



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0041350
(43) 공개일자 2022년04월01일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/026 (2006.01) A61B 5/0265 (2006.01)
A61B 5/0285 (2006.01) G01R 33/563 (2006.01)
G01R 33/565 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/055 (2022.01)
A61B 5/0033 (2018.08)

(21) 출원번호 10-2020-0124434

(22) 출원일자 2020년09월25일

심사청구일자 2020년09월25일

(71) 출원인

이화여자대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)

(72) 발명자

신태훈

서울특별시 용산구 새창로 70, 111동 903호 (도원동, 도원동삼성래미안)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

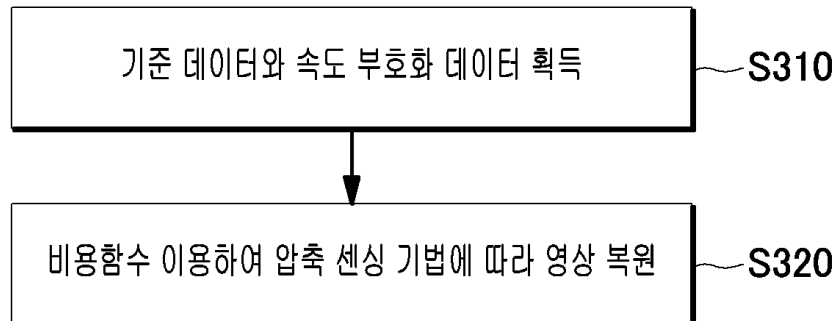
전체 청구항 수 : 총 5 항

(54) 발명의 명칭 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법

(57) 요약

본 발명은 위상 대조 속도 측정을 이용하여 자기 공명 영상을 생성하는 자기 공명 영상 장치에 대한 것으로, 대상체로부터 획득한 MR 신호로부터 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램을 저장하는 메모리; 및 상기 프로그램을 실행하는 프로세서(processor)를 포함하며, 상기 프로세서는, 상기 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하고, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에 따라 영상을 복원한다. 이때, 영상의 복원 과정에서는 비용 함수를 최소화하는 조건을 만족하는 해를 구한다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/0263 (2013.01)
A61B 5/0265 (2013.01)
A61B 5/0285 (2013.01)
A61B 5/72 (2013.01)
G01R 33/56316 (2013.01)
G01R 33/5635 (2013.01)
G01R 33/565 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711115219
과제번호	2020R1A2C1006293
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	이공분야기초연구사업(통합)-중견연구자지원사업-(유형1-1)중견연구
연구과제명	자유호흡 삼차원 심장 자기공명영상기술 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2020.03.01 ~ 2021.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711095866
과제번호	2019R1F1A1058872
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)(R&D)
연구과제명	고해상도 대뇌 혈관벽 자기공명영상기술 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	이화여자대학교
연구기간	2019.06.01 ~ 2020.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

위상 대조 속도 측정을 이용하여 자기 공명 영상을 생성하는 자기 공명 영상 장치에 있어서,

대상체로부터 획득한 MR 신호로부터 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램을 저장하는 메모리; 및

상기 프로그램을 실행하는 프로세서(processor)를 포함하며,

상기 프로세서는, 상기 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하고, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 영상을 복원하되,

영상의 복원 과정에서는 하기 수학적 1의 비용 함수를 최소화 하는 조건을 만족하는 해를 구하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

[수학적식1]

$C(\mathbf{m})$

$$= \sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_c} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 + \beta \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right]$$

$\mathbf{m}^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장에 의해 획득된 복소수 이미지를 나타내고, N_v 는 바이폴라 경사

자장의 개수, $\mathbf{y}_i^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장이 인가될 때 i 번째 코일을 통해 수신한 k-공간 데이터를 나타내고, N_c 는 코일의 개수를 나타내고, $\mathbf{F}_u$ 는 언더 샘플링 후 푸리에 변환을 나타내고, $\mathbf{S}_i$ 는 i 번째 코일의 민감도를 나타내고, Ψ 는 희소화 변환(sparsifying transform)을 나타냄.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

영상의 복원 과정에서는 비선형 켄레 기울기법(conjugate gradient)에 따라 상기 비용 함수를 풀이하되, 상기 수학적식 1의 그래디언트로서 아래의 수학적식 2 및 수학적식 3을 이용하여 풀이하는 것인, 자기 공명 영상 생성 장치.

[수학적식 2]

$$\begin{aligned} \nabla_{\mathbf{m}} & \left(\sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_c} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 \right] \right) \\ &= 2 \sum_{j=1}^{N_v} \sum_{i=1}^{N_c} \mathbf{S}_i^H \mathbf{F}_u^H \left(\mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{y}_i^{(j)} \right) + \alpha \sum_{j=1}^{N_v} \Psi^H \mathbf{D} \Psi \mathbf{m}^{(j)} \end{aligned}$$

[수학식 3]

$$\nabla_{\mathbf{m}} \left(\sum_{j=1}^{N_v} \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right) = 2\Phi^H \mathbf{T}^H \mathbf{T} \Phi \mathbf{m}$$

청구항 3

위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법에 있어서,

대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하는 단계;

기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에 따라 영상을 복원하는 단계를 포함하되,

상기 영상을 복원하는 단계는 하기 수학식 4의 비용 함수를 최소화 하는 조건을 만족하는 해를 구하는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

[수학식4]

$C(\mathbf{m})$

$$= \sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_c} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 + \beta \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right]$$

$\mathbf{m}^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장에 의해 획득된 복소수 이미지를 나타내고, N_v 는 바이폴라 경사 자장의 개수, $\mathbf{y}_i^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장이 인가될 때 i 번째 코일을 통해 수신한 k-공간 데이터를 나타내고, N_c 는 코일의 개수를 나타내고, $\mathbf{F}_u$ 는 언더 샘플링 후 푸리에 변환을 나타내고, $\mathbf{S}_i$ 는 i 번째 코일의 민감도를 나타내고, Ψ 는 희소화 변환(sparsifying transform)을 나타냄.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 영상을 복원하는 단계는 비선형 켄레 기울기법(conjugate gradient)에 따라 상기 비용 함수를 풀이하되, 상기 수학식 3의 그래디언트로서 아래의 수학식 5 및 수학식 6을 이용하여 풀이하는 것인, 자기 공명 영상 생성 방법.

[수학식 5]

$$\begin{aligned} \nabla_{\mathbf{m}} \left(\sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_c} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 \right] \right) \\ = 2 \sum_{j=1}^{N_v} \sum_{i=1}^{N_c} \mathbf{S}_i^H \mathbf{F}_u^H \left(\mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{y}_i^{(j)} \right) + \alpha \sum_{j=1}^{N_v} \Psi^H \mathbf{D} \Psi \mathbf{m}^{(j)} \end{aligned}$$

[수학식 6]

$$\nabla_{\mathbf{m}} \left(\sum_{j=1}^{N_v} \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right) = 2\Phi^H \mathbf{T}^H \mathbf{T} \Phi \mathbf{m}$$

청구항 5

제 3 항 및 제 4항 중 어느 한 항의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 기록된 컴퓨터 판독가능 기록매체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자기 공명 영상 장치 및 자기 공명 영상 생성 방법에 관한 것으로서, 보다 구체적으로, 혈류 속도 등의 측정에 활용되는 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로, 자기 공명 영상(MRI)을 처리하는 기기는 전자과에너지의 공급에 따른 공명현상을 이용하여 환자의 특정부위에 대한 단층 이미지를 획득하는 장치로서, X선이나 CT와 같은 촬영 기기에 비해 방사선 피폭이 없고 단층 이미지를 비교적 용이하게 얻을 수 있다. 예를 들어, MRI 기기는 빠른 물론 디스크, 관절, 신경 인대 등을 원하는 각도에서 입체적으로 보여주기 때문에 정확한 질병 진단을 위해서 널리 이용되고 있다.

[0003] 특히, 자기 공명 영상은 매우 다양한 영상 대조가 가능하다는 장점이 있으며, 한 예로 위상 대조 속도 측정 MRI를 이용하여 혈류 속도를 측정할 수 있다. 하지만, 속도 인코딩을 위해 같은 이미징 볼륨을 바이폴라 경사 자장을 바꿔가면서 여러 번 스캔해야하기 때문에, 총 스캔 시간이 매우 길어진다는 단점이 있다.

[0004] 이러한, 스캔 시간을 단축시키기 위해 K-공간 데이터를 일부만 획득하고 이를 이용하여 영상을 복원하는 다양한 방법들이 연구되어 왔다. 예를 들어, 다채널 수신코일의 수신민감도 차이를 이용하는 병렬이미징(parallel imaging) 기법이나, MRI 영상자체의 희소성(sparsity)을 이용하는 압축센싱(compressed sensing) 기법등이 알려져 있다. 이러한 방법을 위상 대조 MRI에 적용하는 경우, 각각의 바이폴라 경사 자장에서 얻어진 데이터에 독립적으로, 총 바이폴라 경사의 개수만큼 각 알고리즘이 적용되어야 한다.

[0005] 본 발명에서는 서로 다른 바이폴라 경사 자장에서 얻어진 복소수 데이터들간에 위상은 서로 다르지만 절대값(magnitude)은 거의 같다는 사실을 이용하여 기존의 압축 센싱 방법 보다 더 높은 압축비의 스캔 고속화가 가능한 자기 공명 영상 생성 방법을 제공하고자 한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제 10-1630655 호(발명의 명칭: 위상 대조 자기 공명 영상으로부터 혈류 속도를 측정하는 방법 및 이를 이용하는 시스템)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는, 서로 다른 바이폴라 경사 자장에서 얻어진 데이터들간에 위상은 서로 다르지만 절대값(magnitude)은 거의 같다는 사실을 이용하여 기존의 압축 센싱 방법을 개선한 자기 공명 영상 생성 방법 및 장치를 제공하는데에 그 목적이 있다.

[0008] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제1 측면에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용하여 자기 공명 영상을 생성하는 자기 공명 영상 장치는 대상체로부터 획득한 MR 신호로부터 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램을 저장하는 메모리; 및 상기 프로그램을 실행하는 프로세서(processor)를 포함하며, 상기

프로세서는, 상기 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하고, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에 따라 영상을 복원한다. 이때, 영상의 복원 과정에서는 비용 함수를 최소화 하는 조건을 만족하는 해를 구한다.

[0010] 또한, 본 발명의 제2 측면에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법은 대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하는 단계; 및 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에 따라 영상을 복원하는 단계를 포함한다. 이때, 영상을 복원하는 단계는 비용 함수를 최소화 하는 조건을 만족하는 해를 구하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0011] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명은 절대값이 거의 같은 복수의 데이터의 특성을 이용하여 제한 조건을 추가한 비용함수를 이용하여 영상을 복원함에 따라, 다른 바이폴라 경사 자장에서 얻어진 복수의 데이터들을 한번에 묶어서 처리할 수 있게 된다. 또한, 절대값 제한 조건의 효과를 극대화 하기 위해 다른 바이폴라 경사 자장에서 획득한 데이터 샘플링 위치 중복이 최소화되는 효과를 기대할 수 있다.

[0012] 이를 통해, 더 높은 비율의 압축비의 스캔 가속화를 실현하여 스캔시간이 길다는 단점이 있는 위상 대조 MRI를 임상적으로 더 유용하게 활용할 수 있도록 한다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 구성을 도시한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0015] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 "연결"되어 있다고 할 때, 이는 "직접적으로 연결"되어 있는 경우뿐 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 "전기적으로 연결"되어 있는 경우도 포함한다. 또한 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0016] 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MRI: Magnetic Resonance Imaging) 장치"는 핵자기 공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)이라는 물리학적 원리에 기반한 영상을 획득하기 위해 대상체로 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 인가하는 장치를 의미한다.

[0017] 또한, "영상(image)" 또는 "이미지"는 이산적인 요소들로 이루어진 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미하는 것으로, 2차원 이미지에서의 복수의 픽셀들 및 3차원 이미지에서의 복수의 복셀들로 구성된 것을 의미한다.

[0018] 또한, "대상체(object)"는 자기 공명 영상장치의 영상 촬영의 대상이 되는 것으로, 사람이나 동물 또는 그 일부를 포함하는 것일 수 있다. 또한, 대상체는 심장, 뇌 또는 혈관과 같은 각종 장기나 다양한 종류의 팬텀(phantom)을 포함할 수 있다.

[0019] 또한, "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 의료 영상 전문가 등이나 장치 수리 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

- [0020] 또한, "펄스 시퀀스(또는 펄스열)"란, 자기 공명 영상장치에서 반복적으로 인가되는 신호를 의미한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스의 시간 파라미터로서 반복 시간(Repetition Time, TR)이나 에코 시간(Time to Echo, TE) 등을 포함할 수 있다.
- [0021] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 자기 공명 영상장치의 실시예들에 대해서 설명하도록 한다.
- [0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록도이다.
- [0023] 자기 공명 영상 장치(1)는 MRI 스캐너(10), 신호 처리부(20), 제어부(40), 모니터링부(50) 및 인터페이스부(60)를 포함할 수 있다.
- [0024] MRI 스캐너(10)는 자기장을 형성하고 원자핵에 대한 공명 현상을 발생시키는 것으로서, 대상체가 MRI 스캐너(10) 내부에 위치한 상태에서 자기 공명 영상이 촬영된다. MRI 스캐너(10)는 주 자석(12), 경사 코일(14), RF 코일(16) 등을 포함하고, 이를 통해 정자기장 및 경사자장이 형성되며, 대상체를 향하여 RF 신호가 조사된다.
- [0025] 주 자석(12), 경사 코일(14) 및 RF 코일(16)은 미리 설정된 방향에 따라 MRI 스캐너(10)내에 배치된다. 원통의 수평축을 따라 원통 내부로 삽입 가능한 테이블상에 대상체가 위치하며, 테이블의 이동에 따라 대상체가 MRI 스캐너(10)의 보어 내부에 위치할 수 있다.
- [0026] 주 자석(12)은 대상체에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 방향을 일정한 방향으로 정렬하는 정자기장(static magnetic field)을 생성한다.
- [0027] 경사 코일(Gradient coil)(14)은 서로 직교하는 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장을 발생시키는 X코일, Y 코일 및 Z 코일을 포함한다. 경사 코일(14)은 대상체의 각 부위 별로 공명 주파수를 서로 다르게 유도하여 대상체의 각 부위의 위치 정보를 획득할 수 있도록 한다.
- [0028] RF 코일(16)은 대상체에게 RF 신호를 조사하고, 대상체로부터 방출되는 자기 공명 영상 신호를 수신할 수 있다. RF 코일(16)은 세차 운동을 하는 원자핵을 향하여 세차운동의 주파수와 동일한 주파수의 RF 신호를 출력한 후, 대상체로부터 방출되는 자기 공명 영상 신호를 수신할 수 있다.
- [0029] 예를 들어, RF 코일(16)은 원자핵을 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이시키기 위하여, 해당 원자핵에 대응하는 주파수를 갖는 RF 신호를 생성하여 대상체에 인가한다. 이후에, RF 코일(16)이 RF 신호의 전송을 중단하면, 전자파가 가해졌던 원자핵은 높은 에너지 상태에서부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사하게 되며, RF 코일(16)은 해당 전자파 신호를 수신한다.
- [0030] RF 코일(16)은 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 RF 신호를 송신하는 송신 RF 코일과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 수신 RF 코일을 각각 포함한다.
- [0031] 또한, RF 코일(16)은 MRI 스캐너(10)에 고정된 형태이거나, 착탈이 가능한 형태일 수 있다. 착탈이 가능한 RF 코일(16)은 대상체의 일부에 결합될 수 있는 머리 RF 코일, 흉부 RF 코일, 다리 RF 코일, 목 RF 코일, 어깨 RF 코일, 손목 RF 코일 및 발목 RF 코일 등과 같은 형태로 구현될 수 있다.
- [0032] MRI 스캐너(10)는 디스플레이를 통해 사용자나 대상체에게 각종 정보를 제공할 수 있으며, 외측에 배치된 디스플레이(18)와 내측에 배치된 디스플레이(미도시)를 포함할 수 있다.
- [0033] 신호 처리부(20)는 소정의 MR 펄스 시퀀스(즉, 펄스열)에 따라 MRI 스캐너(10)의 내부에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 자기 공명 영상 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0034] 신호 처리부(20)는 경사자장 증폭기(22), 스위칭부(24), RF 송신부(26) 및 RF 수신부(28)를 포함할 수 있다.
- [0035] 경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(22)는 MRI 스캐너(10)에 포함된 경사 코일(14)을 구동하며, 경사자장 제어부(44)의 제어 하에 경사자장을 발생시키는 펄스 신호를 경사 코일(14)에 공급한다. 경사자장 증폭기(22)로부터 경사 코일(14)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사 자장이 합성될 수 있다.
- [0036] RF 송신부(26)는 RF 펄스를 RF 코일(16)에 공급하여 RF 코일(16)을 구동한다. RF 수신부(28)는 RF 코일(16)이 수신한 후 전달한 자기 공명 영상 신호를 수신한다.
- [0037] 스위칭부(24)는 RF 신호와 자기 공명 영상 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. 예를 들어, 송신 동작 동안에는 RF 코일(16)을 통하여 대상체로 RF 신호가 조사되게 하고, 수신 동작 동안에는 RF 코일(16)을 통하여 대상체로부터의 자기 공명 영상 신호가 수신되게 한다. 스위칭부(24)는 RF 제어부(46)로부터의 제어 신호에 의하여 스

위칭 동작이 제어된다.

- [0038] 인터페이스부(30)는 사용자의 조작에 따라 제어부(40)에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 시스템 전체의 동작을 제어하는 명령을 전달할 수 있다. 인터페이스부(30)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 자기 공명 영상 신호를 처리하는 영상 처리부(36), 출력부(34) 및 입력부(32)를 포함할 수 있다.
- [0039] 영상 처리부(36)는 RF 수신부(28)로부터 수신되는 자기 공명 영상 신호를 처리하여, 대상체에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.
- [0040] 영상 처리부(36)는 RF 수신부(28)가 수신한 자기 공명 영상 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링(filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.
- [0041] 영상 처리부(36)는, 예를 들어, k 공간에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.
- [0042] 또한, 영상 처리부(36)가 자기 공명 영상 신호에 대해 적용하는 각종 신호 처리는 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 다채널 RF 코일에 의해 수신되는 복수의 자기 공명 영상 신호에 신호 처리를 병렬적으로 가하여 복수의 자기 공명 영상 신호를 화상 데이터로 재구성할 수도 있다.
- [0043] 출력부(34)는 영상 처리부(36)에 의해 생성된 화상 데이터 또는 재구성 화상 데이터를 사용자에게 출력할 수 있다. 또한, 출력부(34)는 UI(user interface), 사용자 정보 또는 대상체 정보 등 사용자가 MRI 시스템을 조작하기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부(34)는 스피커, 프린터 또는 각종 영상 디스플레이 수단을 포함할 수 있다.
- [0044] 사용자는 입력부(32)를 통해 대상체 정보, 파라미터 정보, 스캔 조건, 펄스 시퀀스, 화상 합성이나 차분의 연산에 관한 정보 등을 입력할 수 있다. 입력부(32)는 키보드, 마우스, 트랙볼, 음성 인식부, 제스처 인식부, 터치스크린 등을 포함할 수 있고, 기타 담당자에게 자명한 범위 내에서 다양한 입력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0045] 제어부(40)는 MRI 스캐너(10) 내부에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부(42), 및 MRI 스캐너(10)와 MRI 스캐너(10)에 장착된 기기들을 제어하는 스캐너 제어부(48)를 포함할 수 있다.
- [0046] 시퀀스 제어부(42)는 경사자장 증폭기(22)를 제어하는 경사자장 제어부(44), 및 RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어하는 RF 제어부(46)를 포함한다. 시퀀스 제어부(42)는 인터페이스부(30)로부터 수신된 펄스 시퀀스에 따라 경사자장 증폭기(22), RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어할 수 있다. 펄스 시퀀스는 경사자장 증폭기(22), RF 송신부(26), RF 수신부(28) 및 스위칭부(24)를 제어하기 위해 필요한 모든 정보를 포함하며, 예를 들면 경사 코일(14)에 인가하는 펄스(pulse) 신호의 강도, 인가 시간, 인가 타이밍(timing) 등에 관한 정보 등을 포함할 수 있다.
- [0047] 모니터링부(50)는 MRI 스캐너(10) 또는 MRI 스캐너(10)에 장착된 기기들을 모니터링 또는 제어한다. 모니터링부(50)는 시스템 모니터링부(52), 대상체 모니터링부(54), 테이블 제어부(56) 및 디스플레이 제어부(58)를 포함할 수 있다.
- [0048] 시스템 모니터링부(52)는 정자기장의 상태, 경사자장의 상태, RF 신호의 상태, RF 코일의 상태, 테이블의 상태, 대상체의 신체 정보를 측정하는 기기의 상태, 전원 공급 상태, 열 교환기의 상태, 컴프레셔의 상태 등을 모니터링하고 제어할 수 있다.
- [0049] 대상체 모니터링부(54)는 대상체의 상태를 모니터링하는 것으로, 대상체의 움직임 또는 위치를 촬영하는 카메라, 대상체의 호흡을 측정하는 호흡 측정기, 대상체의 심전도를 측정하기 위한 ECG 측정기, 또는 대상체의 체온을 측정하는 체온 측정기를 포함할 수 있다.
- [0050] 테이블 제어부(56)는 대상체가 위치하는 테이블의 이동을 제어한다. 테이블 제어부(56)는 시퀀스 제어부(42)가 출력하는 시퀀스 제어 신호에 동기하여 테이블의 이동을 제어할 수 있다. 예를 들어, 대상체의 이동 영상 촬영(moving imaging)에 있어서, 테이블 제어부(56)는 시퀀스 제어에 따라 테이블을 이동시킬 수 있으며, 이에 의해, MRI 스캐너의 FOV(field of view)보다 큰 FOV로 대상체를 촬영할 수 있다.
- [0051] 디스플레이 제어부(58)는 MRI 스캐너(10)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이를 온/오프 또는 디스플레이에 출력될 화면 등을 제어한다. 또한, MRI 스캐너(10) 내측 또는 외측에 스피커가 위치하는 경우, 디스플레이 제어부(58)는 스피커의 온/오프 또는 스피커를 통해 출력될 사운드 등을 제어할 수도 있다.

- [0052] MRI 스캐너(10), RF 코일(16), 신호 처리부(20), 모니터링부(50), 제어부(40) 및 인터페이스부(30)는 서로 무선 또는 유선으로 연결될 수 있고, 무선으로 연결된 경우에는 서로 간의 클럭(clock)을 동기화하기 위한 장치(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0053] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(1)는 영상 처리부(36)의 구성에 특징을 가진다. 이때, 자기 공명 영상 장치(1)는 도 2에 도시된 바와 같이, 별도의 컴퓨팅 장치 형태의 자기 공명 영상 장치(100)로 구현될 수 있으며, 컴퓨팅 장치에 탑재된 메모리(110)와 프로세서(120)를 이용하여 후술할 자기 공명 영상 복원 동작을 수행할 수 있다.
- [0054] 이때, 메모리(110)에는 대상체로부터 획득한 MRI 신호로부터 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램이 저장된다. 메모리(110)는 전원이 공급되지 않아도 저장된 정보를 계속 유지하는 비휘발성 저장장치 및 저장된 정보를 유지하기 위하여 전력이 필요한 휘발성 저장장치를 통칭하는 것이다.
- [0055] 프로세서(120)는 메모리(110)에 저장된 프로그램의 실행에 따라, 도 1의 신호 처리부(20)로 이미징 펄스열을 지시하고, 신호 처리부(20)로부터 자기 공명 신호를 제공받는다. 이하, 도 3 및 도 4를 참조하여 상세히 설명한다.
- [0056] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치의 구성을 도시한 도면이다.
- [0057] 실시예에 따라 자기 공명 영상 장치(100)는 자기 공명 영상 촬영에 의해서 획득되는 자기 공명 신호를 이용하여 자기 공명 영상을 복원할 수 있는 모든 영상 처리 장치가 될 수 있다. 또한, 자기 공명 영상 장치(100)는 자기 공명 영상 촬영에서 자기 공명 신호의 획득을 제어할 수 있는 자기 컴퓨팅 장치가 될 수 있다.
- [0058] 도 2를 참조하면, 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(100)는 메모리(110) 및 프로세서(120)를 포함할 수 있다.
- [0059] 구체적으로, 자기 공명 영상 장치(100)는 도 1에서 설명한 MRI 시스템(1)에 포함될 수 있다. 이 경우, 자기 공명 영상 장치(100)의 프로세서(120)는 각각 도 1에 도시된 제어부(40)에 대응된다.
- [0060] 메모리(110)는 다양한 프로그램과 다양한 정보를 저장한다. 메모리(110)는 대상체로 펄스 시퀀스를 인가하고, 해당 펄스 시퀀스에 대응되어 획득한 MR 신호를 이용하여 자기 공명 영상을 복원하는 프로그램을 저장할 수 있다.
- [0061] 프로세서(120)는 자기 공명 영상 장치(100)의 전반적인 동작을 제어한다. 예를 들어, 프로세서(120)는 메모리(110)에 저장된 프로그램을 실행함으로써, 스캐너(10)의 내부에 정자장 및 경사자장을 형성하고 RF 신호를 대상체로 인가하기 위한 제어 신호를 스캐너(10)로 전달한다.
- [0062] 또한, 프로세서(120)는 메모리(110)에 저장된 프로그램을 실행함으로써, 스캐너(10)로부터 대상체에서 방출된 MR 신호를 제공받아 자기 공명 영상을 복원할 수 있다. 특히, 프로세서(120)는 프로그램이 실행됨에 따라, 대상체에 대한 기준 데이터와 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득하고, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에 따라 영상을 복원한다. 영상의 복원 과정에서는 후술할 수학적 1의 비용 함수를 최소화 하는 조건을 이용하는 것을 특징으로 한다.
- [0063] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법을 나타내는 순서도이고, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 위상 대조 속도 측정을 이용한 자기 공명 영상 생성 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0064] 먼저, 본 발명에서는 K-공간에서 대상체에 대한 기준 데이터와 함께 측정 대상이 되는 속도 방향에 해당하는 축에 대해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 적어도 하나 이상의 축에 대한 속도 부호화 데이터를 획득한다(S310).
- [0065] 도 4에 도시된 바와 같이, MRI를 이용하여 통상적인 해부학적 영상을 기준 데이터로서 획득한다. 그리고, X축, Y축, Z축 중 적어도 하나 이상의 축에 대하여 속도 부호화를 위해 바이폴라 경사 자장을 추가하여 속도 부호화 데이터를 획득한다. 만약, X축, Y축, Z축의 속도를 모두 측정하는 경우에는 기준 데이터를 포함하여, 각 축의 속도 부호화 데이터를 획득해야 하므로 총 4개의 데이터가 필요하게 된다.
- [0066] 이때, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터의 위상값이 해당 축의 속도를 나타낸다.
- [0067] 다음으로, 기준 데이터와 각 축의 속도 부호화 데이터를 각 축별로 차감한 데이터를 기초로 압축 센싱 기법에

따라 영상을 복원한다(S320).

[0068] 이때, 영상을 복원하는 단계는 기존에 알려진 압축 센싱을 위한 비용 함수를 개선한 새로운 비용 함수를 이용한다.

[0069] 먼저, 종래에 알려진 압축 센싱을 위한 비용 함수는 수학적 식 1과 같다.

[0070] [수학적 식 1]

$$C^{(j)}(\mathbf{m}^{(j)}) = \sum_{i=1}^{N_C} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 \quad j = 1, \dots, N_v$$

[0072] 이때, $\mathbf{m}^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장에 의해 획득된 복소값을 갖는 (complex-valued) 이미지를 나타내고, N_v 는 바이폴라 경사 자장의 개수를 나타낸다. 이때, 바이폴라 경사 자장의 개수는 기존 데이터와 측정 대상이 되는 축의 개수를 포함하므로, 측정 대상이 되는 축의 개수에 1을 더한 값과 같게 된다. $\mathbf{y}_i^{(j)}$ 는 j 번째 속도 부호화 바이폴라 경사 자장이 인가될 때 i 번째 코일을 통해 수신한 k-공간 데이터를 나타내고, N_c 는 코일의 개수를 나타내고, $\mathbf{F}_u$ 는 언더 샘플링 후 푸리에 변환을 나타내고, $\mathbf{S}_i$ 는 i번째 코일의 민감도를 나타내고, Ψ 는 희소화 변환(sparsifying transform)을 나타낸다.

[0073] 이와 같은 종래의 비용 함수를 풀이하게 위해서는 N_v 로 정의된 바이폴라 경사 자장의 개수만큼의 데이터 각각에 대하여 독립적으로 최소화 문제를 풀어야한다.

[0074] 본 발명에서는 서로 다른 속도 부호화 복소수 데이터 간에 절대값의 차이가 거의 없다는 제한 조건을 반영하여 수학적 식 2와 같은 비용 함수를 새롭게 제안하였다.

[0075] [수학적 식 2]

$$C(\mathbf{m}) = \sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_C} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 + \beta \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right]$$

[0077] 즉, 수학적 식 2의 후단에 추가된 제한 조건을 이용하여 압축 센싱 영상 복원을 위한 반복 알고리즘을 실행한다. 이때, 다른 바이폴라 경사 자장에서 얻어진 복수의 데이터들을 하나의 최적화 문제로 묶어서 처리할 수 있게 된다. 또한, 절대값 제한 조건의 효과를 극대화 하기 위해 다른 바이폴라 경사 자장에서 획득한 데이터 샘플링 위치 중복이 최소화되는 효과를 기대할 수 있다.

[0078] 한편, 수학적 식 2의 풀이를 위해 비선형 켤레 기울기법(conjugate gradient)을 사용한다. 비선형 켤레 기울기법에 따라 비용함수의 그래디언트($\nabla_{\mathbf{m}} C(\mathbf{m})$)를 사용하게 된다. 이때, 수학적 식 2에서 앞부분의 그래디언트는 아래의 수학적 식 3과 같이 구해진다.

[0079] [수학적 식 3]

$$\begin{aligned} \nabla_{\mathbf{m}} \left(\sum_{j=1}^{N_v} \left[\sum_{i=1}^{N_C} \|\mathbf{y}_i^{(j)} - \mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)}\|_2^2 + \alpha \|\Psi \mathbf{m}^{(j)}\|_1 \right] \right) \\ = 2 \sum_{j=1}^{N_v} \sum_{i=1}^{N_C} \mathbf{S}_i^H \mathbf{F}_u^H (\mathbf{F}_u \mathbf{S}_i \mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{y}_i^{(j)}) + \alpha \sum_{j=1}^{N_v} \Psi^H \mathbf{D} \Psi \mathbf{m}^{(j)} \end{aligned}$$

[0081] 이때, D는 대각 성분 ($d_i = ((\Psi \mathbf{m})_i^* (\Psi \mathbf{m})_i + \epsilon^2)^{-1/2}$, ϵ^2 는 원점 근처에서 절대 값을 미분 할 수있게 하는 스무딩(smoothing) 파라미터를 나타냄)을 갖는 대각 행렬이다.

[0082] 그리고, 수학식 2의 후단에 추가된 제한 조건의 그래디언트는 수학식 4와 같이 구해진다.

[0083] [수학식 4]

$$\nabla_{\mathbf{m}} \left(\sum_{j=1}^{N_v} \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2 \right) = 2\Phi^H \mathbf{T}^H \mathbf{T} \Phi \mathbf{m}$$

[0084]

[0085] 수학식 4가 도출되는 배경은 다음과 같다.

[0086] 수학식 2의 후단에 추가된 제한 조건을 R_{MD} 라 하면, 다음과 같이 정의된다.

$$R_{MD} = \sum_{j=1}^{N_v} \|\mathbf{m}^{(j)} - \mathbf{m}^{(j+1)}\|_2^2$$

[0087]

[0088] 이때, $\mathbf{m}^{(j)}$ 의 k 번째 픽셀은 다음과 같다.

$$m_k^{(j)} = |m_k^{(j)}| e^{j\phi_k^{(j)}} \quad (\phi_k^{(j)} \text{는 } m_k^{(j)} \text{의 위상을 나타냄})$$

[0089]

[0090] R_{MD} 의 $m_k^{(j)}$ 에 대한 편미분을 수행한 식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial R_{MD}}{\partial m_k^{(j)}} = 2(|m^{(j)}| - |m^{(j+1)}|)e^{j\phi_k^{(j)}}$$

[0091]

[0092] $\mathbf{m}$ 이 모든 $\mathbf{m}^{(j)}$ 가 연결된 열벡터라고 할 때,

$$\mathbf{m} = \begin{bmatrix} \mathbf{m}^{(1)} \\ \mathbf{m}^{(2)} \\ \vdots \\ \mathbf{m}^{(N_v)} \end{bmatrix}$$

[0093]

[0094] R_{MD} 의 $\mathbf{m}$ 에 대한 그래디언트는 다음과 같이 정리될 수 있다.

$$\nabla_{\mathbf{m}} R_{MD} = 2\Phi^H \mathbf{T}^H \mathbf{T} \Phi \mathbf{m}$$

[0095]

[0096] 이때, Φ 는 다음과 같은 블록 대각 행렬이다.

$$\Phi = \begin{bmatrix} \Phi^{(1)} & & & \\ & \Phi^{(2)} & & \\ & & \ddots & \\ & & & \Phi^{(N_v)} \end{bmatrix} \text{ where } \Phi^{(j)} = \begin{bmatrix} e^{j\phi_1^{(j)}} & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & e^{j\phi_2^{(j)}} & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \\ 0 & 0 & & e^{j\phi_N^{(j)}} \end{bmatrix}$$

[0097]

[0098] $\mathbf{T}$ 는 다음과 같은 블록 2 대역 행렬이다.

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} \mathbf{T}_{-1} & \mathbf{T}_1 & & \\ & \mathbf{T}_{-1} & \mathbf{T}_1 & \\ & & \ddots & \\ & & & \mathbf{O} \end{bmatrix} \text{ where } \mathbf{T}_{-1} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & -1 & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \\ 0 & 0 & & -1 \end{bmatrix} \text{ and } \mathbf{T}_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & 1 & & 0 \\ \vdots & & \ddots & \\ 0 & 0 & & 1 \end{bmatrix}$$

[0099]

[0100] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 생성 방법은 컴퓨터에 의해 실행되는 프로그램 모듈과 같은 컴퓨터에 의해 실행 가능한 명령어를 포함하는 기록 매체의 형태로도 구현될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체

는 컴퓨터에 의해 액세스될 수 있는 임의의 가용 매체일 수 있고, 휘발성 및 비휘발성 매체, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다. 또한, 컴퓨터 판독가능 매체는 컴퓨터 저장 매체를 모두 포함할 수 있다. 컴퓨터 저장 매체는 컴퓨터 판독가능 명령어, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위한 임의의 방법 또는 기술로 구현된 휘발성 및 비휘발성, 분리형 및 비분리형 매체를 모두 포함한다.

[0101] 전술한 본 발명의 설명은 예시를 위한 것이며, 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성 요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성 요소들도 결합된 형태로 실시될 수 있다.

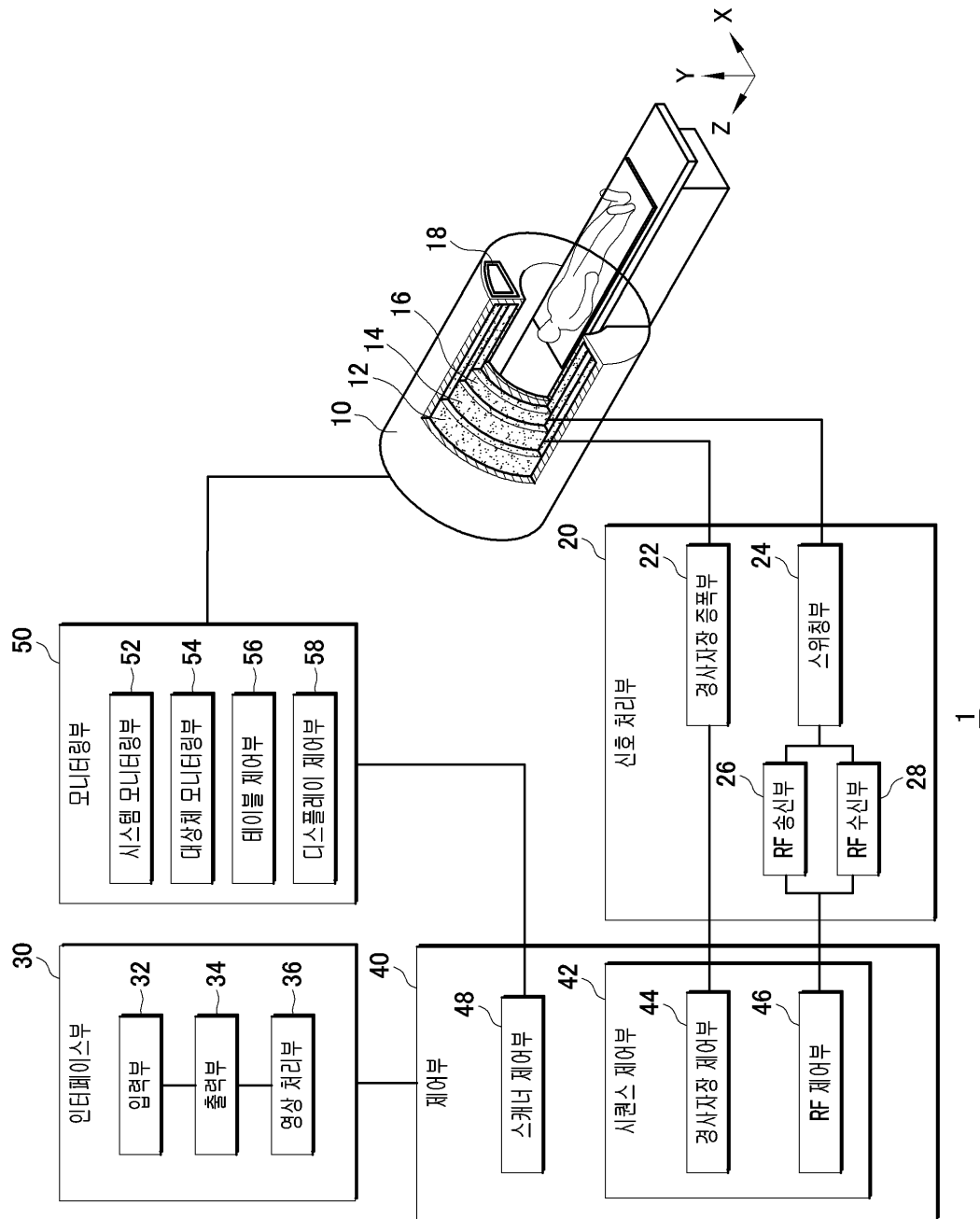
[0102] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

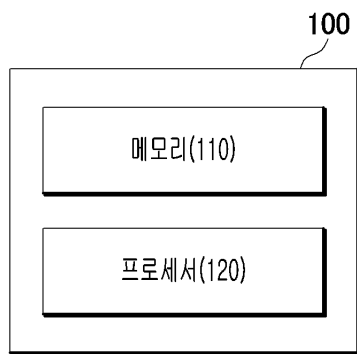
[0103] 1: MRI 시스템
10: MRI 스캐너
20: 신호 처리부
30: 인터페이스부
40: 제어부
50: 모니터링부
100: 자기 공명 영상 장치
110: 메모리

도면

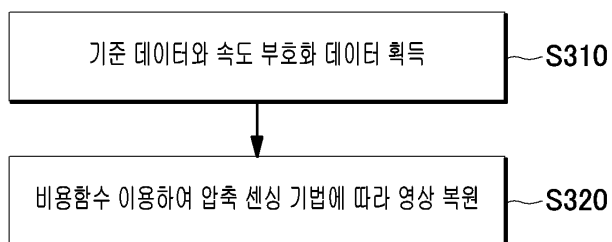
도면1



도면2



도면3



도면4

