



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0103434

(43) 공개일자 2015년09월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0024902

(22) 출원일자 2014년03월03일

심사청구일자 2014년03월03일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

박재석

서울특별시 성동구 금호로 107, 106동 1504호 (금호동2가, 래미안하이리버)

이현열

서울특별시 양천구 곰달래로 11길 10, 303호 (신월1동, 동광빌라)

(74) 대리인

특허법인엠에이피에스

전체 청구항 수 : 총 13 항

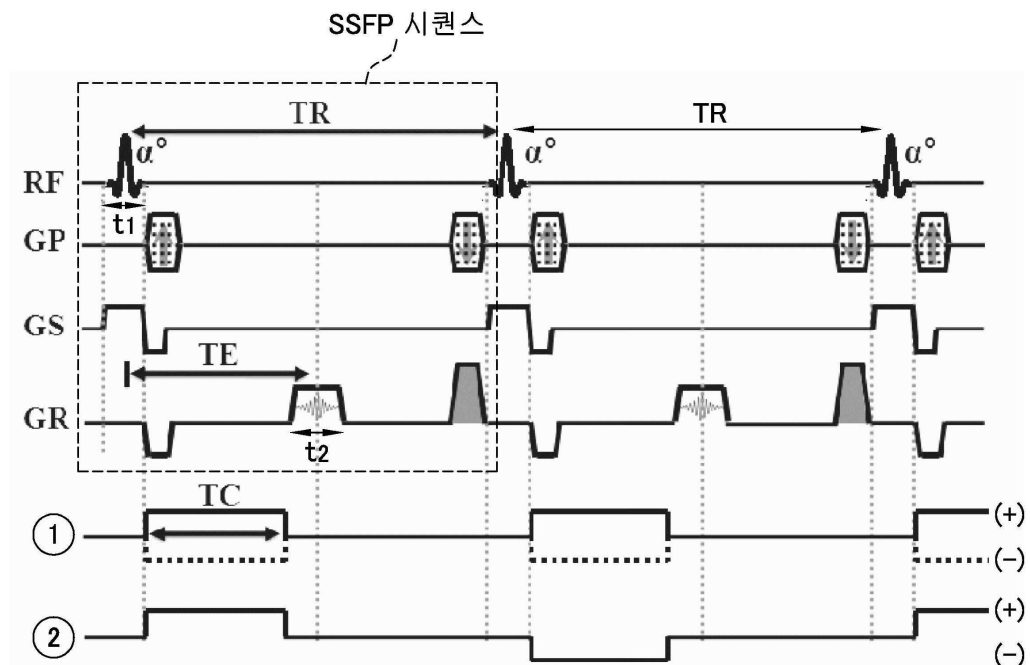
(54) 발명의 명칭 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성 방법

(57) 요약

본 발명에서는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법에 대해 개시한다. 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템은, 측정대상에 인가되는 전류를 제어하는 전

(뒷면에 계속)

대표도 - 도4



류 발생제어장치; 항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 상기 측정대상
상에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털
변환을 수행하는 컨버터; 및 상기 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을
생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 전류 발생제어장치는 임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간
동안 인가되도록 제어하고, 상기 소정의 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수
행하는데 소요되는 시간에 의해 결정된다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345197735
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	중견연구자지원
연구과제명	뇌암 저산소율 및 pH의 정량적 자기공명영상 지도화
기 여 율	1/1
주관기관	고려대학교
연구기간	2013.05.01 ~ 2014.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템에 있어서,

측정대상에 인가되는 전류를 제어하는 전류 발생제어장치;

항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 상기 측정대상에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 컨버터; 및

상기 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고,

상기 전류 발생제어장치는 임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간 동안 인가되도록 제어하고,

상기 소정의 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간에 의해 결정되는 자기 공명 영상시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 전류 발생제어장치는 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간 동안 상기 전류가 인가되도록 제어하는 자기 공명 영상시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 전류 발생제어장치는 상기 반복 시간마다 동일한 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 인가되도록 제어하는 자기 공명 영상시스템.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 전류 발생제어장치는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하는 자기 공명 영상시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 영상 생성부는 상기 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 상기 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여 상기 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 SSFP 신호의 크기 모델을 획득하고, 상기 SSFP 신호의 크기 모델을 기초로 상기 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보를 추출하는 자기 공명 영상시스템.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 전류 발생제어장치는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하고,

상기 영상 생성부는 상기 블로크(Bloch) 방정식의 행렬연산을 통해 상기 SSFP 신호의 크기 모델을 획득하고,

상기 일정 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간인, 자기 공명 영상시스템.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 전류 발생제어장치는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하고,

상기 영상 생성부는 상기 SSFP 신호의 크기 모델과, 양의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 1 신호와 음의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 2 신호의 비율 간의 차이를 최소화시키는 상기 유도 자속 밀도 정보를 추출하고,

상기 일정 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간인, 자기 공명 영상시스템.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 추출된 유도 자속 밀도 정보에 대한 신호 대 잡음비를 예측하는 동작을 수행하는 정보 분석장치를 더 포함하는 자기 공명 영상시스템.

청구항 9

자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 전도율 분포 영상 생성방법에 있어서,

항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가하는 단계;

상기 측정대상에 인가되는 전류를 제어하되, 임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간 동안 인가되도록 제어하는 단계;

상기 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 단계; 및

상기 수행하는 단계의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 단계를 포함하고,

상기 소정의 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간에 의해 결정되는 전도율 분포 영상 생성방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 제어하는 단계는 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간과 구분되는 별개의 시간 동안 상기 전류가 인가되도록 제어하는 전도율 분포 영상 생성방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 제어하는 단계는 상기 반복 시간마다 동일한 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 인가되도록 제어하는 전도율 분포 영상 생성방법.

청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 제어하는 단계는 상기 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 상기 반복 시간 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어하는 전도율 분포 영상 생성방법.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 영상을 생성하는 단계는

상기 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 상기 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여 상기 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 SSFP 신호의 크기 모델을 획득하는 단계; 및

상기 SSFP 신호의 크기 모델을 기초로 상기 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도 정보를 추출하는 단계를 포함하는 전도율 분포 영상 생성방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 자기 공명 영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging)시스템을 이용하여 인체에 대한 횡축 방향, 세로축 방향, 사선 방향 등의 영상을 생성하고, 이러한 영상을 통해 피검사자의 상태를 검사 및 진단하는 경우가 늘어나고 있다.

[0003] 보다 정확한 진단을 위하여 높은 해상도와 대조도를 갖는 영상 획득 기법에 대한 다양한 연구가 진행 중에 있고, 그 중 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography; MREIT)을 이용하는 연구가 주목 받고 있다.

[0004] 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)은 생체 내에 외부 전류원을 입력하면서 자기 공명 펄스열을 인가함으로써, 생체 내부 전도율(Conductivity) 분포에 대한 영상을 생성하는 기술이다.

[0005] 해당 기술은 전기 임피던스 영상기술(EIT)을 자기 공명 영상(MRI) 장치에 적용시킨 것으로서, 생체 내 어디서든 신호의 변화를 포착하기 용이하고, 고해상도의 영상을 생성할 수 있다.

[0006] 한편, 종래 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)에서는 자기 공명 펄스열로서 스핀에코 영상 기법을 주로

활용하여 데이터를 획득하였다.

- [0007] 이와 관련된 논문으로서, Woo EJ et al., "Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT) for High-Resolution Conductivity Imaging," Physiological Measurement, vol. 29, no. 10, pp. R1-R26, 2008. (MREIT review paper)에서는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)을 소개 및 분석하고 있다.
- [0008] 다만, 종래 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)의 경우 스핀 자화 회복 시간이 필요한 스핀에코 영상 기법을 활용하기 때문에, 영상시간이 매우 길다는 문제점이 있었다.
- [0009] 또한, 종래 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)의 경우 외부에서 입력되는 전류와 영상의 위상 간에 일대일 선형 관계가 성립하므로, 외부 전류에 대한 영상의 위상 민감도가 제한적이었다. 따라서, 높은 신호 대 잡음비(SNR)를 가지는 유도 자속 밀도(Induced Magnetic Flux Density) 정보를 추출해내기 위해서 큰 양의 전류를 오랜 시간 동안 인가해야 하므로, 안전 상 문제점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술에 대해 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스를 적용시킨 상태에서 인가되는 전류를 적절히 제어하여 측정대상의 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 고속으로 생성할 수 있는 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법을 제공하는 데에 그 목적이 있다.
- [0011] 또한, 본 발명의 일부 실시예는 측정대상과 전류가 인가되는 전극 사이에서 발생하는 충전 전류를 최소화하여 영상 내 인공물을 제거할 수 있는 자기 공명 영상시스템 및 전도율 분포 영상 생성방법을 제공하는 데에 다른 목적이 있다.
- [0012] 다만, 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 또 다른 기술적 과제들이 존재할 수 있다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 자기 공명 영상시스템은, 측정대상에 인가되는 전류를 제어하는 전류 발생제어장치; 항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 상기 측정대상에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 컨버터; 및 상기 컨버터의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 전류 발생제어장치는 임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간 동안 인가되도록 제어하고, 상기 소정의 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간에 의해 결정된다.
- [0014] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography)을 이용한 전도율 분포 영상 생성방법은, 항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상에 반복 시간마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가하는 단계; 상기 측정대상에 인가되는 전류를 제어하되, 임의의 반복 시간 내에서 상기 전류가 소정의 시간 동안 인가되도록 제어하는 단계; 상기 RF 펄스와 경사 펄스, 및 상기 전류에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행하는 단계; 및 상기 수행하는 단계의 출력 데이터를 이용하여 상기 측정대상의 전도율 분포에 대한 영상을 생성하는 단계를 포함하고, 상기 소정의 시간은 상기 RF 펄스가 인가되는 시간 및 상기 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간에 의해 결정된다.

발명의 효과

- [0015] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에서 제안하는 일 예의 경우 항정 상태 자유 세차운동을 위

한 시퀀스를 적용시킴으로써, 획기적으로 빠른 속도로 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 생성할 수 있다.

[0016] 또한, 본 발명의 경우 인가되는 전류에 대한 영상의 위상 민감도를 증가시켜 인가해야 하는 전류의 양을 감소시킬 수 있다.

[0017] 또한, 본 발명에서 제안하는 다른 예의 경우 반복 시간마다 반대의 극성을 가진 전류가 소정의 시간 동안 교차 인가되도록 제어함으로써, 충전 전류 발생을 최소화하고 결과적으로 영상 내 인공물을 제거할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0018] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템을 전체적으로 나타낸 블록 구성도,

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템에 포함되는 전류 발생제어장치를 설명하기 위한 도면,

도 3은 도 1의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도,

도 4는 일 예에 따른 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스를 설명하기 위한 도면,

도 5 및 도 6은 인가되는 전류의 극성을 제어함에 따른 효과를 나타내는 도면,

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법을 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0019] 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.

[0020] 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.

[0021] 이하, 본 발명의 구체적인 실시예를 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명하면 다음과 같다. 다만, 본 발명의 사상은 제시되는 일 실시예에 제한되지 아니하며, 본 발명의 사상을 이해하는 동일한 사상의 범위 내에서 구성요소의 부가, 변경, 삭제, 추가 등에 의해서 다른 실시예를 쉽게 발명할 수 있을 것이나, 이 또한 본 발명의 사상의 범위 내에 포함된다고 할 것이다.

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템을 전체적으로 나타낸 블록 구성도이다.

[0023] 여기서, 자기 공명 영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging)장치는 핵자기공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)이라는 물리학적 원리를 영상화하기 위해 인체에 무해한 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 이용하는 장치로서, 그 구조는 종래의 단층촬영기기의 구조와 실질적으로 동일하다.

[0024] 주자석(Main Magnet, 1)은 예컨대 사람 신체의 검사될 부분과 같은 물체의 검사 영역 내에서 핵 스핀을 분극화 또는 정렬시키기 위한 일정한 크기의 강자계를 발생시킨다. 핵 스핀 공명 측정을 위해 필요한 주자석의 높은 균질성은 구형 측정 공간(M) 내에서 정해지며, 이러한 측정 공간(M) 내로 사람 신체의 검사될 부분이 들어가게 된다. 이때, 균질성 요구를 만족시키면서 특히 시간 불변적인 작용들을 제거하기 위해서 적합한 지점에 소위 강자성 재료로 이루어진 shim-플레이트(shim plate)가 제공된다. 시간 가변적인 작용들은 shim-전원(shim supply, 15)에 의해 구동되는 shim-코일(2)에 의해 제거된다.

[0025] 주자석(1) 내에 3개의 부분 권선으로 이루어진 원통형 경사 코일 시스템(3)이 삽입된다. 각각의 부분 권선은 증폭기(14)에 의해서 평행 좌표계의 개별 방향으로 선형 경사 필드를 발생시키기 위해 전류를 공급받는다. 여기서, 경사 필드 시스템(3)의 제 1 부분 권선은 x 방향으로 경사(Gx)를 발생시키고, 제 2 부분 권선은 y 방향으로 경사(Gy)를 발생시키며, 제 3 부분 권선은 z 방향으로 경사(Gz)를 발생시킨다. 각각의 증폭기(14)는 디지털-아날로그 컨버터를 가지는데, 상기 디지털-아날로그 컨버터는 정확한 시간에 맞게 경사 펄스를 발생시키기 위

해서 시퀀스 제어 시스템(18)에 의해 제어된다.

- [0026] 경사 펄드 시스템(3) 내에는 고주파 안테나(4)가 제공되며, 이런 고주파 안테나(4)는 핵을 여기시키고 검사될 물체 또는 물체의 검사될 영역에 핵 스핀을 정렬시키기 위해 고주파 전력 증폭기(16)에 의해 방출되는 고주파 펄스를 교번자계(alternating field)로 변환시킨다. 고주파 안테나(4)에 의해서 선회하는 핵 스핀으로부터 방출된 교번자계, 즉 통상적으로 하나 이상의 고주파 펄스 및 하나 이상의 경사 펄스로 이루어진 펄스 시퀀스에 의해 야기되는 핵 스핀 에코 신호가 전압으로 변환되는데, 상기 전압은 증폭기(7)에 의해서 고주파 시스템(22)의 고주파 수신 채널(8)로 공급된다.
- [0027] 또한, 고주파 시스템(22)은 송신 채널(9)을 포함하는데, 이러한 송신 채널(9) 내에서 자기 핵 공명을 여기시키기 위한 고주파 펄스가 발생된다. 이 경우 개별 고주파 펄스는 설치 컴퓨터(20)에 의해 사전 설정되는 펄스 시퀀스에 의해 시퀀스 제어 시스템(18) 내에서 디지털 방식으로 일련의 복소수로서 표시된다. 이러한 숫자 열은 실수부 및 허수부로서 각각의 입력단(12)을 지나 고주파 시스템(22)에 결합된 디지털-아날로그 컨버터로 공급되어서, 상기 디지털-아날로그 컨버터로부터 송신 채널(9)로 공급된다. 이때, 송신 채널(9) 내에서 펄스 시퀀스가 고주파 캐리어 신호로 변조되는데, 고주파 캐리어 신호의 기본 주파수는 측정 공간 내에 있는 핵 스핀의 공명 주파수에 상응한다.
- [0028] 이때, 경사 펄드 시스템(3)과 고주파 시스템(22) 간의 연결에 있어서, 송신 채널(9)에 의한 송신 동작으로부터 고주파 수신 채널(8)에 의한 수신 동작으로의 전환은 송수 전환기(Duplexer, 6)에 의해 이루어진다.
- [0029] 고주파 안테나(4)는 핵 스핀을 여기시키기 위한 고주파 펄스를 측정 공간(M) 내로 방사하고 그 결과 나타나는 에코 신호를 샘플링(sampling)한다. 이에 상응하여 획득되는 핵 공명 신호는 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8) 내에서 위상 감응 방식으로(phase-sensitively) 복호화 되어서, 개별 아날로그-디지털 컨버터에 의해서 측정 신호의 실수부 및 허수부로 변환된다. 영상처리장치(17)는 각각의 출력단(11)을 지나 영상처리장치(17)에 공급된 신호 데이터를 처리하여 하나의 영상으로 재구성시킨다.
- [0030] 측정 데이터, 영상 데이터 및 제어 프로그램의 관리는 설치 컴퓨터(20)에 의해서 이루어지고, 제어 프로그램에 의한 프리 세팅에 의해서 시퀀스 제어 시스템(18)이 소정의 개별 펄스 시퀀스의 생성 및 이에 상응하는 k 공간(k-space)의 샘플링을 제어한다.
- [0031] 이때, 시퀀스 제어 시스템(18)이 정확한 시간에 따른 경사 전환, 정해진 위상 및 진폭을 가진 고주파 펄스의 방출 및 핵공명 신호의 수신을 제어하고, 신호 합성기(synthesizer, 19)는 고주파 시스템(22) 및 시퀀스 제어 시스템(18)을 위한 시간축(time base)을 제공한다. 핵 스핀 영상을 생성하기 위한 적합한 제어 프로그램의 선택 및 생성된 핵 스핀 영상의 하나의 키패드(keypad) 및 하나 이상의 디스플레이를 구비한 단말장치(21)에 의해서 이루어진다.
- [0032] 이하, 도 2 및 도 3을 참고하여 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)을 이용한 자기 공명 영상시스템에 대한 세부 구성을 설명한다.
- [0033] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템은 전류 발생 제어장치(100), 컨버터(200), 및 영상 생성부(300)를 포함하고, 각 구성은 도 2 및 도 3에 도시된 것처럼 구현될 수 있다. 다만, 이들 구성의 구현 예는 도시된 것으로 특별히 제한되는 것은 아니다.
- [0034] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상시스템에 포함되는 전류 발생제어장치를 설명하기 위한 도면이다.
- [0035] 본 발명에서는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용하여 측정대상(T)에 전류(i)를 인가 또는 입력하고, 처리 과정을 거쳐 측정대상(T)의 전도율 분포에 대한 영상을 생성할 수 있다.
- [0036] 전류 발생제어장치(100)는 자기 공명 영상시스템에 사용되기 적합한 전류(i)를 생성할 수 있고, 측정대상(T)에 인가되는 해당 전류(i)를 제어할 수 있다.
- [0037] 적어도 하나 이상의 전극(110)이 측정대상(T) 상에 위치할 수 있고, 각 전극(110)은 와이어(120)로 전류 발생제어장치(100)와 연결될 수 있으며, 전류 발생제어장치(100)는 자기 공명 영상시스템의 일부 구성과 동기화되어 동작할 수 있다.
- [0038] 전류 발생제어장치(100)는 임의의 반복 시간(TR) 내에서 전류가 소정의 시간(TC) 동안 인가되도록 제어할 수 있다. 이때, 소정의 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 후술할 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데

소요되는 시간(t_2)에 의해 결정되는 것이 바람직하다.

- [0039] 또한, 전류 발생제어장치(100)는 용도에 따라 인가되는 전류의 크기, 측정대상(T)에 대하여 전류를 인가하기 시작하는 타이밍 및 전류 인가를 종료하는 타이밍을 제어할 수 있다.
- [0040] 전류 발생제어장치(100)의 구체적인 제어 동작에 대해서는 후술하기로 한다.
- [0041] 도 3은 도 1의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도이다.
- [0042] 컨버터(200)는 자기 공명 영상시스템의 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8)과 연결되는 ADC로 구현되어, 아날로그-디지털 변환을 수행할 수 있다.
- [0043] 특히, 컨버터(200)는 항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession; SSFP)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상(T)에 반복 시간마다 인가된 RF 펄스와 경사 펄스, 및 인가되는 전류(i)에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환을 수행할 수 있다.
- [0044] 여기서, 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스란 반복 시간마다 인가되는 RF 펄스 및 경사 펄스를 포함할 수 있다. 이러한 시퀀스는 연속적으로 이루어지고, 측정대상(T) 내 스핀 자화 성분은 연속적인 시퀀스에 의해 항정상태에 도달할 수 있다.
- [0045] 영상 생성부(300)는 자기 공명 영상시스템의 상술한 컨버터(200)의 출력 데이터를 이용하여 측정대상(T)의 전도율 분포를 정량화하고, 전도율 분포에 대한 영상을 생성할 수 있다.
- [0046] 이하에서는 각 구성의 동작을 보다 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0047] 도 4는 일 예에 따른 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스를 설명하기 위한 도면이다.
- [0048] 전류 발생제어장치(100)는 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 상술한 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 구분되는 별개의 시간(TC) 동안 전류(i)가 인가되도록 제어할 수 있다. 즉, 전류가 인가되는 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1)과 겹쳐지지 않음과 동시에 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과도 겹쳐지지 않는 것이 바람직하다.
- [0049] RF 펄스의 인가와 전류의 인가가 겹쳐지는 시간이 존재하는 경우, RF 펄스가 의도된 대로 역할을 수행할 수 없고, 영상 생성부(300)는 부정확한 영상을 출력하게 된다는 문제점이 있다. 또한, 컨버터(200)의 동작과 전류의 인가가 겹쳐지는 시간이 존재하는 경우, 컨버터(200)가 의도하지 않은 신호까지 아날로그-디지털 변환을 수행하게 된다는 문제점이 있다.
- [0050] 따라서, 전류(i)는 임의의 반복 시간(TR) 내에서 소정의 시간(TC) 동안 측정대상(T)에 인가되는 것이 바람직하고, 이러한 전류 인가 시간(TC)은 전류 발생제어장치(100)에 의해 조절될 수 있다.
- [0051] 구체적으로, 전류 발생제어장치(100)는 도 4의 ①처럼 반복 시간(TR)마다 동일한 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간(TC) 동안 인가되도록 제어할 수 있다.
- [0052] 도 4의 ①에 도시된 것처럼 반복 시간(TR)마다 양(+)의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가되거나, 반복 시간(TR)마다 음(-)의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가될 수 있다.
- [0053] 덧붙여, 도 4의 ①의 경우, 제 1 반복 시간(TR_1) 내 전류가 인가되는 시간(TC)이 RF 펄스에 의한 에코 타임(TE)에 포함되도록 도시되어 있으나, 제 1 반복 시간(TR_1) 내 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 다음 반복 시간인 제 2 반복 시간(TR_2) 내 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 사이에 전류가 인가될 수도 있다.
- [0054] 또한, 전류 발생제어장치(100)는 도 4의 ②처럼 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어할 수 있다.
- [0055] 도 4의 ②에 도시된 것처럼 홀수 번째 반복 시간마다 양(+)의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가되고, 짝수 번째 반복 시간마다 음(-)의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가될 수 있다. 혹은 이와 반대의 순서로 전류가 교차 인가될 수도 있다.
- [0056] 덧붙여, 도 4의 ②의 경우, 제 1 반복 시간(TR_1) 내 전류가 인가되는 시간(TC)이 RF 펄스에 의한 에코 타임(TE)

E)에 포함되도록 도시되어 있으나, 제 1 반복 시간(TR_1) 내 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 다음 반복 시간인 제 2 반복 시간(TR_2) 내 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 사이에 전류가 인가될 수도 있다.

[0057] 한편, 상술한 영상 생성부(300)는 RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 SSFP 신호의 크기 모델을 획득할 수 있다.

[0058] 구체적으로, 전류 발생제어장치(100)가 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간(TC) 동안 교차 인가되도록 제어하는 경우, 영상 생성부(300)는 SSFP 신호의 크기 모델을 획득하기 위하여 블로크(Bloch) 방정식의 행렬연산을 이용하는 과정을 수행할 수 있다. 이때, 일정 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 별개의 시간이다.

[0059] 보다 구체적으로, 전류가 교차 인가되는 경우, 영상 생성부(300)는 다음과 같은 (a) 내지 (i) 과정을 수행할 수 있다.

[0060] (a) 우선, 홀수 번째 RF 펄스 인가 직후 시점에서의 자화양(M_{2n-1}^+)은 각각 x, y, z 축의 성분을 가진 벡터로 표현될 수 있다.

[0061] (b) 경사 펄스 및 바탕자기장에 의한 자화 탈위상은 종축 회전 행렬(R_z)과 (a)에서 표현된 벡터의 곱으로 표현될 수 있다.

[0062] (c) 양(+) 전류에 의한 자화 탈위상은 종축 회전 행렬(R_z)과 (b)의 결과의 곱으로 표현될 수 있다.

[0063] (d) 반복시간(TR) 동안 발생하는 스핀 자화의 T_1 (종축이완시간)/ T_2 (횡축이완시간) 이완현상은 각각 행렬곱과 덧셈으로 표현될 수 있고, 다음 RF 펄스가 인가되기 직전의 시점에서의 자화양(M_{2n}^-)이 계산될 수 있다.

[0064] 상술한 (a) 내지 (d) 과정은 아래 수학적 식 1처럼 나타낼 수 있다. 여기서, $A = \text{diag}[E_2, E_2, E_1]$, $E_{1,2} = e^{-TR/T_{1,2}}$, $B = [0, 0, (1 - E_1)M_0]^T$, M_0 : 평형상태에서의 자화양이다.

수학적 식 1

[0065]
$$M_{2n}^- = AR_z(\phi_b + \phi_g + \phi_c)M_{2n-1}^+ + B$$

[0066] (e) 다음으로, 짝수 번째 RF 펄스 인가에 따른 영향은 횡축회전행렬 ($R_x(\alpha)$)과 (d)의 결과의 곱으로 수학적 식 2처럼 표현될 수 있고, α 는 숙임각을 나타낸다.

수학적 식 2

[0067]
$$M_{2n}^+ = R_x(\alpha)M_{2n}^-$$

[0068] (f) (b) 내지 (e) 과정이 반복되되, (d)에서 양(+) 전류 대신 음(-) 전류에 의한 자화 탈위상을 고려하여, 홀수 번째 RF 펄스 인가 직후에서의 자화양 (M_{2n+1}^+)이 수학적 식 3처럼 계산될 수 있다.

수학식 3

$$\begin{aligned} \mathbf{M}_{2n+1}^- &= \mathbf{A}\mathbf{R}_z(\phi_b + \phi_g - \phi_c)\mathbf{M}_{2n}^+ + \mathbf{B} \\ \mathbf{M}_{2n+1}^+ &= \mathbf{R}_x(\alpha)\mathbf{M}_{2n+1}^- \end{aligned}$$

[0069]

[0070]

(g) (a)와 (f)의 결과를 동등화시키는 과정을 거친 후, 행렬 역연산 및 모든 스핀 자화에 대한 적분이 수행될 수 있다. 홀수 번째 반복시간에 RF 펄스 직후의 자화량은 수학식 4처럼 나타낼 수 있다.

수학식 4

$$\mathbf{M}_{ss1}^+ = [\mathbf{I} - \mathbf{X}\mathbf{A}\mathbf{Z}^-\mathbf{X}\mathbf{A}\mathbf{Z}^+]^{-1}\mathbf{X}(\mathbf{A}\mathbf{Z}^-\mathbf{X} + \mathbf{I})\mathbf{B}$$

[0071]

[0072]

where $\mathbf{X} = \mathbf{R}_x(\alpha)$, $\mathbf{Z}^+ = \mathbf{R}_z(\phi_b + \phi_g + \phi_c)$, and $\mathbf{Z}^- = \mathbf{R}_z(\phi_b + \phi_g - \phi_c)$

[0073]

위의 과정으로부터 다음과 같이 홀수 번째 반복시간에 RF 펄스 직후의 자화량은 수학식 5처럼 나타낼 수 있다.

수학식 5

$$\begin{aligned} M_{ss1}^{xy}(0^+) &= \frac{M_0(1 - E_1)\sin\alpha}{D} \\ &(A_1e^{-j2(\phi_b+\phi_g)} + A_2e^{-j2\phi_c} + A_3e^{j(\phi_b+\phi_g-\phi_c)} + A_4e^{-j(\phi_b+\phi_g-\phi_c)} + A_5e^{-j(\phi_b+\phi_g+\phi_c)} + A_6) \end{aligned}$$

[0074]

$$\begin{aligned} D &= E_2^2(1 - E_1^2) ((\cos\alpha + 1)^2 \cos 2\phi_g + (\cos\alpha - 1)^2 \cos 2\phi_c) \\ &+ 2E_1E_2(1 - E_2^2)(\cos 2\alpha - 1) \cos \phi_g \cos \phi_c \\ &+ 2(E_1 \cos \alpha + 1)(E_1 \cos \alpha - 1) + 2E_2^4(E_1 + \cos \alpha)(E_1 - \cos \alpha), \\ A_1 &= E_2^2(1 + E_1)(1 + \cos \alpha), \\ A_2 &= E_2^2(1 - E_1)(1 - \cos \alpha), \\ A_3 &= -E_2(1 + E_1)(1 + \cos \alpha), \\ A_4 &= E_2(1 - E_1)(1 - \cos \alpha), \\ A_5 &= 2E_2^3(E_1 + \cos \alpha), \\ A_6 &= -2(1 + E_1 \cos \alpha). \end{aligned}$$

[0075]

[0076]

(h) 또한, 위와 같은 과정을 통해 짝수 번째 반복시간에 RF 펄스 직후의 자화량은 수학식 6처럼 나타낼 수 있다.

수학식 6

$$M_{ss2}^{xy}(0^+) = \frac{M_0(1 - E_1) \sin \alpha}{D} \cdot (A_1 e^{-j2(\phi_b + \phi_g)} + A_2 e^{j2\phi_c} + A_3 e^{j(\phi_b + \phi_g + \phi_c)} + A_4 e^{-j(\phi_b + \phi_g + \phi_c)} + A_5 e^{-j(\phi_b + \phi_g - \phi_c)} + A_6)$$

[0077]

[0078]

(i) 결과적으로, 교차 인가되는 전류에 의한 SSFP 신호의 크기 모델은 (g)와 (h) 과정에서 도출된 각 자화량을 2π 주기로 적분하여 획득할 수 있다.

[0079]

SSFP 영상 기법 중 하나인 SSFP-FID 방식으로 신호를 획득하는 경우, 두 개의 항정 상태에 해당하는 신호는 아래 수학식 7처럼 나타낼 수 있다.

수학식 7

$$S_{FID,ss1} = \eta e^{j(\kappa\phi_b + \phi_c)} \cdot \int_{-\pi}^{\pi} M_{xy,ss1}^+(\phi'_g) d\phi'_g$$

$$S_{FID,ss2} = \eta e^{j(\kappa\phi_b - \phi_c)} \cdot \int_{-\pi}^{\pi} M_{xy,ss2}^+(\phi'_g) d\phi'_g$$

[0080]

[0081]

여기서, η 는 RF 펄스와 TE 시간 사이에 조직(측정대상)이 겪는 이완현상에 의한 신호 변조를 나타내고, $\phi'_g (= \phi_g + \phi_b)$ 이다.

[0082]

또한, 영상 생성부(300)는 상술한 것과 같은 SSFP 신호의 크기 모델을 기초로, 인가되는 전류에 의한 유도 자속 밀도(Induced Magnetic Flux Density) 정보를 추출할 수 있다.

[0083]

구체적으로, 전류 발생제어장치(100)가 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간(TC) 동안 교차 인가되도록 제어하는 경우, 영상 생성부(300)는 유도 자속 밀도 정보를 추출하기 위하여 SSFP 신호의 크기 모델과, 양의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 1 신호와 음의 극성을 가진 전류 인가시 획득된 제 2 신호의 비율 간의 차이를 최소화시키는 과정을 수행할 수 있다. 이때, 일정 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 컨버터(200)가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 별개의 시간이다.

[0084]

보다 구체적으로, 전류가 교차 인가되는 경우, 영상 생성부(300)는 다음과 같은 일련의 과정을 수행하여, 획득된 영상신호로부터 전류에 의해 형성되는 유도 자속 밀도 정보를 추출할 수 있다.

[0085]

(a) 우선, 양(+) 전류와 음(-) 전류에 각각 대응하는 획득 영상신호 (y_{odd} , y_{even})간의 비를 수학식 8처럼 계산하여 바탕자기장 (background magnetic field) 신호를 제거할 수 있다.

수학식 8

$$f(\phi_c) = y_r \text{ with } y_r = \frac{y_{odd}}{y_{even}}.$$

[0086]

[0087]

여기서, $f(\phi_c)$ 는 위에서 정의한 두 항정 상태 신호 모델의 비를 의미한다.

[0088]

(b) 두 항정 상태 신호 모델의 비와 획득신호 간의 비 간의 차이가 최소화되도록 하는 ϕ_c 의 값을 찾는 최적화 문제가 수학식 9에 의해 정의될 수 있다.

수학식 9

$$\arg \min_{\phi_c} |f(\phi_c) - y_r|^2$$

(c) 다음으로, (b)에서 도출된 해의 정규화 (regularization)를 위해 총분산 (TV; total variation) 등과 같은 여러 제약조건이 추가될 수 있고, 여러 형태의 다른 최적화 문제가 정의될 수 있다.

일 예로, 총분산과 (b)에서 도출된 해의 에너지에 대한 제약조건 추가를 통해, 다음 수학식 10과 같은 최적화 문제가 정의될 수 있다.

수학식 10

$$\begin{aligned} & \min \|\Phi_c\|_2^2 + \lambda \text{TV}(\Phi_c) \\ & \text{s.t. } \|f(\Phi_c) - y_r\|_2 < \epsilon \\ & \text{with} \\ & f: \Phi_c \mapsto \begin{bmatrix} f(\phi_c(1)) \\ f(\phi_c(2)) \\ \dots \\ \dots \\ f(\phi_c(N_v)) \end{bmatrix}, \Phi_c = \begin{bmatrix} \phi_c(1) \\ \phi_c(2) \\ \dots \\ \dots \\ \phi_c(N_v) \end{bmatrix}, y_r = \begin{bmatrix} y_r(1) \\ y_r(2) \\ \dots \\ \dots \\ y_r(N_v) \end{bmatrix} \end{aligned}$$

(d) 이와 같이 정의된 최적화 문제의 해는 경사하강법 (gradient descent method) 등의 여러 수학적 기법을 사용하여 산출될 수 있다.

(e) 결과적으로, 이러한 최적화 문제를 통해 산출된 $\hat{\phi}_c(\mathbf{r})$ ($\mathbf{r}$: pixel position)로부터 유도 자속 밀도 (B_z)가 수학식 11처럼 계산될 수 있다.

수학식 11

$$B_z(\mathbf{r}) = \frac{\hat{\phi}_c(\mathbf{r})}{\gamma T_c}.$$

나아가, 도 5 및 도 6은 인가되는 전류의 극성을 제어함에 따른 효과를 나타내는 도면이다. 이미 상술한 도 4에 대한 설명을 참고한다.

도 4의 ①에 도시된 것처럼 반복 시간(TR)마다 동일한 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가될 수 있다.

도 5의 ①에 도시된 그래프의 y축을 참고하면 양(+)의 극성을 가진 5mA의 전류가 주기적으로 인가되고 있는 것을 확인할 수 있고, 인가되는 전류가 없는 시간 동안 RF 펄스가 인가되고 컨버터(200)가 변환을 수행할 수 있다.

상기 그래프에서 점선으로 표시되는 것은 충전 전류를 나타낸다. 충전 전류란 측정대상(T)과 그 측정대상(T)상에 위치한 전극(110) 간 전기화학적 반응으로 인해 발생하는 추가적인 전류를 의미한다.

반복 시간(TR)마다 동일한 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가되는 경우, 시간이 흐름에 따라 충전 전

류의 크기가 점차적으로 증가하는 것을 확인할 수 있다. 이렇게 누적된 충전 전류에 의해 SSFP 영상 내에 인공물이 만들어질 수 있는데, 의도한 전류 이외의 충전 전류에 의해 획득된 데이터까지 컨버터(200)에 의한 변환이 수행될 수 있고, 반복 시간(TR)마다 새로운 탈위상 스핀 자화 경로의 발생이 증대될 수 있기 때문이다.

[0101] 도 6의 ①을 참고하면, 매그니튜드 및 위상에 따른 SSFP 영상을 확인할 수 있고, 생성된 영상 내에 인공물이 나타나는 것을 확인할 수 있다.

[0102] 따라서, 영상에 악영향을 미칠 수 있는 충전 전류를 감소시킬 필요성이 있다.

[0103] 이를 위하여, 도 4의 ②에 도시된 것처럼 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 교차 인가될 수 있다.

[0104] 도 5의 ②에 도시된 그래프의 y축을 참고하면 양(+)의 극성을 가진 5mA의 전류와 음(-)의 극성을 가진 5mA의 전류가 주기적으로 번갈아 가면서 교차 인가되고 있는 것을 확인할 수 있고, 인가되는 전류가 없는 시간 동안 RF 펄스가 인가되고 컨버터(200)가 변환을 수행할 수 있다.

[0105] 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 일정 시간(TC) 동안 인가되는 경우, 충전 전류는 일정 수준 이상으로 증가하지 않고 일정 범위 내 크기를 유지하는 것을 확인할 수 있다. 이러한 방식을 통해 인공물이 없는 SSFP 영상이 생성될 수 있는데, 충전 전류에 의한 영향이 최소화될 수 있고, 반복 시간(TR)마다 새로운 탈위상 스핀자화 경로의 발생이 억제될 수 있기 때문이다.

[0106] 도 6의 ②를 참고하면, 매그니튜드 및 위상에 따른 SSFP 영상을 확인할 수 있고, 생성된 영상 내에 인공물이 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다.

[0107] 이와 같이 본 발명에서는 인가되는 전류를 효율적으로 제어함으로써, 충전 전류의 영향을 최소화시킬 수 있고, 인공물 없이 인가대상(T)의 전도율 분포에 대한 영상을 고화질로 생성할 수 있다.

[0108] 추가적으로, 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 전기 임피던스 영상기술을 이용한 자기 공명 영상시스템은 위에서 설명한 구성 외에 정보 분석장치(미도시)를 더 포함한다.

[0109] 정보 분석장치는 자기 공명 영상 시스템 내 일부 구성과 연결되어, SSFP 신호의 크기 모델을 기초로 추출된 유도 자속 밀도 정보에 대한 신호 대 잡음비(SNR)를 아래 수학적식 12로부터 예측할 수 있다.

[0110] 여기서, σ_{B_z} , SSFP는 유도 자속 밀도 정보의 표준편차이고, γ 는 자이로 자기 계수(gyromagnetic ratio)이고, T_c 는 전류 인가시간이고, Γ_M 은 신호 강도 영상의 신호 대 잡음비이며, $h'(\phi_c)$ 는 유도 자속 밀도 정보와 획득 영상의 위상 간 관계 함수의 미분치를 의미한다.

수학적식 12

$$\sigma_{B_z, SSFP} = \frac{1}{\sqrt{2}\gamma T_c \gamma_M h'(\phi_c)}$$

[0111]

[0112] 이처럼 자기 공명 전기 임피던스 영상기술에 대해 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스를 적용시킨 경우에도 정보 분석장치를 통해 신호 대 잡음비에 대한 예측이 가능해지고, 사용자에게 편의성을 제공해줄 수 있다.

[0113] 한편, 본 발명에서 제안하는 자기 공명 전기 임피던스 영상기술(MREIT)을 이용한 전도율 분포 영상 생성방법에 대하여 도 7을 참고하여 후술하기로 한다.

[0114] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법을 설명하기 위한 순서도이고, 전도율 분포 영상 생성방법을 위해 상술한 자기 공명 영상시스템이 사용될 수 있다.

[0115] 우선, 자기 공명 영상시스템은 항정 상태 자유 세차운동(Steady State Free Precession)을 위한 시퀀스에 따라 측정대상(T)에 반복 시간(TR)마다 RF 펄스와 경사 펄스를 인가할 수 있다(S410).

[0116] 또한, 자기 공명 영상시스템은 측정대상(T)에 인가되는 전류(i)를 제어하되, 임의의 반복 시간(TR) 내에서 전류

(i)가 소정의 시간(TC) 동안 인가되도록 제어할 수 있다(S420). 이때, 소정의 시간(TC)은 RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 자기 공명 영상시스템 내 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)에 의해 결정되는 것이 바람직하다.

[0117] 구체적으로, 자기 공명 영상시스템은, RF 펄스가 인가되는 시간(t_1) 및 컨버터가 변환 동작을 수행하는데 소요되는 시간(t_2)과 구분되는 별개의 시간 동안 전류(i)가 인가되도록 제어할 수 있다.

[0118] 일 예에 따르면, 자기 공명 영상시스템은 제어하는 단계(S420)를 통해, 반복 시간(TR)마다 동일한 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간 동안 인가되도록 제어할 수 있다.

[0119] 다른 예에 따르면, 자기 공명 영상시스템은 제어하는 단계(S420)를 통해, 반복 시간(TR)마다 반대의 극성을 가진 전류가 반복 시간(TR) 내 일정 시간 동안 교차 인가되도록 제어할 수 있다. 이와 같은 제어를 통해 충전 전류 발생을 최소화하고 결과적으로 영상 내 인공물을 제거할 수 있다.

[0120] 이어서, RF 펄스와 경사 펄스, 및 전류(i)에 의해 획득된 데이터에 대해 아날로그-디지털 변환이 수행된다(S430).

[0121] 다음으로, 자기 공명 영상시스템은 변환을 수행하는 단계(S430)의 출력 데이터를 이용하여 측정대상(T)의 전도율 분포에 대한 영상을 생성할 수 있다(S440).

[0122] 구체적으로, RF 펄스를 인가하기 직전의 자화양 및 RF 펄스를 인가한 직후의 자화양을 이용하여 영상의 각 픽셀이 가진 크기 및 위상 정보를 나타내는 SSFP 신호의 크기 모델이 획득될 수 있다.

[0123] 이렇게 획득된 SSFP 신호의 크기 모델을 기초로, 인가되는 전류(i)에 의한 유도 자속 밀도 정보가 추출될 수 있다.

[0124] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 전도율 분포 영상 생성방법의 경우 항정 상태 자유 세차운동을 위한 시퀀스를 적용시킴으로써, 획기적으로 빠른 속도로 전도율 분포에 대한 고해상도 영상을 생성할 수 있고, 인가되는 전류에 대한 영상의 위상 민감도를 증가시켜 인가해야 하는 전류의 양을 감소시킬 수 있다.

[0125] 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.

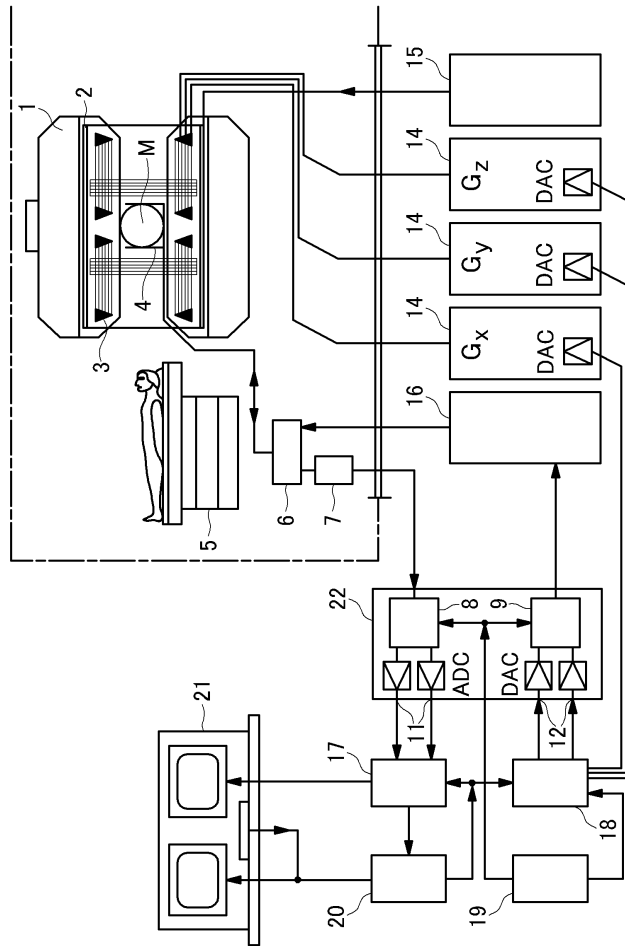
[0126] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

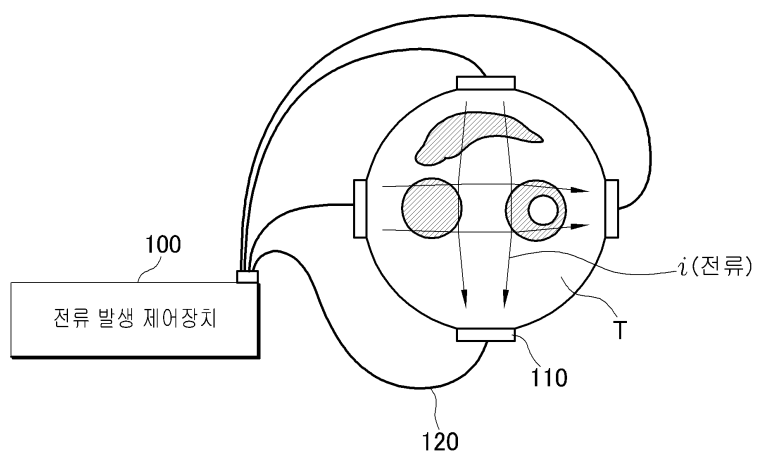
[0127] 8: 고주파 수신 채널 9: 전송 채널
11: 출력단 12: 입력단
17: 영상처리장치 18: 시퀀스 제어 시스템
19: 신호 합성기 20: 설치 컴퓨터
21: 단말장치 22: 고주파 시스템
100: 전류 발생제어장치 200: 컨버터
300: 영상 생성부

도면

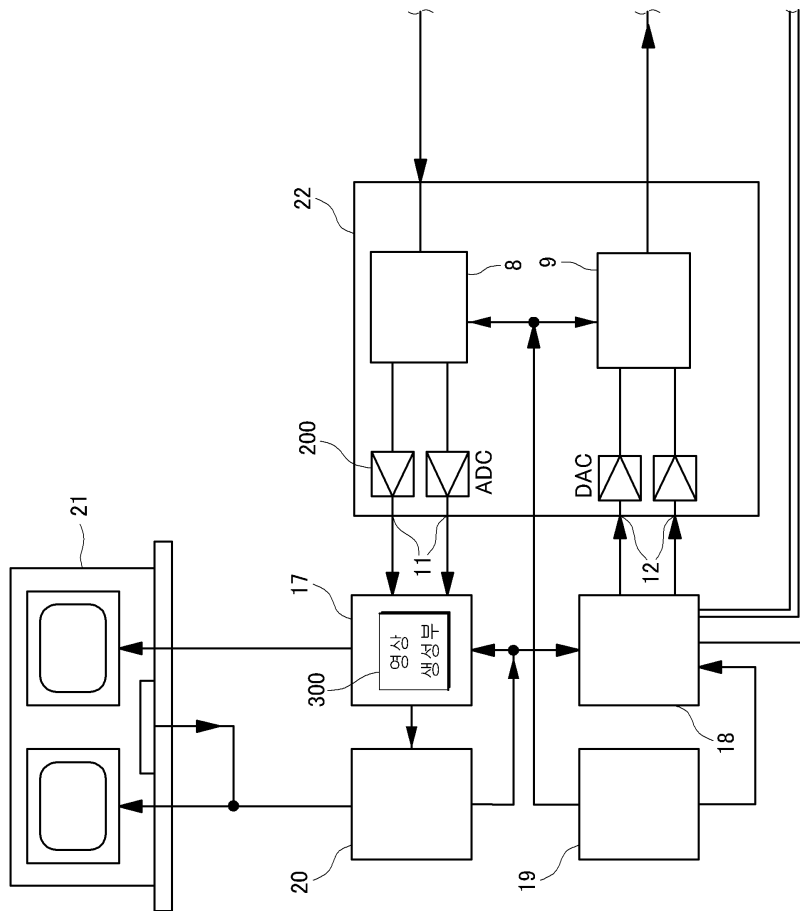
도면1



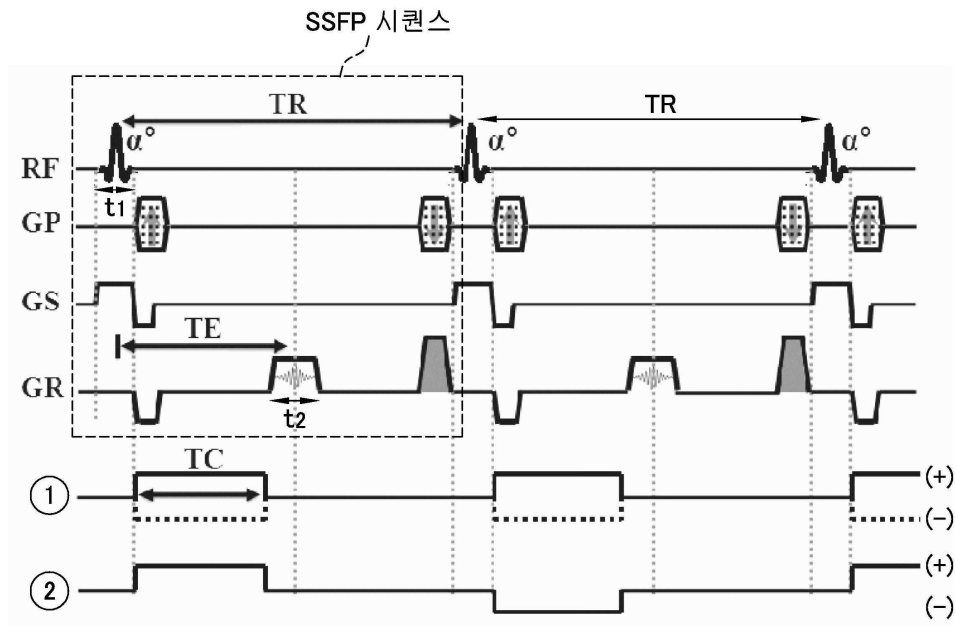
도면2



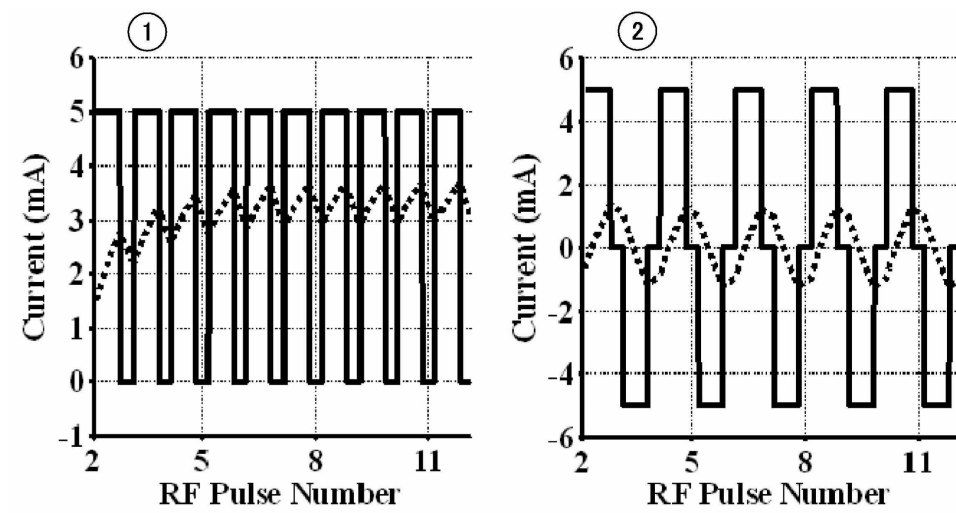
도면3



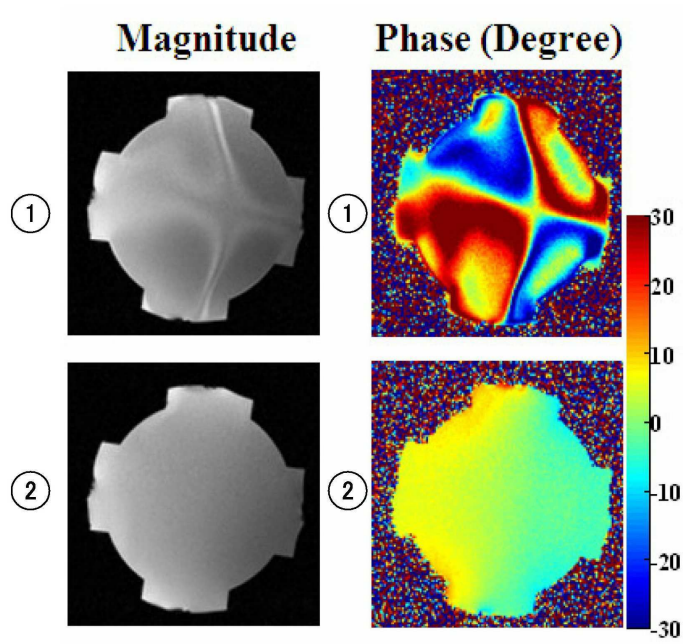
도면4



도면5



도면6



도면7

