamanyetik demir oksit nanoparçacıklarının uzamsal dağılımını görüntülemeye kullanılan yeni bir görüntüleme yöntemidir. MPG’de imge geriçatımı doğrudan X-uzayı üzerinden ya da sistem kalibrasyon matrisi (SKM) yardımı ile yapılabilir. SKM’nin elde edilmesinin klinik boyutlardaki görüntüleme alanı hesaba katıldığında günler mertebesinde sürebileceği öngörülmektedir. Öte yandan girişimsel anjiyografi vb. uygulamalardaki gerçek zamanlı görüntüleme gereksinimi, MPG imge geriçatımı için hâlihazırda kullanılanlara göre çok daha hızlı ve verimli olan yöntemlere ihtiyaç olduğuna işaret etmektedir. Bu çalışmada, Yön Değiştiren Çarpanlar Yöntemi ile sıkıştırılmış algılama kullanılarak sistem kalibrasyon süresinin kısaltılması, ve literatürdeki en yaygın yöntem olan Kaczmarz’a göre daha yüksek çözünürlük ve kontrasta sahip görüntü geriçatımı sonuçları sunulmaktadır.

Abstract

Magnetic Particle Imaging (MPI) is a new imaging modality that is used for imaging the spatial distribution of superparamagnetic iron oxide nanoparticles injected as tracers. Image reconstruction in MPI can be realized directly in X-space or with a system calibration matrix. It is envisaged that obtaining a system calibration matrix would take days for a field of view of clinical purposes. On the other hand, the need for real-time imaging for applications such as interventional angiography implies that faster and more efficient reconstruction algorithms are needed than the ones

at present. In this work, we present rapid system calibration with compressive sensing, and reconstruction results that have higher resolution and contrast with respect to the most common technique, Kaczmarz, using Alternating Direction Method of Multipliers (ADMM).

1. Giriş

Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPG) anjiyografi, kök hücre takibi ve kanser görüntüleme gibi çeşitli tıbbi uygulamalarda kullanıma potansiyeli olan yeni bir görüntüleme yöntemidir [1]. Süperparamanyetik demir oksit (SPDO) nanoparçacıklarının izleyici madde olarak kullanıldığı bu görüntüleme yönteminde SPDO’ların değişken manyetik alanlara verdiği doğrusal olmayan tepki ölçülür. Görüntüleme için öncelikle, görüntüleme bölgesinde (GB) manyetik alanın sıfırlandığı bir manyetik alansız nokta (MAN) yaratılır. Bu MAN, ters yönde kutuplandırılmış bobinler kullanılarak elde edilebilir. SPDO’lar sadece değişken manyetik alanlar altında sinyal ürettiği için, bu sabit manyetik alanların üzerine -genellikle sinüs biçimli- bir sürücü değişken alan (DA) uygulanır. Bu sayede MAN, görüntüleme bölgesinde daha önceden belirlenmiş bir gezingede hareket eder. SPDO’ların mıknatıslanma eğrisi doğrusal olmadığı için, MAN’da bulunan nanoparçacıklar bu gezinge boyunca belirli harmonikleri içeren sinyal üretirler. MAN’da olmayan SPDO’ların manyetik tepkileri doyumluk seviyesine ulaştığı için, bu nanoparçacıklardan sinyal elde edilmez. Bu sayede SPDO’ların uzamsal dağılımlarının görüntüsü elde edilir [1]. MPG’nin uzamsal çözünürlüğü nanoparçacıkların hacmi ve MAN etrafındaki manyetik alanın gradyanı ile doğru orantılıdır [2].

MPG’de geriçatım, belirli varsayımlar altında X-uzayı yöntemi ile doğrudan [3], sistem kalibrasyon matrisi (SKM) elde edilip bir ters problemler sistemini çözerek [1, 2], ya da bu iki yöntemin karışımı kullanılarak yapılabilir [4]. SKM,

Bu proje TÜBİTAK (Proje No: 9050103), Avrupa Birliği FP7 PCIG13-GA-2013-618834, TÜBA-GEBİP 2015 ve Bilim Akademisi BAGEP 2016 fonlarıyla desteklenmiştir.

Yazarlar, YDÇY MATLAB uygulamasını paylaştığı için Alper Güngör’e teşekkür eder.

bir ya da birkaç vokselle büyüklüğündeki bir SPDO örneğinin GB içinde bir konuma yerleştirilmesi ve tüm GB'nin tamamı alınan sinyalin ayrık Fourier dönüşümünün kaydedilmesi yoluyla oluşturulur. Bu işlem SPDO örneğini GB'deki her vokselle pozisyonuna götürerek tekrarlanır. Bu şekilde SKM oluşturulduktan sonra, görüntülenmek istenen objeden alınan sinyalin ayrık Fourier dönüşümü ile bir doğrusal denklemler sistemi elde edilmiş olur. SPDO'ların uzamsal dağılımı bu tersine problemin Kaczmarz (ART) [5], negatif olmayan kaynaşık LASSO [6], Yön Değiştiren Çarpınlar Yöntemi (YDÇY) [7, 8] vb. yöntemlerle çözülmesiyle gerçekleştirilir.

Sistem kalibrasyon işlemi insan boyutundaki bir tarayıcı için günler mertebesinde uzun sürebilir [9]. Öte yandan, bu matrisin boyutları terabayt seviyesine ulaşabilir. Üstelik sistemin konfigürasyonu, kullanılan tarama gezinmesi veya SPDO değişecek olursa kalibrasyonun yenilenmesi ve SKM'nin tekrar oluşturulması gerekmektedir. Hem sistem kalibrasyonunu hızlandırmak hem de veri boyutunu azaltmak için sıkıştırılmış algılama teknikleri uygulanması önerilmiştir [10].

Bu çalışmada, sıkıştırılmış algılama ile elde edilmiş sistem matrisinin YDÇY ile geriçatımı ve aynı yöntem ile elde edilmiş görüntü geriçatım sonuçları sunulmaktadır. Bu benzetim çalışmaları, sistem kalibrasyonu verisinin farklı oranlarda (2 kat, 5 kat) azaltılmaları ile tekrarlanmıştır. Aynı zamanda literatürdeki en yaygın kullanılan yöntemlerden biri olan Kaczmarz metodu ile karşılaştırmalar yapılarak önerilen yöntemin üstünlüğü gösterilmiştir.

2. Metod

2.1. MPG Sistem Parametreleri

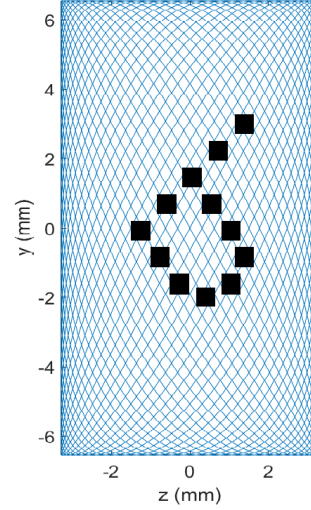
MPG sinyalinin elde edilmesi için MATLAB ortamında iki boyutlu bir ileri benzetim modeli oluşturulmuştur. Manyetik parçacıklardan alınan sinyal aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplanmıştır:

$$u(t) = \int_{Fantom} -\mu_0 p^R(r) \cdot \frac{\partial \bar{m}(r, t)}{\partial t} c(r) d^3r \quad (1)$$

Denklemden c GB'deki SPDO dağılımını, p^R sinyal alıcı bobinin duyarlılığını, μ_0 manyetik geçirgenliği, \bar{m} SPDO'ların ortalama manyetik momentlerini ifade etmektedir [11].

Benzetimlerde y ve z yönlerinde sırasıyla 5.5 T/m ve 2.75 T/m manyetik alan gradyanları ve 68x40 pikselden oluşan 13.1 mm x 6.55 mm ölçülerinde bir GB kullanılmıştır. 30 nm çaplı SPDO'lar ve 27 °C ortam sıcaklığı seçilmiştir. DA genliği 18 mT, DA baz frekansı (f_b) 2.5 MHz olarak belirlenmiştir. Lissajous gezinmesinde hareket eden MAN, y ekseninde $f_b/96$, z ekseninde ise $f_b/99$ frekansında ilerler. MAN'ın GB'deki zamana bağlı gezinmesi ve benzetimlerde kullanılan fantom Şekil 1'de gösterilmektedir. Şekilde SPDO'ların bulunduğu bölgeler siyah olarak gösterilmiştir.

Örnekleme frekansı 20 Megaörnek/s olarak belirlenmiş, alınan işaretin 30 kHz - 1 MHz bandı kullanılmıştır. Sinyalin gürültü seviyesi MATLAB'ın *awgn* fonksiyonu kullanılarak 20 dB olarak ayarlanmıştır. Sistem kalibrasyonu 2 ve 5 kat hızlandırılarak deneyler tekrar edilmiş, alınan sonuçlar hızlandırılma olmadan alınan sonuç ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 1: Manyetik alansız noktanın (MAN) Lissajous gezinmesi ve benzetimlerde kullanılan fantom

2.2. Sıkıştırılmış Algılama ile SKM Geriçatımı

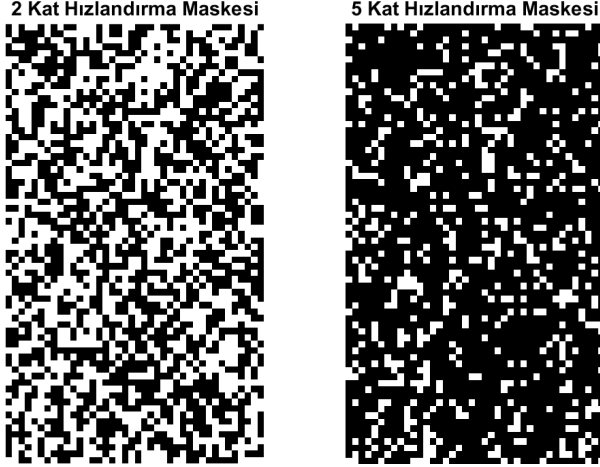
Normal olarak tüm piksellerden ayrı ayrı alınan veri ile oluşturulan SKM'nin sıkıştırılmış algılama ile oluşturulması için görüntülenilen uzayda rastgele pozisyonlardan veri elde edilmiştir. Veri toplama süresinin 2 ve 5 kat hızlandırılması amacıyla kullanılan maskeler Şekil 2'de gösterilmiştir. Şekilde beyaz noktalar veri toplanan pikselleri, siyah noktalar veri toplama için kullanılmayan pikselleri göstermektedir. Bu çalışmada seyrek alan olarak ayrık kosinüs dönüşümü (AKD) kullanılmıştır [12]. Sistem matrisinin geri çatımı için aşağıdaki optimizasyon problemi çözülmüştür:

$$\begin{aligned} \text{minimum}_{\mathbf{A}} \quad & \|\mathbf{DA}^T\|_1 \\ \text{kısıtlar} \quad & \|(\mathbf{DM})^T \mathbf{DA}^T - \mathbf{A}_s^T\|_2 < \epsilon_0 \end{aligned} \quad (2)$$

Denklemden \mathbf{A} YDÇY ile AKD uzayında seyrek olarak geriçatılmış Fourier uzayındaki SKM'yi, \mathbf{D} AKD matrisini, \mathbf{M} alt-örnekleme matrisini, \mathbf{A}_s sıkıştırılmış algılama ile ölçülmüş SKM'yi ifade etmektedir.

Yukarıdaki dahil tüm denklemlerde $\|\cdot\|_2$ operasyonu matrisin *Frobenius* normunu, $\|\cdot\|_1$ operasyonu matris elemanlarının mutlak değerlerinin toplamını ve $[\cdot]^T$ matrisin devriğini ifade etmektedir.

Sistem kalibrasyonu verisi, YDÇY algoritmasının en küçük mutlak daralma ve seçim operatörü (LASSO) [13] formülasyonu kullanılarak geriçatılmıştır. Bu sayede en seyrek sistem matrisi, verinin aslı bozulmadan belirli bir ϵ_0 kullanılarak elde edilmiştir. ϵ_0 olarak 150 seçilmiştir. Sistem matrisinin geri çatılmasının ardından görüntü geriçatım problemi Kaczmarz ve YDÇY ile çözülmüş ve elde edilen görüntüler karşılaştırılmıştır.



Şekil 2: Hızlandırma için uygulanan 68x40 boyutlarındaki maskeler. Beyaz noktalar veri toplanan pikselleri göstermektedir.

2.3. Kaczmarz Yöntemi ile Görüntü Geriçatımı

Kaczmarz yöntemi ile görüntü geriçatımında aşağıdaki probleme bir çözüm aranır:

$$\min_c \|Ac - b\|_2^2 + \lambda \|c\|_2^2 \quad (3)$$

Bu denklemde c vektörleştirilmiş geriçatılan imgeyi, b Fourier uzayında ölçüm vektörünü, λ da düzenleme parametresini ifade eder. Bu yöntem, Denklem 3'te tanımlanmış problemi geriçatılacak vektörleştirilmiş görüntünün (c), A matrisinin her bir satırına olan dikgen izdüşümünün hesaplanmasıyla bulur. Geriçatılan görüntü özyinelemeler boyunca belirli bir düzenleme katsayısı ağırlığıyla aşağıdaki gibi hesaplanır [12]:

$$c^{k+1} = c^k + \lambda_1 \frac{b_i - a_i \cdot c^k}{\|a_i\|_2^2} a_i^T \quad (4)$$

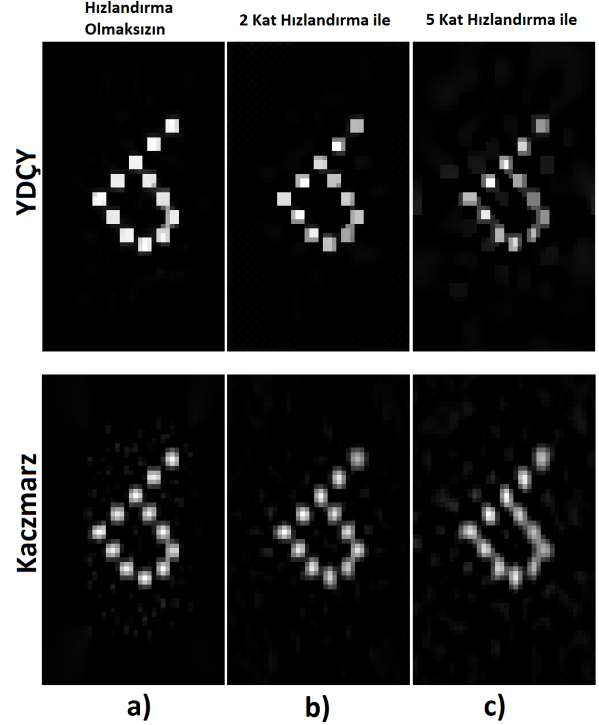
Yukarıdaki denklemde k özyineleme sayısını, λ_1 farklı bir ölçekteki düzenleme katsayısını, a_i A matrisinin i 'nci satırını, b_i ölçüm vektörünün i 'nci elemanını ifade eder.

2.4. YDÇY ile Görüntü Geriçatımı

YDÇY ile görüntü geriçatımında problem, veri tutarlılığı kısıtı dahilinde geriçatılan görüntünün toplam değişinti (TD) ve Manhattan normunun ağırlıklandırılmış toplamının minimize edilmesi olarak tanımlanır. MPG görüntülerinde nanoparçacık olan ve olmayan bölgelerin kendi içinde devamlılık teşkil etmesi özelliği ve bu görüntülerin seyrek olması YDÇY'nin TD ile kullanımının motivasyon kaynaklarıdır. Geriçatılan görüntünün negatif olmama kısıtı da problem tanımına eklenmiştir [7]:

$$\begin{aligned} \min_c \quad & \alpha_1 \|c\|_1 + \alpha_2 \text{TD}(c) \\ \text{kısıtlar} \quad & \|Ac - b\|_2 < \epsilon, \\ & c_i \geq 0, i = \{1, \dots, N\} \end{aligned} \quad (5)$$

Bu denklemde N toplam voksel sayısını, c_i ise vektörleştirilmiş c imgesinin i 'nci vokselini ifade etmektedir.



Şekil 3: a) Sıkıştırılmış algılama uygulanmadığında b) 2 kat hızlandırma ile c) 5 kat hızlandırma ile elde edilen geriçatım sonuçları. Her iki yöntem için de YDÇY ile geriçatılan SKM kullanılmış, sonrasında görüntü geriçatımı için YDÇY (üst sıra) veya Kaczmarz (alt sıra) kullanılmıştır.

3. Sonuçlar

Tüm pikseller kullanarak (hızlandırma olmaksızın), ve 2 kat ve 5 kat hızlandırılarak alınmış sistem kalibrasyon matrisleri ile geriçatım sonuçları sırasıyla Şekil 3'te gösterilmektedir. Şekilde YDÇY ve Kaczmarz yöntemleri ile geriçatım sonucu oluşan görüntüler verilmiştir. Her bir benzetim çalışması için kullanılan parametreler Tablo 1'de gösterilmektedir. Elde edilen görüntüler ve referans görüntü, normalize edilmiş ortalama karesel hata (nRMSE) yöntemi ile sayısal olarak Tablo 2'de karşılaştırılmaktadır.

Tablo 1: Benzetim Parametreleri

		Sıkıştırılmış Algılamasız	2 Kat Hız.	5 Kat Hız.
YDÇY	ϵ	90	90	110
	α_1	0.05	0.05	0.05
	α_2	0.95	0.95	0.95
Kaczmarz	λ	5×10^3	10^4	10^4

YDÇY için azami özyineleme sayısı 100, Kaczmarz yöntemi için 5 olarak ayarlanmıştır. Yakınsama kısıtı olarak c imgesinin bir önceki iterasyondaki c 'ye olan farkının normuna bakarak karar verilmektedir. Bu fark 10^{-3} olarak ayarlanmıştır.

Tablo 2: Performans Sonuçları

nRMSE	Sıkıştırılmış Algılamasız	2 Kat Hız.	5 Kat Hız.
YDÇY	0.001	0.004	0.011
Kaczmarz	0.006	0.009	0.012

Geriçatım sonuçlarına göre YDÇY her hızlandırma seviyesi için daha yüksek çözünürlük ve karışıklığa sahip geriçatım sonuçları üretmiştir.

4. Tartışma

Bu çalışmada, Manyetik Parçacık Görüntüleme (MPG) yönteminde sistem kalibrasyonu veri toplama süresini azaltma ve imge oluşturma için Yon Değiştiren Çarpanlar Yöntemi'nin (YDÇY) kullanımı önerilmiştir. YDÇY ile geriçatılan imgeler, aynı zamanda literatürde bu amaçla en sık kullanılan yöntem olan Kaczmarz yöntemi ile benzetimler yoluyla karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar YDÇY'nin Kaczmarz yöntemine göre çözünürlük ve kontrast bakımından üstün olduğunu göstermiştir.

2 kat hızlandırılarak alınmış sistem kalibrasyon matrisi (SKM) ile geriçatılan görüntülerin görsel olarak kontrast ve çözünürlük bakımından hızlandırılma olmaksızın elde edilen sonuçlara çok benzer olması, bu alanda sıkıştırılmış algılamının önemini göstermektedir. 5 kat hızlandırılarak (yani verinin sadece %20'si kullanılarak) alınmış sonuçlarda her ne kadar önemli miktarda kontrast kaybı olsa da, hala bir tıbbi uygulama için yeterli kalitede olabileceği değerlendirilmektedir. Üstelik, maske ve seyrek alan tasarımlarının eniyilemesi sonucu daha da yüksek seviyede hızlanma sağlanabileceği öngörülmektedir.

Çalışmada düzenleme parametreleri her iki yöntem için görüntülerin Şekil 1'de gösterilen referans görüntüye göre nRMSE'sinin en küçük olduğu duruma göre ayarlanmıştır. Ancak bu parametrelerle oynayarak nRMSE değeri yüksek ama görsel olarak daha iyi olduğu düşünülebilecek görüntüler de oluşturulabilir. Bu durumda geriçatılan imgenin çözünürlük ve kontrastı da değişecektir. Örneğin Kaczmarz yöntemi ile elde edilen görüntülerde daha yüksek düzenleme katsayısı ile arka plandaki gürültü benzeri artefaktlar azaltılabilir. Ancak bu durumda elde edilen görüntülerin çözünürlüğü de düşmüş olacaktır.

Bu çalışmada, sıkıştırılmış algılama için tamamen rastgele olarak oluşturulmuş maskeler kullanılmıştır. Bu maskelerin kullanılan MPG tarayıcısının özelliklerine göre rastgelelik özelliği bozulmadan düzenlenmesi sonucunda daha iyi geriçatım sonuçları elde edilebileceği düşünülmektedir. Örneğin görüntüleme bölgesindeki bazı voksellerden istenmeyen manyetik alanlardan kaynaklı çok az bilgi elde ediliyor olması durumunda, bu voksellerin maske ile filtrelenmesi sağlanabilir.

5. Kaynaklar

- [1] B. Gleich and J. Weizenecker, "Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles," *Nature*, vol. 435, no. 7046, pp. 1214–1217, 2005.
- [2] J. Rahmer, J. Weizenecker, B. Gleich, and J. Borgert, "Signal encoding in magnetic particle imaging: properties of the system function," *BMC Medical Imaging*, vol. 9, no. 4, 2009.
- [3] P. W. Goodwill and S. M. Conolly, "Multidimensional X-Space Magnetic Particle Imaging," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 30, no. 9, pp. 1581–1590, 2011.
- [4] P. Vogel, T. Kampf, M. Rückert, and V. Behr, "Flexible and Dynamic Patch Reconstruction for Traveling Wave Magnetic Particle Imaging," *Intern. J. Magnetic Particle Imaging*, vol. 2, no. 2, p. 1611001, 2016.
- [5] T. Knopp, J. Rahmer, T. Sattel, S. Biederer, J. Weizenecker, B. Gleich, J. Borgert, and T. Buzug, "Weighted iterative reconstruction for magnetic particle imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 6, pp. 1577–1589, 2010.
- [6] M. Storath, C. Brandt, M. Hofmann, T. Knopp, J. Salamon, A. Weber, and A. Weinmann, "Edge Preserving and Noise Reducing Reconstruction for Magnetic Particle Imaging," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 36, no. 1, pp. 74–85, 2017.
- [7] S. Ilbey, C. B. Top, A. Güngör, T. Çukur, E. U. Saritas, and H. E. Güven, "Comparison of system-matrix-based and projection-based reconstructions for field free line magnetic particle imaging," *International Journal on Magnetic Particle Imaging*, vol. 3, no. 1, 2017.
- [8] S. Ilbey, C. B. Top, T. Çukur, E. U. Saritas, and H. E. Güven, "Image Reconstruction for Magnetic Partical Imaging using an Augmented Lagrangian Method," in *International Symposium on Biomedical Imaging*, 2017.
- [9] J. Weizenecker, B. Gleich, J. Rahmer, H. Dahnke, and J. Borgert, "Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 54, no. 5, pp. L1–L10, 2009.
- [10] A. von Gladiss, M. Ahlberg, T. Knopp, and T. Buzug, "Compressed Sensing of the System Matrix and Sparse Reconstruction of the Particle Concentration in Magnetic Particle Imaging," *IEEE Trans. Magn.*, vol. 51, no. 2, p. 6501304, 2015.
- [11] T. Knopp and T. M. Buzug, *Magnetic Particle Imaging: An Introduction to Imaging Principles and Scanner Instrumentation*. Berlin/Heidelberg: Springer, 2012.
- [12] J. Lampe, C. Basso, J. Rahmer, J. Weizenecker, H. Voss, B. Gleich, and J. Borgert, "Fast reconstruction in magnetic particle imaging," *Phys Med Biol*, vol. 57, no. 4, pp. 1113–1134, 2012.
- [13] R. Tibshirani, "Regression shrinkage and selection via the lasso," *Journal of the Royal Statistical Society, Series B*, vol. 58, no. 1, pp. 267–288, 1996.