(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0057880
(43) 공개일자 2015년05월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2013-0141766
(22) 출원일자 2013년11월20일
심사청구일자 2013년11월20일
기술이전 희망 : **기술양도**

전체 청구항 수 : 총 6 항

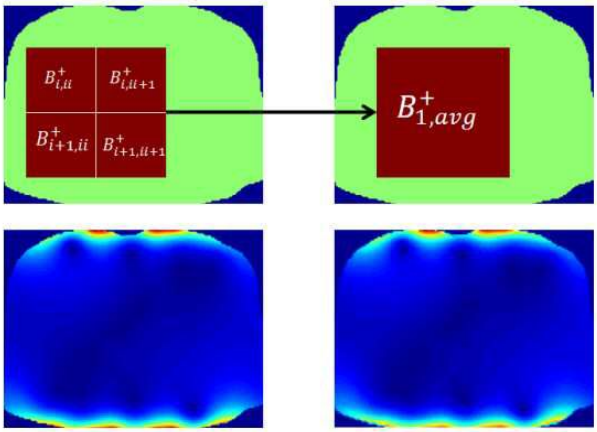
(71) 출원인
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93
(72) 발명자
유형석
대구광역시 동구 반야월북로 221, 103동 1605호 (신서동, 화성파크드림아파트)
(74) 대리인
김종선, 이형석

(54) 발명의 명칭 **자기공명영상의 B1필드 압축제어방법**

(57) 요 약

본 발명은 MRI 촬영시간을 단축할 수 있는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법에 관한 것으로서, 다채널 RF 코일을 통하여 B1 필드를 형성하는 단계; 상기 B1 필드중 특정 관심 영역을 설정하여 그 신호의 크기를 증가시키는 단계; 상기 신호 크기가 증가된 관심 영역의 B1 필드를 압축하는 단계; 및 상기 단계에서 압축된 B1 필드를 이용하여 영상을 구성하는 단계;를 포함하며, 많은 양의 B1 필드를 추출하지 않고도 적은 양의 압축된 B1 필드를 추출하여 영상을 구성함으로써 B1 필드의 불균일성을 완화시키고 궁극적으로 MRI 촬영시간을 단축할 수 있다.

대 표 도 - 도2



(a) (b)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1345177200
부처명 교육과학기술부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 일반연구자지원
연구과제명 고해상도 자기공명장치 핵심 기술 및 영상 제어 장치 개발
기 여 율 1/1
주관기관 울산대학교
연구기간 2011.05.01 ~ 2014.04.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

다채널 RF 코일을 통하여 B1 필드를 형성하는 단계;

상기 B1 필드중 특정 관심 영역을 설정하여 그 신호의 크기를 증가시키는 단계;

상기 신호 크기가 증가된 관심 영역의 B1 필드를 압축하는 단계; 및

상기 단계에서 압축된 B1 필드를 이용하여 영상을 구성하는 단계;를 포함하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 특정 관심 영역 이외의 B1 필드의 신호의 크기를 감소시키는 단계;를 포함하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

청구항 3

제 2항에 있어서,

상기 관심 영역에서 신호의 크기를 증가시키고, 상기 관심 영역 이외에서 신호 크기를 감소시키기 위해 컨벡스 최적화 방법을 사용하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 B1 필드를 압축하는 단계는;

주기적인 압축 방법을 적용하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

청구항 5

제 1항에 있어서,

상기 B1 필드를 압축하는 단계는;

비주기적인 압축 방법을 적용하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

청구항 6

제 5항에 있어서,

상기 비주기적 압축방법은;

어느 하나의 B1 필드 근처의 4개의 B1 필드의 평균값으로 하나의 상기 B1 필드를 구하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 MRI 촬영시간을 단축할 수 있는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 자기공명 영상 촬영(MRI: Magnetic Resonance Imaging)은 자기장 내에서 수소 원자핵의 공명 현상을 이용하여 인체 내의 수소 밀도 및 조직간 이완특성을 영상화하여 인체 내부의 해부학적 정보를 제공하는 장치이다.

[0003] 자기공명 영상 촬영장치는 크게 주자석(Main Magnet), 경사자장 시스템(Gradient System), 라디오 주파수 시스템(RF System), 스펙트로미터(Spectrometer), 영상 촬영용 콘솔(Console) 등으로 이루어져 있다.

[0004] 라디오 주파수 코일(RF Coil: Radio Frequency Coil)은 라디오 주파수 시스템의 구성 요소로, 자기공명 영상촬영 장치의 구성에 있어서 가장 중요한 요소 중 하나이며, RF 코일의 성능은 영상의 신호대 잡음비(Signal to Noise Ratio)를 결정하는 장치이다. 신호대 잡음비가 항상 고해상력을 의미하지는 않지만, 높은 신호대 잡음비는 해상도 및 민감도를 결정하는 중요한 인자이다.

[0005] 자기공명 영상 촬영을 이용하여 임상적 진단을 하고자 할 때 촬영 부위에 적합한 RF 코일을 사용하는데, 각각의 RF 코일들은 촬영 부위의 형태에 따라 최적의 구조를 갖도록 설계되어 있어서 그 구조 또한 매우 다양하다. 이러한 여러 가지 형태의 RF 코일의 성능은 민감도(Sensitivity)와 라디오 주파수 필드 균질성(RF Field Uniformity)으로 나타낸다.

[0006] RF 코일에서 발생하는 RF Magnetic Field를 B1 Field라 하며, RF 코일에서 발생된 B1 Field를 이용하여 자기장 내에서 공명하는 수소 원자핵에 에너지를 주어 주자기장의 방향의 수직방향으로 순자화(Net magnetization) 성분을 회전시키는 데 이때의 회전된 각도를 숙임각(Flip Angle)이라고 한다. 에너지를 흡수한 수소원자핵은 이완(Relaxation)과정을 거쳐 평형상태로 돌아가게 되는데, 이완과정에서 횡축 자기장 성분을 검출함으로서 자기공명 영상 신호를 얻을 수 있다.

[0007] 이와 같은 MRI 시스템은 다채널 RF 코일과 함께 영상의학에서 진단 및 분석을 위한 중요한 도구로 사용되고 있다.

[0008] 그러나 상기와 같은 종래의 다채널 RF코일을 이용한 MRI 시스템은, RF 코일에서 자장, 즉 B1 필드를 추출하는 시간이 오래 걸리기 때문에 결과적으로 촬영시간이 오래 걸린다는 문제점이 있었다.

선행기술문헌

특허문헌

[0009] (특허문헌 0001) 미국 등록특허공보 제7,800,386호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상술한 종래기술의 문제점을 극복하기 위한 것으로서, 적은 양의 압축된 B1 필드를 추출하여 영상을 구성함으로써 B1 필드의 불균일성을 완화시키고 궁극적으로 MRI 촬영시간을 단축할 수 있는 자기공명영상의 B1 필드 압축제어방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 목적을 달성하기 위해 본 발명은, 다채널 RF 코일을 통하여 B1 필드를 형성하는 단계; 상기 B1 필드중 특정 관심 영역을 설정하여 그 신호의 크기를 증가시키는 단계; 상기 신호 크기가 증가된 관심 영역의 B1 필드를 압축하는 단계; 및 상기 단계에서 압축된 B1 필드를 이용하여 영상을 구성하는 단계;를 포함하는 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법을 제공한다.

[0012] 또한, 상기 특정 관심 영역 이외의 B1 필드의 신호의 크기를 감소시키는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0013] 상기 관심 영역에서 신호의 크기를 증가시키고 상기 관심 영역 이외에서 신호 크기를 감소시키기 위해 컨벡스

최적화 방법을 사용할 수 있다.

[0014] 상기 B1 필드를 압축하는 단계는; 주기적인 압축 방법을 적용하는 것이 바람직하다.

[0015] 상기 B1 필드를 압축하는 단계는; 비주기적인 압축 방법을 적용하는 것이 더욱 바람직하다.

[0016] 상기 비주기적 압축방법은; 어느 하나의 B1 필드 근처의 4개의 B1 필드의 평균값으로 하나의 상기 B1 필드를 구하는 방법을 적용할 수 있다.

발명의 효과

[0017] 본 발명에 따른 자기공명영상의 B1필드 압축제어방법에 의하면, 많은 양의 B1 필드를 추출하지 않고도 적은 양의 압축된 B1 필드를 추출하여 영상을 구성함으로써 B1 필드의 불균일성을 완화시키고 궁극적으로 MRI 촬영시간을 단축할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명에 따른 인체 몸통 모형과 함께 모델링된 다채널 전송 선로 코일 및 이로 인해 얻어진 RF 자장의 분포를 나타낸 도면.

도 2는 최적화하지 않은 필드와 본 발명의 실시예에 따른 비주기적 방법으로 평균을 낸 값을 적용한 필드를 비교하여 나타낸 도면.

도 4는 3T에 주기적인 압축 방법을 적용한 시뮬레이션 결과를 나타낸 도면.

도 5는 3T에 비주기적인 압축 방법을 적용한 시뮬레이션 결과를 나타낸 도면.

도 5는 3T에 주기적인 압축 방법과 의사역행렬 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과를 나타낸 도면.

도 6은 3T에 비주기적인 압축 방법과 의사역행렬 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과를 나타낸 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0019] 본 발명은 다양한 변형 및 여러 가지 실시예를 가질 수 있는바, 그중 특정 실시예를 상세한 설명과 도면의 예시를 통하여 보다 상세하게 설명하고자 한다. 아울러, 본 발명을 설명함에 있어서 관련된 주지 관용 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 설명을 생략한다.

[0020] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하기로 한다.

[0021] 고자기장 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging)시스템(7 T 이상)은 우수한 신호 대 잡음비 및 해상도를 가지고 있으며, 현대 의학에서 임상 진단과 분석을 위한 중요한 도구로 사용되기 위하여 현재 많은 연구가 이루어지고 있다. 그러나 고자기장 자기공명영상시스템에서는 RF 공진기에서 발생하는 자장(B1)의 불균일성으로 인하여 임상 진단 및 분석을 위한 영상을 획득하기가 힘들다.

[0022] 다채널(multi-channel) 코일을 이용하여 B1 필드의 불균일성 문제를 극복할 방법에 대해서도 많은 연구가 이루어지고 있다. 마이크로스트립을 이용한 RF 공진기가 인체 헤드(head) 코일 및 몸통(body) 코일을 위한 다채널 코일의 요소(element)로서 사용되고 있으며, 각 RF 공진기의 전류 크기 및 위상을 독립적으로 조절함으로써 B1의 불균일성을 완화시키기 위한 RF shimming을 효과적으로 적용 시킬 수 있다.

[0023] 본 발명의 바람직한 일 실시예에서는 임상에서 가장 널리 사용되고 있는 3T 자기공명시스템에 8채널 다중 안테나 공진기를 적용한 후 B1 필드를 균질 하게 하고자 한다. 또한, 컨벡스 최적화(convex optimization)와 의사역행렬(peusedo inverse) 방법을 최소의 B1 데이터를 이용한 압축(compressed) 방법을 이용하여 촬영시간을 단축하고자 한다.

[0024] 인체 내부의 자기장의 요소들은 다음의 수학식 1과 같이 정의된다.

수학식 1

[0025] $$B_1^+ = \frac{(B_x + jB_y)}{2}$$

[0026] 여기서, $j = \sqrt{-1}$ 이며, Bx와 By는 각각 RF 자장 방향의 x와 y의 복소수 벡터이며 Bx와 By는 SEMCAD X를 사용하여 계산하였다.

[0027] 대칭구조를 가지는 코일 소자는 TEM 모드가 전송되는 8개의 전송 선로 소자들로 구성되며, 주파수가 128 MHz이고, 인체 몸통 모형 내에서 시뮬레이션하였다. 공진 주파수가 128 MHz인 이유는 3T에서의 Lamor 주파수가 128MHz 이기 때문이다.

[0028] 도 1의 (a)는 본 발명에 따른 인체 몸통 모형과 함께 모델링된 다채널 전송 선로 코일을 나타낸 도면이고, 도 1의 (b)는 도 1의 (a)로 인해 얻어진 RF 자장의 분포를 나타낸 도면으로서, 8개의 코일에서 의하여 얻어진 동일한 선 전류와 함께 최적화되지 않은 RF 자장분포를 나타낸다.

[0029] 본 발명은 RF 자장의 특정 대상영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 특정 대상 영역 밖에서는 신호의 크기를 감소시키기 위한 방법으로 컨벡스 최적화를 이용하여 MRI 시스템에서 원하는 영역에 집속하는 방법을 사용하였다. 특히, 본 발명은 RF 자장의 크기를 기존보다 작게 압축시켜 컨벡스 최적화 방법을 통해 각 코일 소자의 파라미터들을 구하여 최적화하였다.

[0030] RF 자장의 크기를 압축하여 줄이는 데에 앞서 관심영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 관심 영역 밖에서는 신호의 크기를 감소시키기 위해 컨벡스 최적화 방법을 사용하였다. RF 자장은 w(가중치)에 비례하기 때문에 각각의 코일 소자에서의 전체 필드를 표현하기 위해서 송신 필드를 $\sum B_1^+ w$ 로 표현할 수 있다. 이때 w는 각각의 코일 소자에 여기 되는 선형 크기 및 위상이다. 관심 영역에서는 신호의 크기를 증가시키고 관심 영역을 제외한 영역에서는 신호의 크기를 감소시키는 목적을 만족하는 기본적인 컨벡스 공식(convex formulation)은 다음의 수학식 2와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 2

[0031] $$\begin{aligned} &\text{minimize } \max |B_{1,s}^+ w|,\ s \in \text{ suppression region} \\ &\text{subject to } B_{1,c}^+ w = 1,\ c \in \text{ center of target} \end{aligned}$$

[0032] 여기서, $B_{1,s}^+ w$, $B_{1,c}^+ w$ 는 각각 관심 영역을 제외한 영역에서의 RF 자장, 관심 영역 중심에서의 RF 자장을 나타낸다. 위에서 언급한 수학식 2에서는 $B_1^+ w$ 의 중심값을 1로 설정함으로써 관심 영역을 제외한 영역에서의 $B_1^+ w$ 의 최대값을 최소화 할 수 있지만, 최적화된 w값을 얻기 위해서는 제약이 있다. $B_{1,c}^+$는 오직 한 점에서 필드 값을 구하는 반면 $B_{1,s}^+$는 상당히 많은 필드 포인트를 구성하기 때문에 컨벡스 공식에서 $B_{1,s}^+$는 최적의 값을 결정하는데 보다 더 중요하다. 컨벡스 공식의 w에 대한 해는 컨벡스 최적화를 위한 Matlab 컨벡스 공식 프로그래밍 CVX에 의해서 계산되었다.

[0033] 본 발명의 압축(Compressed) 방법은 RF 코일에서 생성되는 필드의 크기를 줄이는 것이다. 필드의 크기를 줄이는 방법은 주기적인 방법(periodic) 과 비주기적인(non-periodic) 두 가지 방법으로 나눌 수 있다. 먼저, 주기적인 방법에는 수학식 3과 같이 행렬식으로 표현된 B1 자장에서 전체 영역을 뜻하는 r이 r, 2r, 3r, 4r 또는 5r 일 때와 같이 데이터를 일정한 주기를 가지고 추출하는 방법이다.

수학식 3

[0034]

$$\begin{bmatrix} B_{1,1,1}^{+} & \cdots & B_{1,N,1}^{+} \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,r}^{+} & \cdots & B_{1,N,r}^{+} \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,p}^{+} & \cdots & B_{1,N,p}^{+} \end{bmatrix}$$

[0035] 여기서 N은 RF 코일의 엘리먼트(element) 개수를 말하며 p는 데이터(픽셀)의 수를 말한다. 본 발명에서는 N = 8, p = 65100 (217*300 매트릭스)을 사용하여 시뮬레이션하였다.

[0036] 두 번째로 비주기적으로 필드를 추출하는 방법은 먼저 기존 B1 필드의 가장 근처에 있는 데이터 4개를 평균을 내어 그 데이터 중 하나만 선택하여 자장을 추출하는 방법이다. 예를 들어 데이터 4개의 픽셀들을 평균을 내고 그때에 해당하는 부분을 그 평균값으로 대체한다.

[0037] 도 2의 (a), (b)는 최적화하지 않은 필드와 상기 본 발명의 실시예에서 설명한 비주기적 방법으로 평균을 낸 값을 적용한 필드를 비교하여 나타낸 도면이다. 즉, 도 2의 (a)는 본 발명의 비주기적인 방법의 컨셉과 3T의 인체 몸통 모형의 분포에 적용한 결과를 나타내었고, 도 2의 (b)는 최적화하지 않은 필드와 그에 따른 인체 몸통 모형의 분포를 나타내었다.

[0038] 컨벡스 최적화 방법은 가장 알맞은 값을 구하기 위해 맵(map)을 사용한다. 따라서 B1을 최소화시켜 적용하는 것이 실제 MRI 환경에서 중요하다.

[0039] 본 발명은 기존 크기의 B1 필드로 컨벡스 최적화를 시켰을 때와 압축 방법을 적용한 후 컨벡스 최적화 방법을 시켰을 때를 비교하였을 때 두 필드가 큰 차이가 없다면 기존의 많은 양의 B1 자장을 추출하지 않고도 적은 양의 압축 B1 필드를 추출하여 영상을 구성할 수 있게 되어 궁극적으로 MRI 촬영시간을 단축할 수 있다는 것이다.

[0040] RF 자장은 전류의 크기와 위상으로 구성된 w(가중치)에 비례하기 때문에 각각의 코일 소자에서의 전체 필드를 $\sum_{n=1}^{N} [B_{1,n,r}^{+}] \cdot [w]$ 로 표현할 수 있다. 이때 N은 코일 요소의 개수이며 p는 픽셀의 개수를 말한다. 그리고 이 식을 행렬식의 형태로 나타내면 다음의 수학식 4와 같이 나타낼 수 있다.

수학식 4

[0041]

$$\begin{bmatrix} B_{1,1,1}^{+} & \cdots & B_{1,N,1}^{+} \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,r}^{+} & \cdots & B_{1,N,r}^{+} \\ \vdots & & \vdots \\ B_{1,1,p}^{+} & \cdots & B_{1,N,p}^{+} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} w_1 \\ \vdots \\ w_r \\ \vdots \\ w_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_1 \\ \vdots \\ D_r \\ \vdots \\ D_N \end{bmatrix}$$

[0042] 이때, 상기 [D]행렬은 관심 영역을 나타내는 행렬이며 각 요소들은 지역화하고자 하는 영역은 1로 그 외의 영역은 모두 0으로 구성되어 있다. [B1]은 정방 행렬이 아닌 행렬이므로 [D]행렬에 상응하는 w를 구하기 위해서 의사역행렬(pseudo-inverse 또는 generalized inverse) 방법을 사용한다.

수학식 5

[0043]

$$[w] = [B_1^{+}]^{pinv.} [D]$$

[0044] 상기 수학식 5에서 약어로 표시된 pinv. 는 pseudo-inverse를 의미한다.

[0045] < 실시예 >

[0046] 이하, 본 발명에 따른 압축제어방법의 일 실시예로서 주기적인 압축 방법을 설명한다.

[0047] 본 실시예에서는 각 코일의 입력 인자들을 결정하기 위해 컨벡스 최적화 방법을 사용하였으며, 본 발명의 효율성을 보기 위해 관심 영역과 비 관심영역의 데이터를 B1 분포와 함께 수치적으로 보고자 하였다. 시뮬레이션에서는 기본적으로 217*300의 크기를 가진 인체 몸통 모형의 B1 map을 사용하였다.

[0048] 도 4는 주기적인 압축 방법을 적용한 후 영상을 지역화한 결과이며 차례대로 No (217*300), 1/2 (108*150), 1/3 (72*100), 1/4 (54*75), 1/5(43*60) 의 크기로 B1 필드를 압축하였다. 필드를 80%까지 압축, 즉 본래의 데이터에서 20% 정도만을 사용하여 B1 mapping을 할 수 있다는 것이다. 표 1의 결과는 관심 영역과 비 관심 영역의 데이터 값을 비교한 결과이다. 실험 결과, 1/5까지 압축한 결과 관심 영역과 비 관심 영역의 비율이 크게 변하지 않았다는 것을 볼 수 있다. 실험에서는 데이터를 약 1/5까지 압축하여 사용한 결과를 나타냈지만 데이터의 크기가 컨벡스 최적화 방법을 실행할 수 있을 정도까지 더 압축하여 사용할 수 있을 것으로 판단된다.

표 1

[0049]

	no compressed	1/2 compressed	1/3 compressed	1/4 compressed	1/5 compressed
$\sum B_1^+\|_{\text{in ROI}}$	3.672	3.710	3.770	3.610	3.711
$\sum B_1^+\|_{\text{out ROI}}$	38.644	38.837	39.009	37.431	38.572

[0050] 다음으로, 본 발명에 따른 압축제어방법의 다른 실시예로서 비주기적인 압축 방법을 설명한다.

[0051] 상기 주기적인 압축 방법은 실제 병원에서 적용하기에 가 많이 필요하다는 것과 이 과정에서 고비용이 든다는 제한점이 있다. 또한, 많은 B1 필드를 필요로 하기 때문에 여전히 시뮬레이션 시간이 오래 걸린다는 문제가 있다. 따라서 이러한 문제점을 극복하기 위해서 실제 병원의 MRI 환경과 비슷하게 적용할 수 있는 비주기적인 압축 방법을 적용하여 그 결과를 확인해 보았다. 도 5는 비주기적인 압축 방법을 적용한 후 지역화한 분포를 보여주며 No(217*300), 1/4(54*75), 1/6(36*50)까지 데이터를 압축한 결과를 나타내고 있다. 표 2는 압축 비율에 따라 관심 영역과 비 관심 영역의 데이터 값을 나타내고 있으며 이 또한 No compressed 와 1/6 compressed의 데이터 값의 결과가 크게 차이 나지 않는 것을 알 수 있다. 이 방법은 본래의 1/4 크기만큼의 map을 만들어내는 실제 MRI 환경에서 더욱 유용하게 사용될 것으로 생각된다.

표 2

[0052]

	no compressed	1/4 compressed	1/6 compressed
$\sum B_1^+\|_{\text{in ROI}}$	3.680	3.733	3.476
$\sum B_1^+\|_{\text{out ROI}}$	38.526	38.627	35.869

[0053] 다음으로, 의사역행렬 방법을 이용한 시뮬레이션 결과 및 컨벡스 최적화와의 비교 결과를 설명한다.

[0054] 도 5 및 표 3은 3T에 주기적인 압축 방법과 의사역행렬 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과를 나타낸 도면이고, 도 6 및 표 4는 3T에 비주기적인 압축 방법과 의사역행렬 방법을 통해 지역화한 시뮬레이션 결과를 나타낸

도면이다.

표 3

[0055]

	no compressed	1/2 compressed	1/3 compressed	1/4 compressed	1/5 compressed
$\sum B_1^+\vert_{\text{in ROI}}$	3.032	3.068	3.065	3.054	3.066
$\sum B_1^+\vert_{\text{out ROI}}$	29.648	29.963	29.877	29.751	29.762

표 4

[0056]

	no compressed	1/4 compressed	1/6 compressed
$\sum B_1^+\vert_{\text{in ROI}}$	3.050	3.040	3.059
$\sum B_1^+\vert_{\text{out ROI}}$	29.802	29.623	29.720

[0057] 도시된 바와 같이, 도 5 및 도 6은 또 다른 영상 지역화 방법인 의사역행렬 방법을 적용하여 지역화한 인체 몸통 모형의 분포를 보여준다.

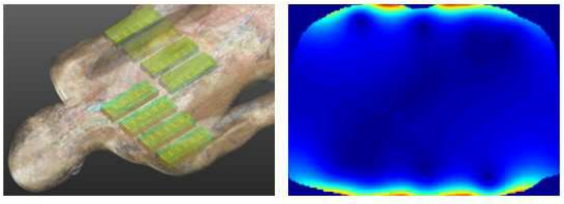
[0058] 상기 표 1과 3, 표 2와 4를 각각 비교해보면 똑같은 압축 방법에 표 1과 2는 컨벡스 최적화 방법을 그리고 표 3과 4에는 의사역행렬 방법을 적용하여 각 코일의 파라미터를 구하여 지역화한 후, 관심 영역과 비 관심 영역에서의 데이터 값을 볼 수 있다. 의사역행렬 방법을 통해 지역화한 영상에서도 관심 영역과 비 관심 영역의 비율이 압축하기 전 후 모두 거의 일정하게 유지되고 있는 것을 볼 수 있다.

[0059] 표 1과 3, 표 2와 4의 데이터 값에 차이가 나는 이유는 비교적 정확한 파라미터를 적용한 컨벡스 최적화 방법에 비해 의사역행렬 방법은 근사값의 파라미터를 적용하여 지역화하였기 때문이다.

[0060] 본 명세서에 기재된 본 발명의 실시예와 도면에 도시된 구성은 본 발명의 바람직한 실시예에 관한 것으로, 발명의 기술적 사상을 모두 포괄하는 것은 아니므로, 출원시점에 있어서 이들을 대체할 수 있는 다양한 균등물과 변형예들이 있을 수 있음을 이해하여야 한다. 따라서, 본 발명은 상술한 실시예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 누구든지 다양한 변형실시가 가능한 것은 물론이고, 그와 같은 변경은 본 발명의 청구범위 기재의 권리범위 내에 있게 된다.

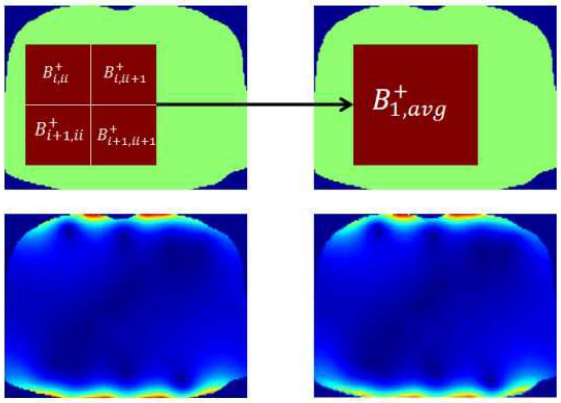
도면

도면1



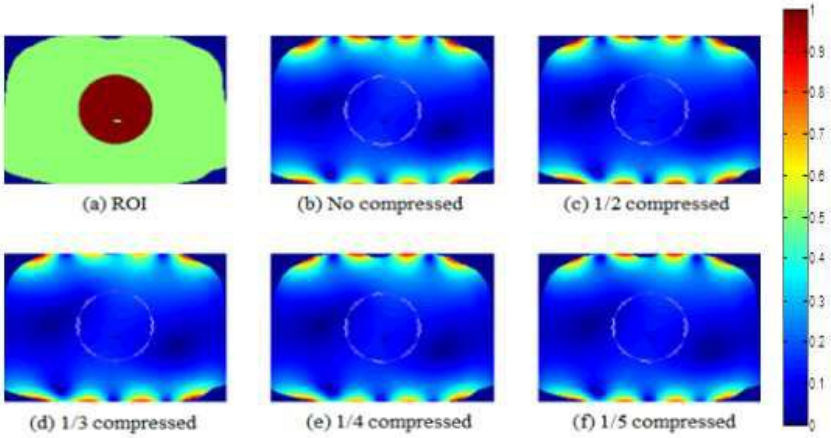
(a) (b)

도면2

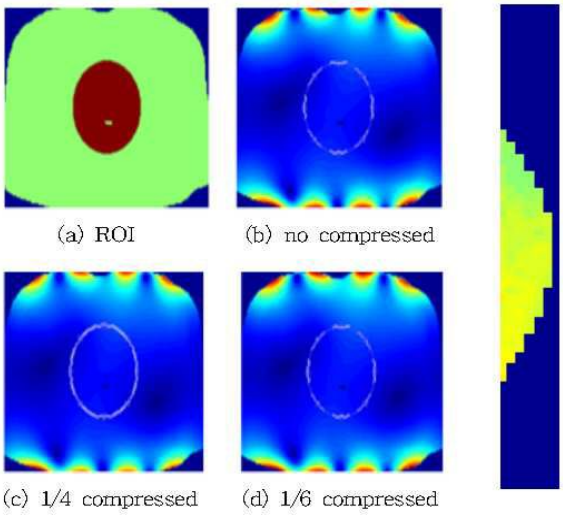


(a) (b)

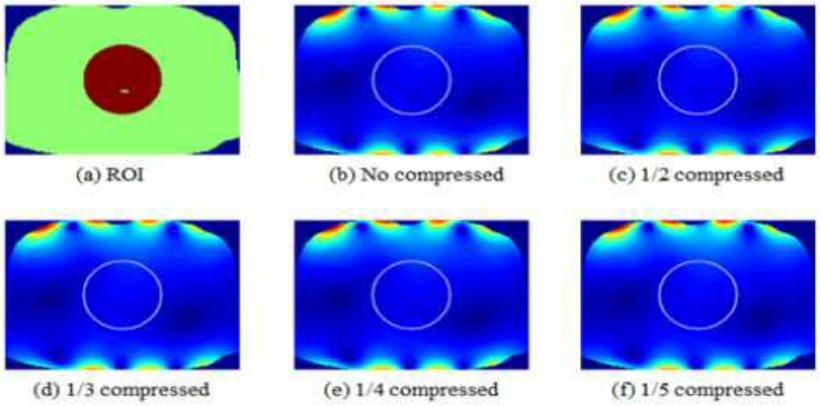
도면3



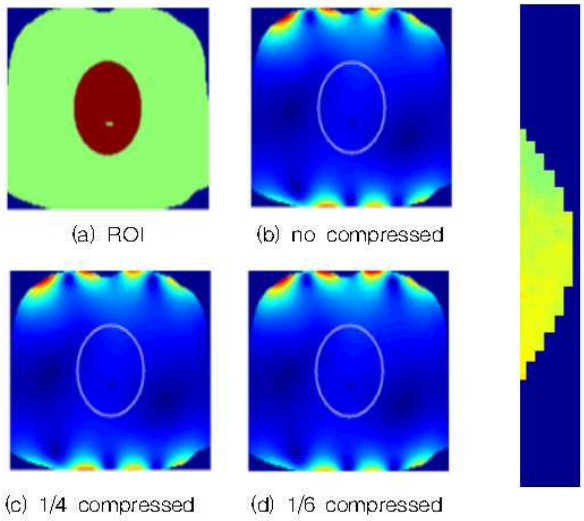
도면4



도면5


(a) ROI
(b) No compressed
(c) 1/2 compressed
(d) 1/3 compressed
(e) 1/4 compressed
(f) 1/5 compressed

도면6


(a) ROI
(b) no compressed
(c) 1/4 compressed
(d) 1/6 compressed