

위상 배열 코일 영상에서의 밝기 비균등성을 projection에 기반하여 수정하는 방법

윤성대 · 정준영 · 한예지 · 박현욱

목적 : 위상 배열(phased array) 코일의 sensitivity profile을 추정하는 알고리즘을 제시하고, 이로부터 위상 배열 코일 영상에서 나타나는 밝기 비균등성 문제를 해결하고자 한다.

대상 및 방법 : 코일의 sensitivity profile을 추정하기 위해, 우선 그 영상을 여러 각도에 대해 회전을 시켜가면서 projection 데이터를 얻는다. 영상의 해부학적인 구조, 즉 고주파 성분을 제거하기 위해, 앞에서 구한 projection 데이터에 적절한 curve fitting을 적용하여, projection profile을 부드럽게 변하는 곡선으로 만든다. Fitting된 projection profile에 filtered back projection 알고리즘을 적용하면, 원하는 코일의 sensitivity profile을 얻을 수 있다. 추정된 코일의 sensitivity profile 정보를 이용하여 획득한 위상 배열 코일 영상의 밝기를 균등화시킨다. 제안된 알고리즘은 각각, 8채널 및 4채널 위상 배열 코일을 사용하여 얻은 phantom과 사람 뇌 영상에 대해 적용해 봤다.

결과 : 알고리즘의 성능을 측정하기 위해, 본 알고리즘으로부터 얻어진 결과와 단순히 위상 배열 코일 영상에 sum-of-square를 취하여 얻어진 결과의 밝기 균등성을 서로 비교해 보았다. 이때, 본 알고리즘으로부터 얻어진 영상의 밝기 균등성이 sum-of-square의 경우보다 더 높음을 확인할 수 있었다. 정량적으로는 밝기 변화량이 제안한 알고리즘에 의해 13.1%에서 6.1%로 감소되었다.

결론 : 제안한 알고리즘은 위상 배열 코일로부터 얻어진 영상의 밝기 비균등성을 효과적으로 보정할 수 있었다.

서 론

위상 배열(phased array) 코일은 자기 공명 영상을 획득하는 코일 중 하나로서, 코일에 근접해 있는 영역일수록 큰 신호가 얻어지게 된다. 따라서, 영상의 중앙에서 바깥쪽으로 갈수록 영상의 밝기가 더 커지는 밝기 비균등성 문제가 나타난다. 여기서, 밝아서 잘 보이는 부분은 문제가 없겠으나, 어두워서 잘 보이지 않는 부분은 흔히 사용하는 영상 처리 알고리즘의 성능을 저하시키게 된다. 예를 들어 영상의 밝기 정보를 이용하여 segmentation한다거나 recognition, registration (1)을 하는 알고리즘들은 영상의 밝기 비균등성에 의해 그 결과가 상당

히 많은 영향을 받게 되는 경우가 있다. 또한 영상의 중요한 정보가 어두운 부분에 숨어 있다면, 의료 진단상에서 사람의 질병을 오인식할 수 있는 문제가 발생할 수 있다.

위상 배열 코일은 밝기 비균등성에 대한 대가로, 새장형(birdcage) 코일보다 획득 신호의 세기가 5배 높을 수 있다 (2)는 보고가 있으며, 고속 자기 공명 영상법인 병렬 영상법(parallel imaging)에 적용할 수 있다는 장점으로, 널리 관심을 받아 왔다. 이에 따라, 위상 배열 코일의 밝기 비균등성을 보완하기 위해 여러 가지 알고리즘들이 제시되어 왔는데 (2-12), 이들이 공통적으로 취하고 있는 방법은 코일의 sensitivity profile을 구한 뒤, 이로부터 영상의 밝기 비균등성을 균등화시킨다는 점이다. 차이점은 그 sensitivity profile을 구하는

대한자기공명의과학회지 9:36-42(2005)

¹한국과학기술원 전자 전산학과

*연구비 보조 상황: 보건 복지부 과제(02-PJ3-PG6-EV07-0002)의 지원을 받음.

접 수 : 2005년 4월 4일, 채 택 : 2005년 5월 28일

통신저자 : 박현욱, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1, 한국과학기술원 전자 전산학과/전기 및 전자 공학 전공
Tel. (042)869-8497 Fax. (042)869-8361

위상 배열 코일 영상에서의 밝기 비균등성을 projection에 기반하여 수정하는 방법

방식에서 나타나는데, 이는 다음과 같이 크게 3가지로 분류할 수 있다.

첫 번째 방법은 (2-5), 코일의 크기, 모양, 영상화 대상과 떨어진 거리 등의 정보를 미리 알고 있어서, 이로부터 코일의 sensitivity profile을 구하는 것이다. 그러나, 이와 같은 방법은 매 자기 공명 영상 실험마다 그와 같은 정보가 달라진다는 점에서 그다지 실용적이지 못하다. 두 번째 방법은 (6) homogeneous phantom을 사용하여 얻어진 영상을, 그대로 코일의 sensitivity profile로 적용하는 것이다. Homogeneous phantom은 복잡한 해부학적인 구조가 없기 때문에, 코일의 sensitivity profile을 거의 비슷하게 나타낼 수 있으나, 영상화 물체의 대상이 바뀌면 코일의 loading 영향이 달라진다는 고려를 하지 않기 때문에 정확하다고 볼 수 없다. 비슷하게 동체(body) 코일을 사용하여 (7-9) 코일의 sensitivity profile을 구하는 경우가 있지만, 이런 방법 모두 자기 공명 영상화 시간을 증가시킨다는 단점을 안고 있다. 마지

막 방법은 (10-12) 코일의 sensitivity profile을 저대역 필터를 사용하여 구하는 것이다. 이는, 위상 배열 코일 영상으로부터 계산된다는 점에서, 부가적인 영상 획득 시간이 필요 없다는 특징이 있다. 이 방식의 성능은 저대역 필터의 특성에 크게 의존한다는 문제를 가지고 있는데, 차단(cut-off) 주파수를 잘 결정하기 위해서는 원래 영상의 해부학적인 구조를 미리 알고 있어야 한다는 단점이 있다.

본 연구에서는 위상 배열 코일의 sensitivity profile을 구하기 위해, 위상 배열 코일의 projection 데이터를 이용할 것이다. Projection 데이터는 어떤 방향으로 신호를 더한 것이므로, 이를 사용하여 sensitivity profile을 계산하는 것은 노이즈나 국부적인 변화에 덜 민감할 수 있다는 장점을 가지게 된다. 또한, 이 방법은 코일의 크기, 모양과 같은 정보를 필요로 하지 않으며, 위상 배열 코일로부터 바로 sensitivity profile을 계산하는 것이므로, 부가적인 영상화 시간을 필요로 하지 않는다.

알고리즘의 성능은 위상 배열 코일로부터 얻어진 영상을 단

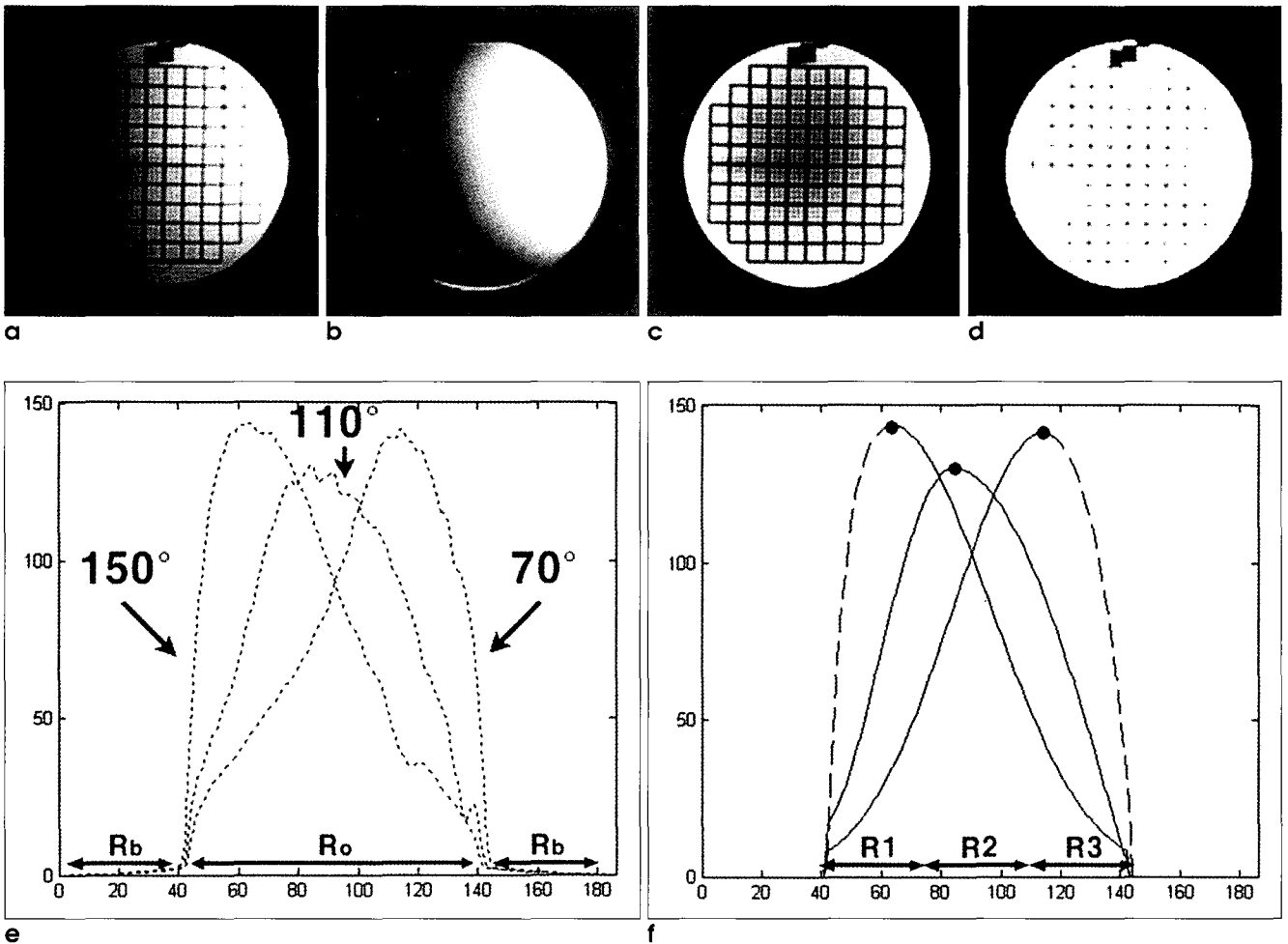


Fig. 1. (a) One of the multi-channel images in phased-array coil, (b) Estimated sensitivity profile of a, (c) "Sum-of-squares" of phased-array images (d) Intensity corrected image from the proposed method, (e) Projection profiles of a at 3 view angles, 70°, 110°, 150°, (f) Curve fitted profiles at the same view angles with e, dotted line: fitted profile using 4th-polynomial function, solid line: fitted profile using Gaussian function.

윤성대 외

순히 sum-of-square를 통해 구한 영상과 본 알고리즘로부터 얻어진 영상의 밝기 균등성을 비교함으로써 측정하였다. 이에 대한 방법 및 결과는 다음 단락에서 보다 자세히 설명하겠다.

대상 및 방법

Projection에 기반한 추정법: 이론

위상 배열 코일의 각 채널 영상 (V_i)의 projection profile ($\text{Proj}[V_i]$)은 전체적으로 부드럽게 변하는 곡선에 세부적으로 작은 크기로 변하는 부분이 더해져 있다고 생각할 수 있다. 여기서, 전체적으로 부드럽게 변하는 곡선은 코일의 sensitivity profile(S_i)에 기인한 것이고, 세부적으로 작은 크기로 변하는 부분은 영상의 해부학적인 구조(U), 즉 고주파 성분을 나타낸다. 이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\text{Proj}[V_i] \cong \text{Proj}[S_i] + \text{Proj}[U] \quad (1)$$

따라서, 코일의 coil's sensitivity profile을 구하기 위해서는, 세부적으로 작은 크기로 변하는 부분을 제거해야 한다. 이는 비선형 curve fitting 알고리즘(Levenberg-Marquardt)을 사용하여 효과적으로 제거할 수 있고, 수식으로는 다음처럼 나타낼 수 있다.

$$\text{Fit}[\text{Proj}[V_i]] = \text{Fit}[\text{Proj}[S_i] + \text{Proj}[U]] \cong \text{Proj}[S_i] \quad (2)$$

여기에, filtered back projection(FBP) 알고리즘 (13)을 적용하면, 코일의 sensitivity profile, S_i 를 구할 수 있다.

$$\therefore \text{FBP}[\text{Fit}[\text{Proj}[V_i]]) = \hat{S}_i \quad (3)$$

Projection에 기반한 추정법: 세부적인 방법

제안한 알고리즘의 세부적인 방법은 아래와 같이 크게 5단계로 나뉘어 진다.

1. 위상 배열 코일의 각 채널별 영상 (Fig. 1a)에 대해 radon transform을 적용하여, 1° 간격으로 0° 부터 179° 까지의 projection profile (Fig. 1e)을 계산한다.
2. Projection profile이 나타난 부분을 3등분한다 (Fig. 1f: R1, R2, R3). 각각의 projection profile은 fitting을 효과적으로 하기 위해, peak 점을 중심으로 2개의 부분으로 분리한 뒤, 각 부분에 대해 서로 다른 fitting 모델을 적용한다. 만약 peak 점이 R2 영역에 있으면, 두 부분에 대해 모두 Gaussian 함수를 사용하여 fitting을 하고, peak 점이 R1, R3 영역에 있으면, 두 부분 중 길이가 긴 부분은 Gaussian을 작은 부분은 4차 다항식 함수를 사용하여 fitting 한다.
3. 전 단계에서 구한 데이터는 projection 데이터 도메인이므로 이를 다시 영상 도메인으로 바꾸어 주기 위해, fitting된 projection profile에 filtered back projection 알고리즘을 적용하여 코일의 sensitivity profile을 구한다 (Fig. 1b).
4. 원래의 위상 배열 코일 영상 (Fig. 1a)를 앞에서 구한 코

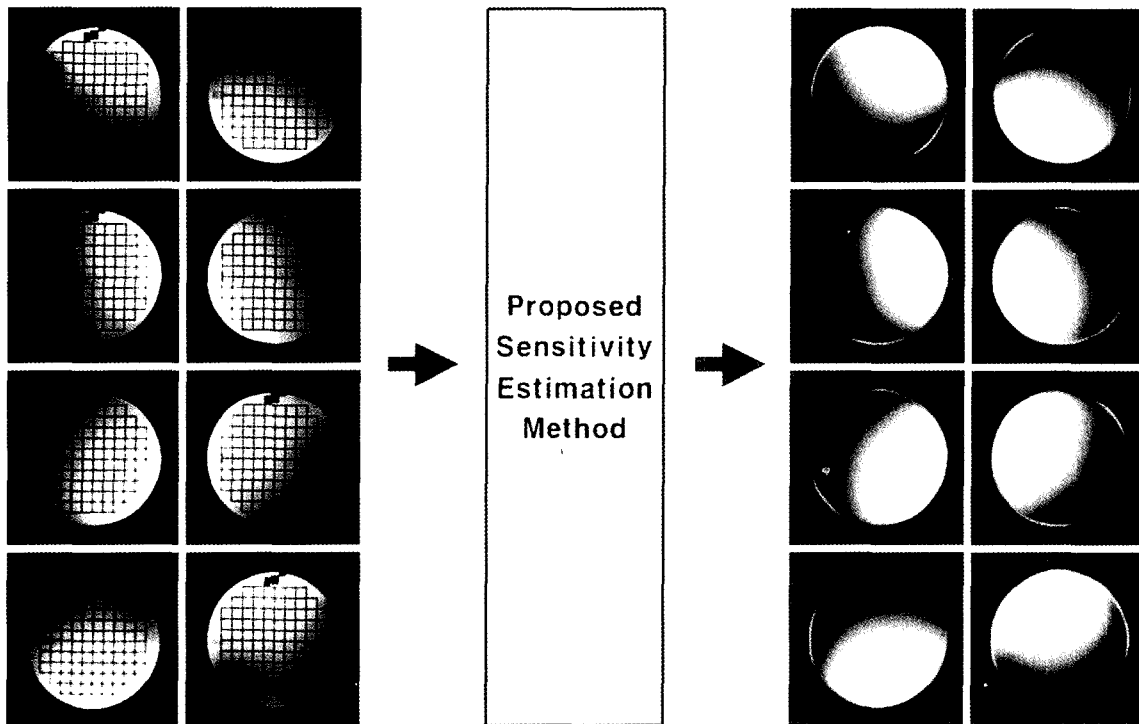


Fig. 2. Original 8-channel phased-array images and their corresponding estimated sensitivity profiles from the proposed method.

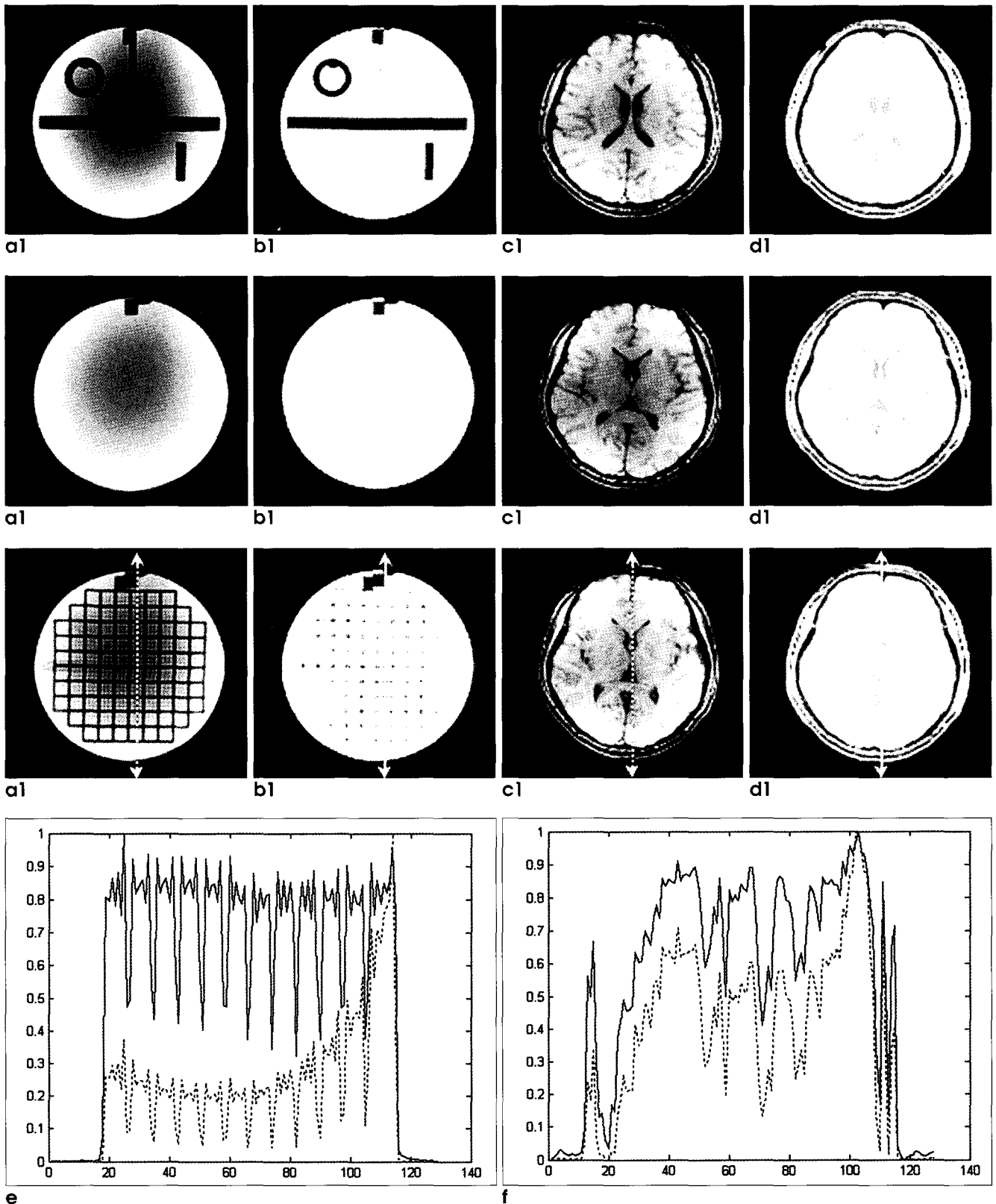


Fig. 3. (a) "Sum-of-squares" of original phased-array images (phantom with 8channel coils), (b) The proposed intensity corrected result of a, (c) "Sum-of-squares" of original phased-array images (human brain with 4channel coils) (d) The proposed intensity corrected result of c, (e) Vertical profiles of a3 and b3, dotted line: non-uniform profile, solid line: intensity corrected profile, (f) Vertical profiles of c3 and d3.

윤성대 외

일의 sensitivity profile (Fig. 1b)로 나누어 주면 하나의 밝기가 균등화된 영상을 얻을 수 있다.

5. 위 과정을 위상 배열 코일의 다른 채널의 영상에 대해서도 똑같이 반복해 준다. 그러면, Fig. 2와 같이 각 채널별로 코일의 sensitivity profile을 얻을 수 있으며, 이에 따라 밝기가 균등화된 영상을 채널수만큼 얻을 수 있다. 이를 평균해서 하나의 밝기가 균등화된 영상을 얻는다 (Fig. 1d).

영상획득

제한한 알고리즘은 phantom과 in vivo 둘 다에 대해 적용해 보았다. Phantom 데이터는 1.5T 시스템(General Electric)에서 8채널 위상 배열 코일을 사용하여, spin echo 시퀀스(matrix=129×129, FOV=250 mm×250mm, TR=600 ms, TE=30 ms, slice thickness=5 mm, 11 slices)로 얻었으며, in vivo 데이터는 3.0 T 시스템(ISOL)에서 4채널 위상 배열 코일을 사용하여, gradient echo 시퀀스(matrix = 128×128, FOV=250 mm×250 mm, TR=600 ms, TE=9ms, slice thickness = 5 mm, 30 slices)로 얻었다.

결 과

위상 배열 코일 영상에 각각 sum-of-square를 취한 결과와 제안한 알고리즘을 적용한 결과가 Fig. 3에 나타나 있다. 제안한 알고리즘의 성능을 측정하기 위해, Fig. 3의 a3, b3, c3, d3에 대해, 중앙을 지나는 세로 방향의 profile을 서로 비교해 보았다. Fig. 3e와 Fig. 3f가 이를 보여주고 있는데, 그림에서 점선이 sum-of-square의 것이고, 실선이 제안한 알고리즘으로부터 얻어진 밝기가 균등화된 영상의 것이다. Profile을 서로 비교해 보면, 제안한 알고리즘으로부터 나온 것이 단순히 sum-of-square를 한 것보다 훨씬 균일한 밝기 분포를 가짐을 알 수 있다.

밝기 균일함이 정량적으로 얼마큼 증가하였는지 분석하기 위하여 (10), Fig. 3의 a2, b2에 대해 r.m.s(root mean square)값을 계산하였다. Fig. 3a2가 sum-of-square에 해당되며, Fig. 3b2가 제안된 알고리즘으로부터 얻어진 밝기가 균등화된 영상에 해당된다. 이 때, 계산 범위를 Fig. 3의 a2, b2와 같이 homogeneous phantom에 대해 한정된 이유는 r.m.s로부터 밝기 변화를 측정하기 위한 것이므로, 이 값이 영상의 해부학적인 구조에 영향을 받지 않도록 하기 위해서이다. 각 영상에서 r.m.s 값은 배경부분(background)을 제외한 물체(object)의 영역에 해당되는 부분만 선택해서 계산해 주었으며, Fig. 3의 a2, b2 각각에 대해, 13.1%, 6.1%로 측정되었다. 즉, 제안한 알고리즘에서 얻은 영상의 밝기 변화 정도가 sum-of-square보다 작다는 뜻으로, 이는 밝기 균등성이 더 높다는 것을 의미한다.

고 찰

위상 배열 코일은 Roemer에 의해 처음으로 개발된 뒤 (2), 지난 10여년간 널리 관심을 받아 왔다. 이 코일은 주로 2가지 이유에 의해 많이 사용되었는데, 첫번째로 높은 SNR(Signal to Noise Ratio)을 얻을 수 있으며, 두번째로는 병렬 영상법(SMASH (14), SENSE (15), SPACE RIP (16))에 적용할 수 있다는 것이다. 이처럼, 위상 배열 코일은 상당한 장점을 가지고 있으나, 반면 sensitivity profile이 균일하지 못하다는 문제를 안고 있다.

본 연구에서는 이런 위상 배열 코일의 밝기 비균등성을 보완하기 위한 알고리즘을 제시했다. 성능을 측정하기 위해, 알고리즘을 phantom과 사람의 뇌를 대상으로 한 in vivo, 둘 다에 대해 모두 적용시켜 보았으며, 이를 sum-of-square로부터 나온 결과와 비교를 해 보았다. 이 때, 두 경우 모두에 대해서 제안한 알고리즘으로부터 나온 영상이 sum-of-square로부터 나온 영상보다 훨씬 더 균일한 밝기 분포를 가졌다.

제안한 알고리즘은 병렬 영상법에 대해서도 유용히 쓰일 것으로 기대된다. 병렬 영상법에서는 영상의 재구성을 위하여, 위상 배열 코일의 각 채널별 sensitivity map을 구해야 하는데, 이를 위해서는 밝기가 균일한 영상이 필요로 한다. 기존의 방법에서는 sum-of-square나 동체 코일 영상을 사용했었는데, sum-of-square의 경우에는 밝기가 균일하지 못하다는 문제를 안고 있으며, 동체 코일 영상의 경우에는 비록 sum-of-square 보다는 밝기가 균일하나, 자기 공명 영상을 부가적으로 한 번 더 획득해야 된다는 단점을 가지고 있다. 게다가, 이는 phantom의 경우에는 문제가 없겠으나, 사람의 심장 영상과 같이 시간에 따라 움직임이 있는 대상에 대해서는 그대로 적용시키기가 어렵다는 문제를 안고 있다.

본 연구에서는 코일이 sensitivity profile을 위상 배열 코일의 영상으로부터 바로 구했으며, 그에 따라 homogeneous phantom이나 동체 코일을 사용하는 방법과는 달리 부가적인 자기 공명 영상 획득을 필요로 하지 않는다. 또한 코일의 크기, 모양과 같은 정보를 필요로 하지 않으며, 차단 주파수와 같은 파라미터 결정에 고심을 하지 않아도 되는 장점을 가지고 있다.

감사의 글

본 연구는 보건 복지부 (Korean Ministry of Health and Welfare) 과제, 02-PJ3-PG6-EV07-0002의 지원을 받는다.

참 고 문 헌

1. Momenan R, Hommer D, Rawlings R, Ruttimann U, Kerich M, Rio D. Intensity-adaptive segmentation of single-echo T1-weighted magnetic resonance images. Hum Brain Mapp 1997;5:194-205

위상 배열 코일 영상에서의 밝기 비균등성을 projection에 기반하여 수정하는 방법

2. Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, Souza SP, Mueller OM. The NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990;16:192-225
3. Hayes CE, Hattes N, Roemer PB. Volume imaging with MR phased arrays. *Magn Reson Med* 1991;18:309-319
4. Wallner BK, Edelman RR, Bajakian RL, Kleefield J, Atkinson DJ, Mattle HP. Signal normalization in surface coil MR imaging. *Am J Neuroradiol* 1990;11:1271-1272
5. Moyher SE, Vigneron DB, Nelson SJ. Surface Coil MR Imaging of the human brain with an analytic reception profile correction. *J Magn Reson Imaging* 1995;5:139-144
6. Axel L, Constantini J, Listerud J. Intensity correction in surface-coil MR imaging. *Am J Roentgenol* 1987;148:418-420
7. Murakami JW, Hayes CE, Weinberger Ed. Intensity correction of phased-array surface coil images. *Magn Reson Med* 1996;35:585-590
8. Brey WW, Narayana PA. Correction for intensity falloff in surface coil magnetic resonance imaging. *Med Phys* 1988;15:241-245
9. Carlsen IC, Jensen D. Reconstruction algorithm for images obtained with flexible multi-element synergy coils. In: *Proceedings of the SMR 2nd Annual Meeting*, 1994. p334
10. Cohen MS, DuBois RM, Zeineh MM. Rapid and effective correction of RF inhomogeneity for high field magnetic resonance imaging. *Hum Brain Mapp* 2000;10:204-211
11. Irarrazabal P, Meyer CH, Nishimura DG, Macovski A. Inhomogeneity correction using an estimated linear field map. *Magn Reson Med* 1996;35:278-282
12. Van LK, Maes F, Vandermeulen D, Suetens P. Automated model-based bias field correction of MR images of the brain. *IEEE Trans Med Imaging* 1999;18:885-896
13. Cho ZH, Jones JP, Singh M. Image reconstruction from projections in two dimensions. In: *Foundations of medical imaging*, 1st edition. New York: John Wiley and Sons Inc; 1993. p 71-103
14. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603
15. Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:952-962
16. Kyriakos WE, Panych LP, Kacher DF, et al. Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel. *Magn Reson Med* 2000;44:301-308

A Projection-based Intensity Correction Method of Phased-Array Coil Images

SungDae Yun, Jun-Young Chung, YeJi Han, HyunWook Park

¹Department of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology

Purpose : To develop a novel approach to calculate the sensitivity profiles of the phased array coil for use in non-uniform intensity correction.

Materials and Methods : The proposed intensity correction method estimates the sensitivity profile of the coil to extract intensity variations that represent the scanned image. The sensitivity profile is estimated by fitting a non-linear curve to various angles of projections through the imaged object in order to eliminate the high-frequency image content. Filtered back projection is then used to compute the estimates of the sensitivity profile of each coil. The method was applied both to phantom and brain images from 8-channel phased-array coil and 4-channel phased-array coil, respectively.

Results : Intensity-corrected images from the proposed method have more uniform intensity than those from the commonly used 'sum-of-squares' approach. By using the proposed correction method, the intensity variation was reduced to 6.1% from 13.1%, acquired from the 'sum-of-squares'.

Conclusion : The proposed method is more effective at correcting the intensity non-uniformity of the phased-array surface-coil images than the conventional 'sum-of-squares' method.

Index words : Phased array coil
Sensitivity profile
Intensity uniformity
Projection profile
Curve fitting

Address reprint requests to : Hyun Wook Park, Department of Electrical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology, #373-1 Guseong-dong, Yuseong-gu, Daejeon 305-701, Korea.
Tel. 82-42-869-8497 Fax. 82-42-869-8361