
MRI 영상의 3차원 가시화를 통한 영상 불균일성 보정 기법

김형진* · 서광덕**

Nonuniformity Correction Scheme Based on 3-dimensional Visualization of MRI Images

Hyoung-Jin Kim* · Kwang-deok Seo**

요 약

MRI 시스템이 수집하는 인체신호는 매우 미약하기 때문에 영상화 과정을 거치면서 외부 잡음이나 시스템 불안정성에 의한 영향을 쉽게 받을 수 있다. 따라서 본 논문에서는 저 자장 MRI 시스템에서 RF 수신코일의 디자인적 요소에 의해 발생하는 불균일성을 분석하여 영상의 균일도 향상 기법을 제안한다. 본 논문에서는 MRI 영상의 신호강도 불균일성을 보정하기 위한 방법 중에서 팬텀 데이터를 이용하여 확장된 크기를 갖는 3차원 bias 볼륨 데이터를 획득하기 위한 방법을 제안함으로써 다양한 크기를 갖는 영상의 보정이 가능하도록 하였다. 제안된 bias 데이터의 최적화 기법을 적용하여 실험을 수행한 결과 단일 bias 데이터의 사용으로 다양한 영상법에 의한 영상을 효과적으로 보정할 수 있음을 확인 하였다.

ABSTRACT

Human body signals collected by the MRI system are very weak, such that they may be easily affected by either external noise or system instability while being imaged. Therefore, this paper analyzes the nonuniformity caused by a design of the RF receiving coil in a low-magnetic-field MRI system, and proposes an efficient method to improve the image uniformity. In this paper, a method for acquiring 3D bias volume data by using phantom data among various methods for correcting such nonuniformity in MRI image is proposed, such that it is possible to correct various-sized images. It is shown by simulations that images obtained by various imaging methods can be effectively corrected using single bias data.

키워드

MRI 영상 불균일성 보정, 의료영상처리, 바이어스 보정, 3차원 가시화

Key word

Nonuniformity correction of MRI image, Medical image processing, Bias correction, 3D visualization

* 연세대 전산학과 박사과정, (주)에이아이랩 이사

** 연세대 컴퓨터정보통신공학부 교수 (교신저자)

접수일자 : 2009. 12. 10

심사완료일자 : 2010. 01. 26

I. 서 론

MRI 시스템을 구성하는 주요 구성 요소로는 마그넷 시스템, 경사자계시스템, RF 송/수신 시스템 및 전자 제어부 등이 있다. 마그넷 시스템은 강한 균일 자장을 형성함으로써 인체 내 수소 원자들의 자기모멘트 (magnetic moment)를 일정하게 정렬시키는 역할을 수행하며 경사자계시스템은 선형적인 주파수 변화를 가함으로써 주로 3차원 공간상의 영상 위치나 영상 내 위치구별이 가능하도록 하는 역할을 한다. RF 송/수신 시스템은 특정 주파수 대역의 RF 에너지를 방사하여 경사자계 시스템에 의해 지정된 인체 영역에 에너지가 흡수 되도록 하는 기능을 갖고 있으며 인체로부터 방출되는 신호를 수집하여 전자 제어부에 전달하는 기능을 수행한다. 이러한 MRI 시스템이 수집하는 인체신호는 매우 미약하기 때문에 영상화 과정을 거치면서 외부 잡음이나 시스템 불안정성에 의한 영향을 쉽게 받을 수 있다. MRI 촬영 시 발생하는 영상신호의 불균일성은 이러한 시스템의 불안정성 또는 외부환경의 영향 등으로 인해 복합적으로 발생하며 환자의 움직임이나 경사자장에 의한 와전류 (Eddy current)와 같이 촬영 시 발생하는 요소에 의해서도 영향을 받는다.

이러한 영상의 불균일성은 임상진단을 어렵게 할 뿐만 아니라 다른 영상처리에도 영향을 주는 주요 원인이 되므로 이를 개선하기 위한 연구가 활발히 이루어져왔다[1]. 불균일성 보정을 위한 연구는 크게 두 가지로 분류할 수 있는데 bias 데이터, 즉 불균일성을 나타내는 데이터의 획득 방식에 따라 prospective 방법과 retrospective 방법으로 나뉜다. Prospective 방법은 팬텀 데이터를 획득하거나 수학적 계산에 의해 bias 데이터를 얻어내는 방법과 같이 영상획득 이전에 미리 수집한 정보를 이용하여 영상보정을 수행하는 방법을 말하며 retrospective 방법은 획득한 영상자체에서 얻어낸 정보를 이용하여 보정을 수행하는 방법을 말한다. Prospective 방법에는 획득한 팬텀영상 자체를 bias 데이터로 사용하는 방법 [2]과 팬텀 데이터를 활용하여 수식적으로 bias 데이터의 근사치를 계산하는 방법[3]이 있으며 여러 코일에서 획득한 영상을 이용하여 bias 데이터를 계산하는 방법 [4] 등이 있다. Retrospective 방법에는 획득한 영상을 필터링하여 그 결과를 bias 데이터로 사용하는 방법[2][5]과 파라미터 함수에 의한 피팅으로 bias 데이터를 구하

는 방법[6], 영상의 엔트로피 정보를 이용하여 최적화된 보정을 수행하는 방법[7], [8] 등 다양한 방법이 있다.

Prospective 방법은 일반적으로 retrospective 방법에 비해 좋은 보정효과를 보여주지만 영상획득 이전에 미리 정보를 얻어야 된다는 번거로움이 있으며 수신코일의 위치나 형태가 변화하면 다시 정보를 얻어야 된다는 단점이 있다. 또한 환자의 움직임이나 와전류의 영향과 같이 촬영 시 발생하는 불규칙적인 성분에 대해서는 보정하기 어렵다는 단점도 갖고 있다. 이러한 단점을 보완하기 위해 3차원 공간에서 팬텀 데이터를 얻고 이를 재사용하는 방법[9]이 연구되기도 했으나 제한된 영상크기와 단일 영상법의 사용으로 인해 실용성에 한계가 있다.

일반적으로 저 자장 MRI 시스템은 고 자장 MRI 시스템에 비해 영상의 대조도와 신호대잡음비 (SNR)가 낮은 편이며 RF 수신 코일에 의한 신호강도 불균일성이 영상의 불균일성 원인 중 가장 큰 요소로 작용하므로 이를 제거하는 것은 영상의 품질 향상에 큰 영향을 준다고 할 수 있다 [10]. 따라서 본 논문에서는 저 자장 MRI 시스템에서 RF 수신코일의 디자인적 요소에 의해 발생하는 불균일성을 분석하고 이를 바탕으로 영상의 균일도 향상 기법을 제안하고자 한다. 이를 위해 prospective 방법 중 팬텀 데이터를 이용하는 방식을 사용하였으며 prospective 방법의 단점을 최소화하고 실용성을 높이기 위해 다음과 같은 연구를 수행하였다. 먼저 팬텀 데이터를 이용하여 확장된 크기를 갖는 3차원 bias 볼륨데이터를 획득하기 위한 방법을 연구함으로써 다양한 크기를 갖는 영상의 보정이 가능하도록 하였다. 또한 DICOM[11] 표준 좌표계를 사용한 3차원 상의 임의 단면 생성 방법과 이를 통한 bias 데이터의 획득을 위한 연구를 진행함으로써 bias 데이터의 재사용성과 좌표 시스템의 독립성을 향상시키고자 하였다. 영상 보정에 있어서는 영상법에 따른 불균일성을 분석하여 단일 팬텀 데이터의 사용 가능성에 대하여 연구하였으며 bias 데이터의 최적화 방안에 대하여 연구를 수행하였다.

II. MRI 수신코일 및 불균일성

MRI 수신코일은 인체로부터 방출되는 신호를 수집하여 영상화를 위한 전자 제어부로 전송하는 안테나 역할을 수행하는 장비이다. 일반적으로 수신코일은 MRI

촬영을 하고자 하는 인체 부위에 따라 여러 종류가 있으며 해당 인체부위의 신호를 효율적으로 수집하기 위해 최적화된 설계를 통해 제작된다. 그러나 최적화된 설계에도 불구하고 기구적인 한계로 인한 신호의 불균일성이 존재하게 되는데 이러한 불균일성은 영상화 과정에서 공간적인 신호감쇄 효과로 나타난다. 이러한 관계는 전류에 의해 생성되는 자기장과 자기장의 관측지점의 관계를 나타내는 Biot-Savart 법칙으로 설명될 수 있는데 자기장의 분포가 균일할수록 균일한 신호 수신이 가능하다. 식 (1)은 원형 수신코일에서 단순화된 Biot-Savart 법칙을 나타낸다[2].

$$B(z) = \frac{\mu_0 I a^2}{2(a^2 + z^2)^{3/2}} \quad (1)$$

식 (1)에서 B(z)는 z 축상의 한 지점에서 측정되는 자기장의 세기를 나타내는 것으로 수신코일에 흐르는 전류(I)에 비례하고 거리(z)에 반비례하는 관계를 갖는다. μ_0 는 자유공간 투자율 상수이며 a는 원형 수신코일의 지름을 나타낸다.

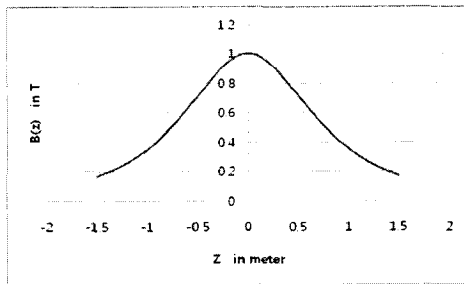


그림 1. 원형 수신코일의 자기장 분포
Fig. 1 Magnetic field of round receiver coil
(지름 $a=1m$, $\mu_0 I / 2=1$ 로 가정 함)

그림 1은 식 (1)에 의해 원형 수신코일에서 발생하는 자기장의 분포를 나타낸 것으로 수신코일의 중심($z=0$)에서 멀어질수록 자기장 세기가 작아짐을 볼 수 있다. MRI 영상신호를 모델링하는 방법은 여러 형태가 있으나 가장 일반적으로 사용되는 것은 식 (2)와 같이 불균일 성분 ($b(x)$)과 이상적인 MRI 영상신호 ($u(x)$)를 곱하고 잡음성분 ($n(x)$)을 더하는 형태로 모델링하는 것이다 [10], [12].

$$v(x) = u(x) \cdot b(x) + n(x)$$

$$u(x) = v(x) \cdot C / b(x) \quad (2)$$

이 모델을 이용한 불균일성 보정은 bias 데이터, 즉 불균일 성분($b(x)$)으로 획득한 영상($v(x)$)을 나누고 적절한 상수(C)를 이용하여 전체적인 영상의 신호 강도를 조절하는 것이다. 잡음성분은 불균일 성분과 무관하고 필터링 등을 통해 쉽게 제거할 수 있으므로 보정에 고려하지 않는다. 결과적으로 영상의 불균일성 보정은 정확한 bias 데이터 획득이 관건이라고 할 수 있다.

III. Bias 데이터의 획득

3.1 팬텀 영상의 획득

3차원 공간상의 bias 데이터를 얻기 위해 팬텀을 이용한다. 팬텀을 이용하여 bias 데이터를 구하는 작업 중에 어려운 점이 있다면 영상의 왜곡을 유발하는 코일의 신호강도 불균일성이 측정되는 팬텀영상 내부에서만 나타난다는 점이다. 이러한 이유로 수신코일을 포함한 무한 체적을 갖는 팬텀이 존재하고 그것을 측정하는 것이 현실적으로 불가능하다. 따라서 팬텀은 MRI 수신코일의 내경에 최대한 근접하고 코일의 길이보다 긴 것을 사용하는 것이 차선책이라 할 수 있다. 본 실험에서는 여러 종류의 팬텀 가운데 수신코일의 내경 및 길이에 가장 근접한 팬텀을 선택하여 여러 장의 2차원 단면 영상을 획득하고 얻어진 데이터를 가공하여 원하는 FOV(Field of View)의 데이터로 다시 변환하여 사용하였다. 그림 2는 실험에 사용한 수신코일 및 팬텀의 장착 상태를 보여준다. 실험에 사용한 MRI 시스템은 에이아이랩 (Advanced Imaging Lab.)사의 MagFinder 2이며 영구자석 형 MRI로 0.32 Tesla의 자장 세기를 가지고 있다.

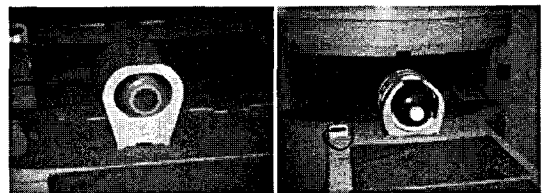


그림 2. 수신코일 및 팬텀 (wrist코일(좌), head코일(우))
Fig. 2 Receiver coil and phantom (wrist coil (left), head coil (right))

영상법별 비교를 위해 Spin Echo T1 (SE), Fast Spin Echo T2 (FSE), Gradient Echo (GE) 등의 3가지 영상법에 대해 팬텀 영상을 획득하였다. 표 1은 팬텀영상을 획득하기 위해 본 실험에서 사용한 영상법 별 파라미터를 나타낸 것이다.

표 1. 팬텀 영상획득을 위한 영상법별 파라미터
Table. 1 Parameters for obtaining phantom image

	TR (ms)	TE (ms)	FA (degree)	Plane	average	thickness (mm)	FOV (mm)	#slices
SE	972	25	90	Axial	1	8	200	26
FSE	4405	88	90	Axial	2	8	200	26
GE	1293	35	25	Axial	1	8	200	26

TR : repetition time (ms), TE : echo time (ms), FA : flip angle (degree)
Plane: axial/sagittal/coronal, Thickness : 두께 (mm)
FOV : field of view (mm), #slice : slice 개수

MRI 촬영에 의해 획득한 영상을 이용하여 원하는 FOV의 bias 데이터를 생성하는 작업은 다음과 같이 수행되었다. 먼저 각각의 영상에 대해서 ROI (Region of Interest)를 설정하여 bias 데이터로 사용할 영역을 설정한다. ROI 설정 작업은 해당 영상에 그래픽 도형을 표시하고 도형의 외부를 잘라내는 방식으로 이루어지며 해당 영상에 대한 마스크 (mask) 데이터를 생성한다. 다음 단계에서는 원본 영상 데이터와 마스크 데이터를 단계별로 확대시킨다. 정해진 확대 단계가 모두 수행되면 확대한 영상과 마스크 데이터를 참조하여 영상을 합치는 작업을 수행한다. 모든 작업이 완료되면 ROI내의 bias 데이터가 ROI 외부로 보간되어 채워진 영상을 얻을 수 있다. 이러한 방법은 실제 수신코일에 의한 영상 bias 데이터가 ROI 외부의 근접한 영역 내에서 어느 정도 비슷한 양상을 보일 것이라는 가정에 기초하고 있으며 ROI가 너무 작으면 유효성이 떨어지므로 가능한한 큰 팬텀 데이터를 이용하여 넓은 영역의 ROI를 설정하는 것이 효과적이다.

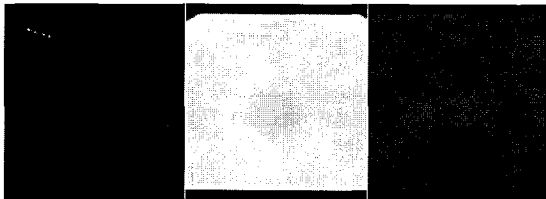


그림 3. 생성된 bias 데이터 예
Fig. 3 An example of generated bias data

그림 3은 상기의 과정을 거쳐 SE로 촬영한 26장의 MRI 영상 중에서 1번, 13번, 23번 영상의 bias 데이터의 예를 나타낸 것이다.

3.2 MRI 영상법에 따른 bias 데이터 비교

MRI에서는 촬영 시 여러 영상 파라미터를 조절하여 영상의 대조도를 변경할 수 있다. 그 중에서 TR 및 FA는 신호강도 및 대조도에 상당한 영향을 주므로 이에 대한 bias 데이터 즉 팬텀영상의 분석이 필요하다. 본 실험에서는 MRI의 대표적인 영상법인 SE, FSE 및 GE 영상법을 이용한 촬영을 실시하고 TR 및 FA의 변화에 따른 신호강도 및 영상 불균일도의 변화를 관찰하였다. 촬영은 scout sagittal 영상을 먼저 획득한 후 이 영상을 참조 영상으로 하여 superior/center/inferior의 3 slice 단면을 얻는 작업을 각 영상법과 TR 및 FA 변화에 대하여 수행하였다. 표 2~표 5는 촬영 시 사용된 영상법의 파라미터를 나타낸다.

표 2. TR 변화 프로토콜 (Axial 3 Slices)
Table. 2 TR change protocol (Axial 3 Slices)

	TR	TE	FA	Thick	Avg	FOV	Plane	#slice
SE	300/500/800/1000	25	90	1	1	150	Axial	3
FSE	2000/2500/3000/3500	88	90	1	1	150	Axial	3
GE	300/500/800/1000	35	25	1	1	150	Axial	3

표 3. FA 변화 프로토콜 (Axial 3 Slices)
Table. 3 FA change protocol (Axial 3 Slices)

	TR	TE	FA	Thick	Avg	FOV	Plane	#slice
SE	500	25	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Axial	3
FSE	2500	88	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Axial	3
GE	500	35	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Axial	3

표 4. FA 변화 프로토콜 (Sagittal 1 Slice)
Table. 4 FA change protocol (Sagittal 1 Slice)

	TR	TE	FA	Thick	Avg	FOV	Plane	#slice
SE	500	25	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Sagittal	1
FSE	2500	88	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Sagittal	1
GE	500	35	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Sagittal	1

표 5. FA 변화 프로토콜 (Coronal 1 Slice)
Table. 5 FA change protocol (Coronal 1 Slice)

	TR	TE	FA	Thick	Avg	FOV	Plane	#slice
SE	500	25	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Coronal	1
FSE	2500	88	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Coronal	1
GE	500	35	15/30/45/60/75/90	1	1	150	Coronal	1

3.2.1 TR 변화에 따른 측정 결과

그림 4는 TR 변화에 따른 불균일도 값의 변화를 측정 한 결과이며 각 영상법 별로 임상적으로 유효한 범위 내에서 변화를 주어 측정 한 것이다. 측정 결과에 따르면 TR 변화에 따른 불균일성 변화는 세 가지 영상법의 같은 위치의 slice 단면을 비교했을 경우 변화량이 적음을 알 수 있다.

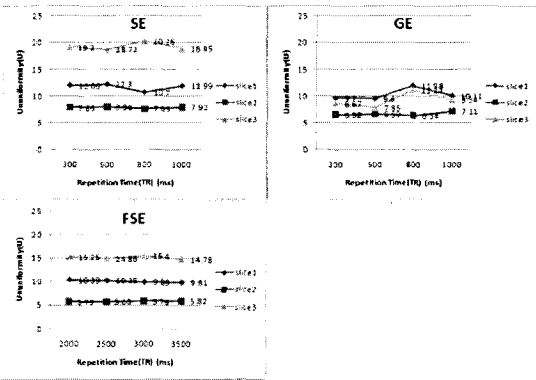


그림 4. TR변화에 따른 불균일성 변화 (Axial 3 slices)
Fig. 4 Nonuniformity variation due to TR change

3.2.2 FA 변화에 따른 측정 결과

FA 변화에 따른 불균일도 값의 변화 측정을 위해 불균일도의 변화가 slice 방향에 따라 변화되는 양상을 관찰한다. sagittal, coronal 방향의 측정을 실시하였으며 결과적으로 axial slice에서의 실험결과와 같은 변화를 관찰할 수 있었다(그림 5). 전체적으로 axial slice 안에서의 불균일성 보다는 axial slice간 또는 sagittal, coronal slice에서 나타나는 불균일성이 크게 측정되었다.

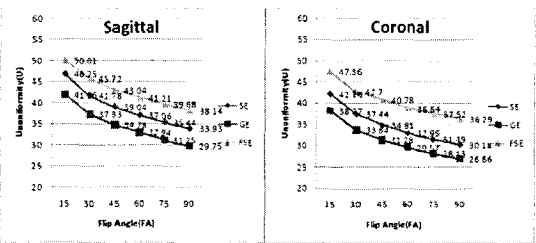


그림 5. FA변화에 따른 sagittal(좌), coronal(우) 영상의 불균일성 (nonuniformity) 변화
Fig. 5 Nonuniformity of sagittal and coronal due to FA change

전체적인 영상 비교를 위해 영상법간 중앙 slice에 대한 위와 아래 slice의 평균 신호비율을 비교해 보면 3가지 영상법 사이에서 거의 일정한 차이를 볼 수 있는데 이것은 중앙 slice에 대한 신호의 비율 즉 최대 신호와 최소 신호의 기울기 근사값이 각 영상법에 따라 조금씩 차이를 나타내는 것이다 (그림 6). FA 변화 및 영상법에 따른 신호강도 기울기의 변화를 관찰하기 위해 sagittal 영상 신호에 ROI를 설정하여 평균값을 측정하였으며 세 값의 기울기의 변화를 관찰하였다. 측정 결과 각 영상법 내에서 FA의 변화에 따른 low, medium, high 세 값의 기울기가 거의 선형적으로 변화함을 알 수 있었으며 (그림 7) 영상법간 비교에 있어서도 동일한 변화를 관찰할 수 있었다.

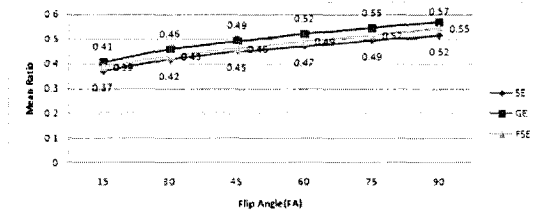


그림 6. 영상법 별 평균 비율 비교
Fig. 6 Comparison of mean ratio

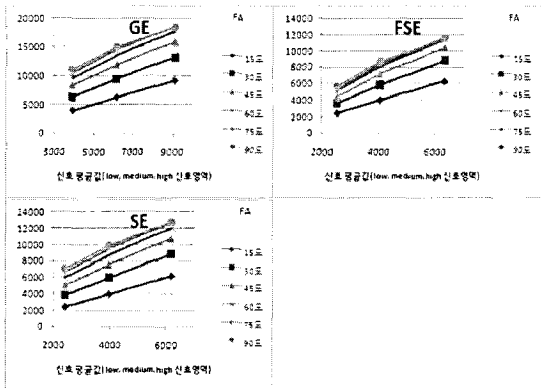


그림 7. 영상법의 FA변화에 따른 신호 기울기 비교 (low, medium, high 신호 영역의 평균값 표시)
Fig. 7 Comparison of signal slope for FA change (mean values of low, medium, high signal regions)

결론적으로 팬텀 bias 데이터는 영상법의 종류 및 FA의 변화에 따라 영향을 받고 불균일성이 변화한다는 것을 알 수 있으며 이러한 불균일성 변화의 가장 큰 양상이

bias 데이터의 큰 신호와 작은 신호간의 차이 즉, 신호강도 기울기의 변화로서 나타남을 알 수 있다.

IV. 제안된 영상 불균일성 보정 기법

III장의 실험에서도 알 수 있듯이 bias 데이터는 영상법의 종류 및 FA에 따라 영향을 받으므로 최적의 보정을 위해서는 이러한 영향을 최소화할 수 있는 방안이 마련되어야 한다. 가장 간단한 방법은 영상법과 FA와 같이 bias 데이터에 큰 영향을 주는 파라미터 별로 별도의 bias 데이터를 획득하여 사용하는 것이나 현실적으로 적용하기에는 어려움이 따른다. 불균일성 보정의 실용적 가치를 높이기 위해서는 보다 더 자동화되고 단순한 계산 과정을 요구하는 보정 방법이 필요하며 이를 위해 먼저 두 가지 사항을 결정해야 한다. 첫 번째는 변화되는 bias 데이터 값에 대한 변화 패턴을 정의하는 것이고 두 번째는 정확한 불균일도 측정 을 위한 ROI 설정 방법을 정의하는 것이다.

4.1 Bias 데이터의 변화 패턴

본 논문에서 다루고 있는 수신코일에 의해 야기되는 불균일성은 대부분 낮은 공간 주파수 대역의 신호성분이고 영상에서는 매우 느리게 변화하는 형태로 나타난다. 이러한 특성은 영상법의 종류나 촬영 파라미터의 변경에 의해 급격하게 변화하거나 다른 형태로 변화하지 않으며 전체적으로 유사한 형태가 유지됨을 알 수 있다. 따라서 bias 데이터는 팬텀을 통해 획득한 데이터에 외부 변화에 따른 기울기 요소를 부가한 형태로 식 (3)과 같이 정의 할 수 있다.

$$B_c = Grad \times B_p + offset \quad (3)$$

식 (3)에서 B_p 는 촬영에 의해 획득한 팬텀 데이터를 의미하며 B_c 는 기울기 요소(Grad)와 오프셋 요소에 의해 수정된 bias 데이터를 의미한다.

4.2 불균일도 측정을 위한 ROI 설정방법

영상의 불균일도 측정을 고정된 영역이나 전체 영상 영역에서 수행할 경우 바탕영역에서의 잡음 성분 등으로 인한 부정확한 요소가 측정에 포함될 가능성이 크기

때문에 원하는 영역에 ROI를 설정하여 측정하는 것이 바람직하다. 팬텀과 같이 균일한 물체인 경우에는 바탕영역과 물체를 분리하는 작업이 비교적 수월하나 인체의 경우에는 다양한 신호 값이 존재하고 팬텀에 비해 낮은 신호대잡음비 때문에 분리가 용이하지 않는 경우가 있다.

본 논문에서는 바탕영역과 물체의 분리를 위해 그림 8과 같이 히스토그램을 이용하는 방법을 적용하였다. 매디언 필터링 된 영상에 대하여 히스토그램 계산을 수행한 후 이를 이용하여 바탕영역과 물체의 분리를 위해 threshold를 구한다. 구해진 threshold 값으로 ROI 마스크 이미지를 생성하고 다시 median filter를 적용한다.

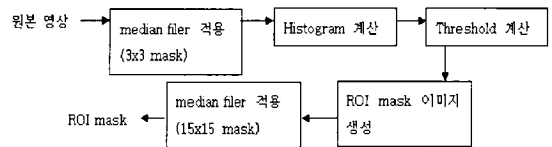


그림 8. 히스토그램에 의한 물체영역 분리
Fig. 8. Object segmentation using histogram

Histogram을 이용한 threshold 계산은 다음과 같이 이루어진다. 먼저 히스토그램 데이터에 대하여 moving average filter를 적용하여 전체적인 추이를 나타내는 데이터로 변환한다. 여기서 moving average filter는 식 (4)와 같이 3 point window를 갖는 central moving average 를 사용하였다.

$$P_{filtered}(n) = (P(n-1) + P(n) + P(n+1)) / 3 \quad (4)$$

식 (4)에서 $P(n-1)$ 와 $P(n+1)$ 은 현재 처리중인 값 $P(n)$ 의 전/후 값을 의미한다.

다음 단계로 필터링된 히스토그램 데이터 상에서 바탕영역 및 낮은 신호값이 집중 되어있는 첫 번째 모달(modal)의 피크치를 나타내는 히스토그램 인덱스를 구한다. 피크 인덱스가 구해지면 검색된 피크 인덱스에서부터 일정 범위 내에서 인덱스를 증가시키면서 히스토그램 값의 기울기가 정해진 값 이하로 되는 히스토그램 인덱스를 찾고 그 값을 문턱값(threshold)으로 정한다(그림 9).

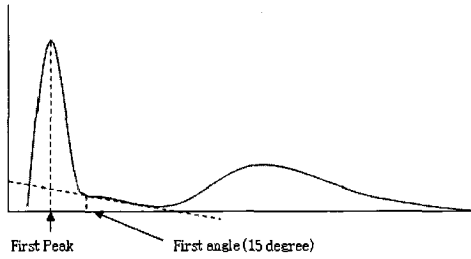


그림 9. 문턱값 (threshold) 계산
Fig. 9 Computation of threshold

4.3 불균일성 보정 알고리즘

불균일 보정 방법은 다음과 같은 단계로 이루어지며 3차원 상의 3D bias 데이터는 본 논문의 3.1절에서 제안한 방식으로 미리 생성되어 있는 상태라고 가정한다. 먼저 대상이 되는 원본 영상의 DICOM 좌표정보를 추출한 후 이를 이용하여 원본 영상과 같은 크기와 위치를 갖는 2차원의 2D bias 데이터를 획득한다. bias 데이터가 획득되면 원본 영상을 이용하여 불균일도 측정용 ROI mask 데이터를 생성하는 작업을 수행한다. bias 데이터 및 mask 데이터의 획득이 완료되면 bias 데이터의 최적화를 위한 최적화 단계를 수행한다. Bias 데이터의 최적화는 4.1절에 기술된 bias 변화 패턴에 근거하여 bias 데이터의 기울기를 조절하는 방식으로 이루어지며 다음과 같은 세부 절차에 따라 수행된다. 먼저 미리 정해진 기울기 인자 값을 적용하여 bias 데이터의 신호강도 기울기를 조절한 후 수정된 Bias 데이터를 생성한다. 수정된 bias 데이터가 생성되면 이를 이용하여 원본 영상을 보정한다. 보정이 완료되면 보정된 영상에 대한 불균일도를 측정하는데 mask 데이터를 이용하여 ROI 영역 내부에서만 측정한다. 이러한 측정 작업을 기울기 인자 값을 단계적으로 변경시켜 가면서 최초 세부 단계부터 반복적으로 수행한다. 모든 반복 작업이 완료되면 측정된 불균일도 값 중에서 가장 낮은 값을 나타내는 인자 값을 선택한다. 그림 10은 bias 데이터를 수정해 가면서 최적의 bias 데이터를 찾고 보정을 적용하는 과정을 나타낸다.

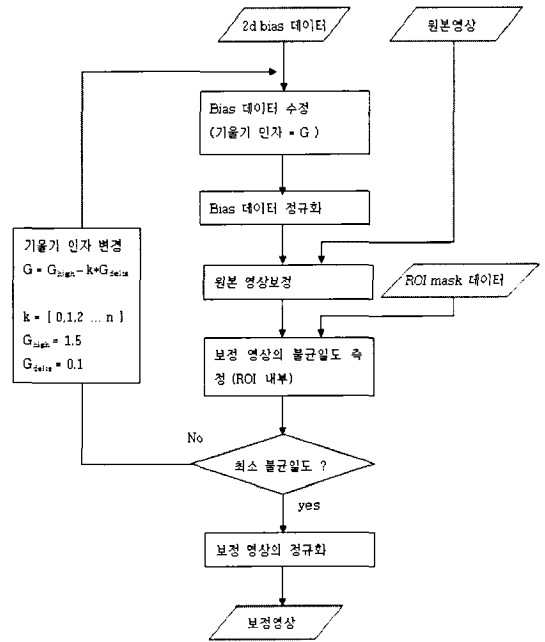


그림 10. Bias 데이터 최적화 과정
Fig. 10 Optimization procedure for bias data

4.4 신호영역 제한에 의한 ROI mask 생성

ROI mask는 관심 부위에 해당하는 mask 데이터를 나타내는 것으로 ROI 영역 안에서는 1의 값을 가지며 밖에서는 0의 값을 갖는다. ROI mask 생성방법은 4.2절에서 설명한 histogram threshold 방법에 의해 생성할 수 있으며 팬텀의 경우에는 비교적 정확한 분리가 가능하다. 그러나 인체의 경우에는 인체조직 전체를 ROI로 설정했을 경우 다양한 신호성분으로 인해 불균일도 측정에 오차가 생길 수 있다. 특히 MRI 영상은 CT와 같이 영상의 신호강도와 인체조직이 서로 연관되어 있지 않으므로 특정 조직을 분리하는 작업이 매우 힘들며 사용자 개입이 없이 어떤 조직을 분리하는가에 대한 판단도 불명확하다. 따라서 본 논문에서는 이미 제시한 mask 데이터 생성방법 이외에 이를 수정하여 mask 데이터 내부에서 비슷한 신호강도를 갖는 영역을 분리하여 수정된 ROI mask를 생성하는 방법을 시도하였다. 수정된 방법은 영상에서 가장 우세한 신호강도를 정하고 그 영역의 일정 범위에서 mask 데이터를 획득하는 것으로 요약될 수 있다.

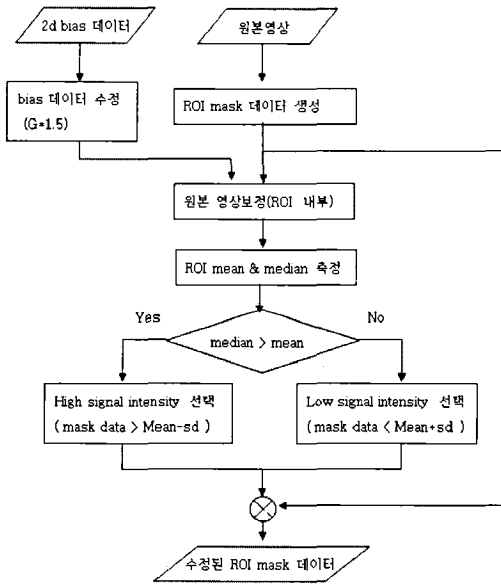


그림 11. 수정된 ROI mask 생성방법
Fig. 11 Method of Modified ROI mask generation

유사한 신호강도를 갖는 영역을 분리하는 데 있어서 가장 먼저 수행한 작업은 보정대상이 되는 영상을 사전 보정하는 것이다. 사전보정을 하는 이유는 전혀 보정되지 않은 영상을 이용하여 분리작업을 수행하게 되면 신호강도의 불균일성이 크기 때문에 분리작업이 원활하게 수행되지 않을 수 있기 때문이다. 두 번째로 수행한 작업은 사전보정이 된 영상에서 가장 우세한 신호영역을 찾는 것이다. 즉 우세한 신호영역이 신호강도가 높은 영역에 있는지 낮은 영역에 있는지를 판단하는 것이다. 이러한 판단의 기준으로서 전체 ROI 내부에서 계산된 mean 값과 중앙값을 이용하였으며 두 값의 상대적인 위치에 따라 우세한 신호영역을 판단하도록 하였다. 그림 11은 상기의 절차를 나타내는 블록도이며 그림 12와 13은 인체영역 전체를 ROI mask로 생성한 데이터와 수정된 ROI mask 데이터를 비교한 것이다. 그림의 비교에서 알수 있듯이 인체의 경우에는 대부분 낮은 신호강도가 우세하여 낮은 신호강도 영역이 포함된 ROI mask 데이터가 생성됨을 알 수 있다.

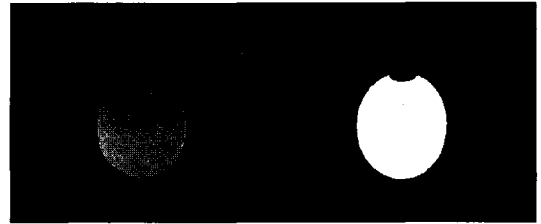


그림 12. 팬텀 ROI mask (수정된 ROI 생성방법에 의한 mask(우측))
Fig. 12 Phantom ROI mask (mask by modified ROI generation method (right))

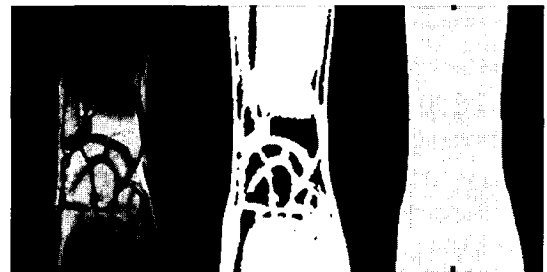


그림 13. 인체 ROI mask (수정된 ROI 생성방법에 의한 mask(중간)와 기존 방식에 의한 mask(우측))
Fig. 13 Body ROI mask (by modified ROI generation(middle), by conventional method (right))

4.5 Bias 데이터의 수정

식 (3)에서 bias 데이터의 변화 패턴을 팬텀을 통해 획득한 데이터에 외부 변화에 따른 기울기 요소를 추가한 형태로 정의 하였다. *Grad* 값은 bias 데이터를 변화시키는 기울기 요소이며 *offset*은 전체적인 신호강도의 레벨을 조절하기 위한 요소이다. 따라서 이 두 가지 요소를 변화시킴으로써 변화된 bias 데이터를 얻을 수 있다. 그러나 본 논문에서는 두 가지 요소를 독립적으로 다루기 보다는 한 가지 기울기 인자(*G*)와 불륨 평균값, 최소값, 최대값을 이용하여 선형적인 변화를 주는 방식을 사용하였다. 즉, 불륨 평균값과 최소값을 지나는 직선의 기울기인 기울기 인자(*G*)를 사용하여 불륨 최소값을 변화시킴으로써 조절하는 것이다. 그림 14는 bias 데이터를 변화시키기 위한 선형변환을 나타내며 불륨 평균값을 중심으로 기울기가 변화하는 직선의 형태로 변경된 bias 데이터가 불륨 평균값을 중심으로 선형적으로 변화하도록 매핑된다.

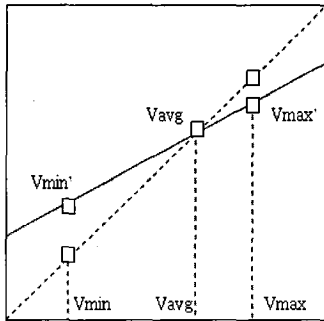


그림 14. Bias 데이터의 기울기 변화
Fig. 14 slope variation in bias data

4.6 bias 데이터의 규화

구해진 2D bias 데이터를 보정에 이용하기 위해서는 정규화 과정을 통해 변환해야 한다. 정규화를 통해 변환된 bias 데이터는 기준값에 가까울수록 1에 가까운 값을 갖도록 매핑되며 이 값을 이용하여 대상 영상의 데이터 값을 나누어줌으로써 보정이 이루어진다. 본 논문에서는 bias 데이터의 평균값을 이용한 정규화와 볼륨 평균값을 이용한 정규화를 시도하였는데 볼륨 평균값을 이용한 정규화는 중심에서 멀리 떨어진 영상에서 나타나 는 전체적인 신호강도 저하를 보정할 수 있다.

V. 실험 결과

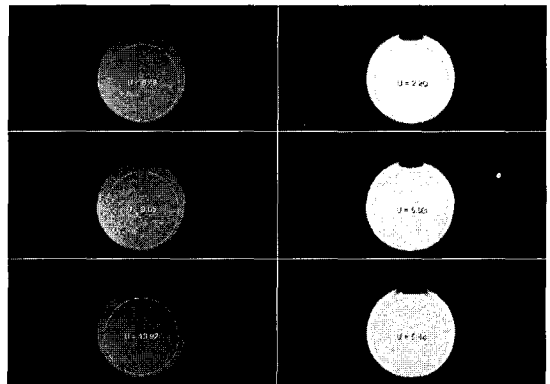
5.1 영상법에 따른 bias 데이터 및 단일 bias 데이터 적용 비교

본 연구의 목표 가운데 하나는 하나의 bias 데이터를 이용하여 여러 영상법 변화에 따른 불균일도 변화를 보정하는 것이다. 이를 위해 bias 데이터의 최적화 과정을 수행하였으며 실험을 통해 그 결과를 확인하였다. 그림 15는 영상법 별로 획득한 bias 데이터를 사용하여 보정을 시도한 경우의 보정 결과를 나타낸다.

5.2 수정된 ROI 생성 방법에 의한 최적 보정값 및 영상 비교

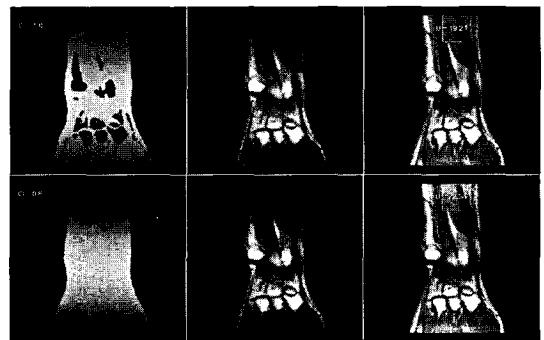
다음은 4.4절에서 설명된 수정된 ROI mask를 적용한 경우와 object 전체 ROI mask를 적용한 경우에 따른 보정 결과를 비교한 것이다. 그림 16~17의 다양한 결과에서 알 수 있듯이 인체 영상의 경우에 object ROI를 적용한

결과보다 수정된 ROI를 적용한 결과가 훨씬 정확한 보정에 가까운 결과를 나타냄을 알 수 있었다. 인체영상의 경우에는 보정 영상에 대한 정확한 불균일도 측정이 어려우므로 제한된 영역에서 불균일도를 측정하였고 육안 관찰을 통해 보정된 영상을 확인하였다. 또한, 그림 16~17의 결과에서 객관적 불균일도 수치인 U값 또한 수정된 ROI mask를 적용한 경우가 낮음을 알 수 있다.



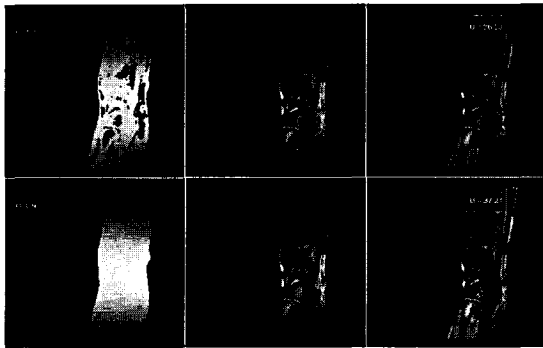
SE 원본영상	보정된 영상
FSE 원본 영상	보정된 영상
GE 원본 영상	보정된 영상

그림 15. 해당 영상법의 bias 데이터 사용 시 보정 결과 (Axial)
Fig. 15. Correction results by using bias data of SE, FSE, GE (Axial)



수정된 ROI mask	원본 영상	보정된 영상
전체 ROI mask	원본 영상	보정된 영상

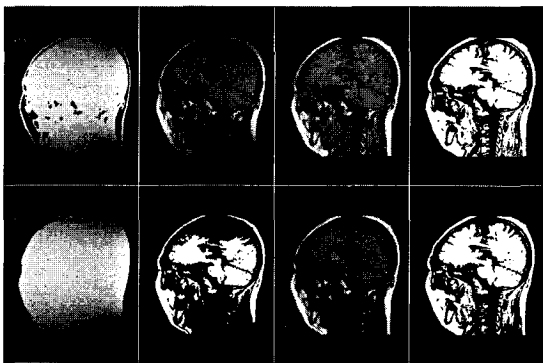
그림 16. 인체영상 보정 (손목 SE coronal 영상)
Fig. 16 Human body correction (wrist SE coronal image)



수정된 ROI mask	원본 영상	보정된 영상
전체 ROI mask	원본 영상	보정된 영상

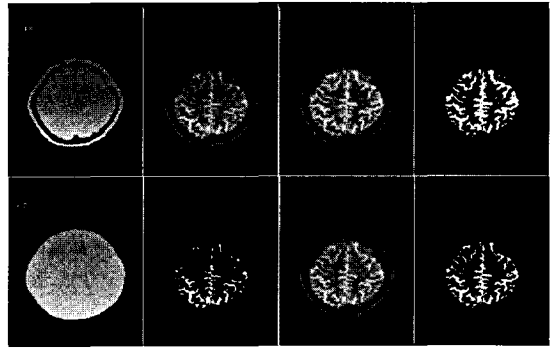
그림 17. 인체영상 보정 (손목 GE sagittal 영상)
Fig. 17 Human body correction (wrist GE sagittal image)

그림 18~19는 손목 (wrist) 수신 코일 이외에 헤드 (head) 수신코일을 사용하여 팬텀 데이터를 얻고 인체영상을 보정한 결과를 보여준다. Brain 영상은 조적이 복잡하기 때문에 참조적으로 window width/level(WL)을 변경한 영상을 추가적으로 표시하였다. 여기서 WL은 원본과 보정영상 모두 동일한 값으로 적용하였다. 원본 영상을 보면 SE영상은 머리 위쪽과 목 부분에서 신호감쇄가 있었고 FSE 영상의 경우에는 이마 쪽으로 약한 신호감쇄가 있는 것을 볼 수 있는데 보정 후 영상에서는 많이 개선된 것을 알 수 있다.



수정된 ROI mask	원본 영상	보정된 영상	보정된 영상(WL 변경)
전체 ROI mask	원본 영상(WL 변경)	보정된 영상	보정된 영상(WL 변경)

그림 18. 인체영상 보정 (Brain SE sagittal 영상)
Fig. 18 Human body (Brain SE sagittal 영상)



수정된 ROI mask	원본 영상	보정된 영상	보정된 영상(WL 변경)
전체 ROI mask	원본 영상(WL 변경)	보정된 영상	보정된 영상(WL 변경)

그림 19. 인체영상 보정 (Brain FSE Axial 영상)
Fig. 19 Human body (Brain FSE Axial 영상)

또한 WL변경 영상을 보면 보정 후 효과를 보다 더 명확히 알 수 있으며 수정된 ROI를 사용하는 것이 그렇지 않은 경우보다 더 효과적임을 확인 할 수 있다.

VI. 결론

본 논문에서는 MRI 영상의 신호강도 불균일성을 보정하기 위한 방법 중 팬텀 데이터를 이용하여 보정하는 방법을 시도하였다. 팬텀 영상의 획득에서는 상용 팬텀을 이용하여 3차원 데이터를 구하고 이를 확대 보간하는 방식으로 넓은 영역의 bias 데이터를 구하였다. 영상보정에 있어서는 3가지 영상법 별로 획득한 영상을 단일 bias 데이터로 보정할 수 있도록 하기 위해 bias 데이터의 최적화 방안에 대하여 연구하였으며 해당 수신 코일에 대한 bias 데이터의 재사용성 및 보정의 자동화 가능성을 높였다.

참고문헌

- [1] Z.Hou, "A review on MR image intensity inhomogeneity correction," *International Journal of Biomedical Imaging*, Vol. 2006, Article ID 49515, pp. 1 - 11, 2006.

- [2] L. Axel, J. Costantini, and J. Listerud, "Intensity correction in surface coil MR imaging," *American Journal of Roentgenology*, Vol. 148, pp. 418 - 420, 1987.
- [3] M. Tincher, C. R. Meyer, R. Gupta, and D. M. Williams, "Polynomial modeling and reduction of RF body coil spatial inhomogeneity in MRI," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 12, No. 2, pp. 361 - 365, Jun. 1993.
- [4] P. Narayana, W. Brey, M. Kulkarni, and C. Sievenpiper, "Compensation for surface coil sensitivity variation in magnetic resonance imaging," *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 6, pp. 271 - 274, 1988.
- [5] R. Guillemaud, "Uniformity Correction with Homomorphic Filtering on Region of Interest," *IEEE Int. Conference on Image Processing*, Vol. 2, pp. 872 - 875, Oct. 1998.
- [6] M. Styner, C. Brechbuhler, G. Szekely, and G. Gerig, "Parametric estimate of intensity inhomogeneities applied to MRI," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 19, No. 3, pp.153 - 165, 2000.
- [7] B. Likar, M. A. Viergever, and F. Pernus, "Retrospective correction of MR intensity inhomogeneity by information minimization," *IEEE Trans. Medical Imaging*, Vol. 20, No. 12, pp. 1398 - 1410, 2001.
- [8] E. Ardizzone, R. Pirrone, and O. Gambino, "Frequency Determined Homomorphic Unsharp Masking Algorithm on Knee MR Images," *Lecture Notes in Computer Science*, Vol. 3617, 2005.
- [9] D. Wicks, G. Barker, and P. Tofts, "Correction of intensity nonuniformity in MR images of any orientation," *Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 11, No. 2, pp. 183 - 196, 1993.
- [10] E. Haacke, "Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design," New York: John Wiley & Sons Inc., 1999.
- [11] DICOM standard (DICOM PS 3 - 2008), National Electrical Manufacturers Association.
- [12] D. Mitchell, "MRI Principles," W.B. Saunders Company, 2004.

저자소개

김형진 (Hyoung-Jin Kim)



1995년 건국대 의공학과 학사
2009년 연세대 전산정보전공 석사
1995~2000년: 삼성종합기술원 연구원

2001년~현재: (주)에이아이랩 이사, 연구소장
2010~현재: 연세대학교 전산학과 박사과정
※ 관심분야: 의료영상, 신호처리, 컴퓨터그래픽스

서광덕 (Kwang-deok Seo)



1996년 KAIST 전기및전자공학과 학사
1998년 KAIST 전기및전자공학과 석사

2002년 KAIST 전기및전자공학과 박사
2002년~2005년 LG전자 단말연구소 선임연구원
2005년~현재 연세대 컴퓨터정보통신공학부 교수
※ 관심분야: 영상통신, 영상처리, 의료영상