

특허청구의 범위

청구항 1

자기공명영상 장치에 있어서,

백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부;

상기 생체에서 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부;

상기 RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및

상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고,

상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 상기 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된 것인

자기공명영상 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 종축 자화 준비를 하는 자화 준비부를 더 포함하는 자기공명영상 장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서, 상기 영상 생성부는,

상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 영상 재구성부 및

상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 회질 영상을 생성하는 영상 결합부를 포함하는 자기공명영상 장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서, 상기 영상신호 수신부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치하되,

상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치되는 자기공명영상 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서, 상기 제 1 최종 영상신호는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함하는 자기공명영상 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서, 상기 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정하는 자기공명영상 장치.

청구항 7

제 5 항에 있어서, 상기 회절 영상신호의 강도가 미리 설정된 값 이상이 되도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임 각(flip angle)을 설정하는 자기공명영상 장치.

청구항 8

자기공명영상 획득방법에 있어서,

- (a) 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 단계;
 - (b) 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 상기 생체에서 자화를 여기시키는 단계;
 - (c) 상기 RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득하는 단계;
 - (d) 상기 (a) 단계 내지 (c) 단계를 1회 이상 수행하여 상기 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성하는 단계; 및
 - (e) 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회절 영상을 획득하는 단계
- 를 포함하는 자기공명영상 획득방법.

청구항 9

제 8 항에 있어서, 상기 (a) 단계에서 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 상기 생체에 대한 종축 자화 준비를 하는 단계를 더 포함하는 자기공명영상 획득방법.

청구항 10

제 8 항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치되는 자기공명영상 획득방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치되는 자기공명영상 획득방법.

청구항 12

제 8 항에 있어서, 상기 (e) 단계는,

상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 단계; 및

상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 회절 영상을 생성하는 단계를 포함하는 자기공명영상 획득방법.

명세서

기술 분야

[0001] 본 발명은 자기공명영상 장치 및 이러한 자기공명영상 장치를 이용하여 자기공명영상을 획득하는 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 선택적 회질 영상을 획득할 수 있는 자기공명영상 장치 및 자기공명영상 획득방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 최근 자기공명영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging) 장치를 이용하여 인체에 대한 횡축 방향, 세로축 방향, 사선 방향 등의 영상을 획득하고, 이러한 영상을 통해 피검사자의 상태를 검사 및 진단하는 경우가 늘어나고 있다.
- [0003] 보다 정확한 진단을 위하여 높은 해상도와 대조도를 갖는 영상 획득 기법에 대한 연구가 진행 중에 있고, 특히 자기공명영상 장치에서 획득되는 최종 영상 내에 관심있는 정보와 관련된 영상 예를 들어, 회질 정보만이 선택적으로 표시되도록 처리하는 기법에 대한 연구가 진행 중에 있다.
- [0004] 이러한 회질 영상을 선택적으로 획득하는 기법 중에 이중반전회복(Double Inversion Recovery) 기법이 있는데, 도 1을 참고하여 이 기법에 대하여 설명한다.
- [0005] 도 1은 자기공명영상 장치에 적용된 이중반전회복 기술에 따라 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.
- [0006] 이중반전회복 기법은 데이터 획득을 위한 펄스열 이전에 두 개의 반전펄스를 각각 인가시킨다. 첫 번째 반전 펄스를 인가하여 뇌척수액의 신호가 억제되도록 중축 자화 준비를 하면 긴 반전시간이 필요하게 되고, 두 번째 반전 펄스를 인가하여 백질의 신호가 억제되도록 중축 자화 준비를 하면 짧은 반전시간이 필요하게 된다. 이러한 두 개의 반전펄스를 매 펄스열의 반복 시마다 인가하고, 회질 신호만이 데이터 획득 기간에 잔류하도록 하여 회질 영상을 선택적으로 획득하게 된다.
- [0007] 이러한 기법에 대하여 소개한 논문은 다음과 같다. Pouwels P. et al., "Human Gray Matter: Feasibility of Singel-Slab 3D Double Inversion-Recovery High-Spatial-Resolution MR Imaging", Radiology, 2006; 241:873-879.
- [0008] 다만, 이중반전회복 기법은 두 개의 반전펄스 및 각각 길고 짧은 반전시간을 사용하기 때문에 매우 긴 영상 획득 시간이 필요하다는 문제점과, 최종 영상 복원을 위한 데이터 획득 기간에 잔류하는 회질 신호의 크기가 감소함에 따라 획득한 회질 영상의 신호대잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)가 낮아진다는 문제점이 있었다. 이러한 문제점으로 인해 기존 이중반전회복 기법으로는 고해상도 영상 특히, 회질 영상을 고속으로 획득하는 데에 어려움이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 백질 영상신호를 억제하기 위한 하나의 반전 펄스만을 인가하고, 짧은 반전시간만을 필요로 함에 따라 영상 획득에 걸리는 시간을 단축하면서 높은 SNR을 가지는 뇌 회질 영상을 선택적으로 고속 획득하는 자기공명영상 장치를 제공하는 데에 그 목적이 있다.
- [0010] 또한 본 발명은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 본 발명의 일부 실시예는 영상의 인코딩을 위한 두 개의 연속적인 예코열로부터 각각 획득한 영상신호를 독립적으로 처리하여 높은 SNR을 가지는 고해상도 뇌 회질 영상을 선택적으로 획득하는 자기공명영상 장치를 제공하는 데에 다른 목적이 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서, 본 발명의 제 1 측면 (일 실시예)에 따른 자기공명영상 장치는, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부; 상기 생체에서 자화를 여기시키도록 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부; 상기 RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부; 및 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부를 포함하고, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 상기 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된 것이다.
- [0012] 특히, 상기 영상신호 수신부는 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 제 1 K 공간과 제 2 K 공간에 독립적으로 재배치되되, 상기 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치될 수 있다.
- [0013] 특히, 상기 제 1 최종 영상신호는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하고, 상기 제 2 최종 영상신호는 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함할 수 있다.
- [0014] 이때, 상기 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정할 수 있다.
- [0015] 이때, 상기 회질 영상신호의 강도가 미리 설정된 값 이상이 되도록 상기 RF 재초점 펄스열의 숙임각(flip angle)을 설정할 수 있다.
- [0016] 또한, 본 발명의 제 2 측면(다른 실시예)에 따른 자기공명영상 획득방법은, (a) 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 단계; (b) 상기 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 상기 생체에서 자화를 여기시키는 단계; (c) 상기 RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 및 제 2 영상신호를 획득하는 단계; (d) 상기 (a) 단계 내지 (c) 단계를 1회 이상 수행하여 상기 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 형성하는 단계; 및 (e) 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 획득하는 단계를 포함한다.
- [0017] 이때, 상기 (a) 단계에서 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 상기 생체에 대한 종축 자화 준비를 하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0018] 특히, 상기 (e) 단계는, 상기 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 단계; 및 상기 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 상기 회질 영상을 생성하는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0019] 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에 따른 자기공명영상 장치 및 이를 이용하여 영상을 획득하는 방법은, 백질 영상신호 억제를 위한 반전펄스만을 인가함에 따라 긴 반전시간의 필요성을 원천적으로 제거하여 기존의 선택적 회질 영상 획득 기법에 비하여 총 영상시간을 획기적으로 단축시키는 동시에 높은 신호강도를 가지는 고해상도 회질 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다.
- [0020] 또한, 전술한 본 발명의 과제 해결 수단에 의하면, 본 발명에 따른 자기공명영상 장치 및 이를 이용하여 영상을 획득하는 방법은, 인가한 반전펄스에 의한 짧은 반전시간 이후에 인가하는 RF 여기 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호를 두 개의 연속적인 에코열로부터 각각 획득해 독립 처리함으로써, 신호대잡음비 손실을 최소화하여 보다 고속으로 고해상도를 갖는 선택적 회질 영상을 획득할 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1은 자기공명영상 장치에 적용된 이중반전회복 기술에 따라 선택적 회질 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면,
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록 구성도,

도 3은 도 2의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도,

도 4 및 도 5는 RF 제조점 펄스열의 속임각 설정에 대하여 설명하기 위한 도면,

도 6은 도 3의 영상신호 수신부가 획득한 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 독립된 K 공간에 재배치하는 기법에 대하여 설명하기 위한 도면,

도 7은 도 3의 영상 생성부를 구체적으로 나타낸 블록 구성도,

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하여 획득한 선택적 회절 영상을 나타내는 도면,

도 9는 자화 준비 여부에 따른 에코 신호 크기 변화 정도를 나타내는 도면,

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 의해 선택적 회절 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면,

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도,

도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도,

도 13은 도 12에서 S1260 단계를 구체적으로 설명하기 위한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 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.
- [0023] 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.
- [0024] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 전체적으로 나타낸 블록 구성도이다. 여기서, 자기공명영상(MRI, Magnetic Resonance Imaging) 장치는 핵자기공명(NMR, Nuclear Magnetic Resonance)이라는 물리적 원리를 영상화하기 위해 인체에 무해한 자기장과 비전리 방사선(라디오 고주파)을 이용하는 장치로서, 그 구조는 종래의 단층촬영기기의 구조와 실질적으로 동일하다.
- [0025] 주자석(Main Magnet, 1)은 예컨대 사람 신체의 검사될 부분과 같은 물체의 검사 영역 내에서 핵스핀을 분극화 또는 정렬시키기 위한 일정한 크기의 강자계를 발생시킨다. 핵스핀 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.
- [0026] 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(G_x)를 발생시키고, 제 2 부분 권선은 y 방향으로 경사(G_y)를 발생시키며, 제 3 부분 권선은 z 방향으로 경사(G_z)를 발생시킨다. 각각의 증폭기(14)는 디지털-아날로그 컨버터를 가지는데, 상기 디지털-아날로그 컨버터는 정확한 시간에 맞게 경사 펄스를 발생시키기 위해서 시퀀스 제어 시스템(18)에 의해 제어된다.
- [0027] 경사 필드 시스템(3) 내에는 고주파 안테나(4)가 제공되며, 이런 고주파 안테나(4)는 핵을 여기시키고 검사될 물체 또는 물체의 검사될 영역에 핵스핀을 정렬시키기 위해 고주파 전력 증폭기(16)에 의해 방출되는 고주파 펄스를 교번자계(alternating field)로 변환시킨다. 고주파 안테나(4)에 의해서 선회하는 핵스핀으로부터 방출된 교번자계, 즉 통상적으로 하나 이상의 고주파 펄스 및 하나 이상의 경사 펄스로 이루어진 펄스 시퀀스에 의해 야기되는 핵스핀 에코 신호가 전압으로 변환되는데, 상기 전압은 증폭기(7)에 의해서 고주파 시스템(22)의 고주파 수신 채널(8)로 공급된다.

- [0028] 또한, 고주파 시스템(22)은 송신 채널(9)을 포함하는데, 이러한 송신 채널(9) 내에서 자기핵 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 핵스핀의 공명 주파수에 상응한다.
- [0029] 이때, 경사 필드 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.
- [0030] 고주파 안테나(4)는 핵스핀을 여기시키기 위한 고주파 펄스를 측정 공간(M) 내로 방사하고 그 결과 나타나는 에코 신호를 샘플링(sampling)한다. 이에 상응하여 획득되는 핵공명 신호는 고주파 시스템(22)의 수신 채널(8) 내에서 위상 감응 방식으로(phase-sensitively) 복호화되어서, 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.
- [0031] 측정 데이터, 영상 데이터 및 제어 프로그램의 관리는 설치 컴퓨터(20)에 의해서 이루어지고, 제어 프로그램에 의한 프리세팅에 의해서 시퀀스 제어 시스템(18)이 소정의 개별 펄스 시퀀스의 생성 및 이에 상응하는 K 공간의 샘플링을 제어한다.
- [0032] 이때, 시퀀스 제어 시스템(18)이 정확한 시간에 따른 경사 전환, 정해진 위상 및 진폭을 가진 고주파 펄스의 방출 및 핵공명 신호의 수신을 제어하고, 음향 합성기(synthesizer, 19)는 고주파 시스템(22) 및 시퀀스 제어 시스템(18)을 위한 시간축(time base)을 제공한다. 핵스핀 영상을 생성하기 위한 적합한 제어 프로그램의 선택 및 생성된 핵스핀 영상의 하나의 키패드(keypad) 및 하나 이상의 디스플레이를 구비한 단말장치(21)에 의해서 이루어진다.
- [0033] 이하, 도 3을 참고하여 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 대한 세부 구성을 설명한다. 도 3은 도 2의 일부 구성을 확대하여 나타낸 블록 구성도이다.
- [0034] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치는, 백질 영상신호를 억제시키도록 생체에 대하여 반전펄스를 인가하는 반전펄스 생성부(100); 생체에서 자화를 여기시키도록 반전펄스에 의한 반전시간(TI, Inverse Time) 이후에 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하는 여기펄스 생성부(200); RF 여기 펄스 인가 이후에 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 제1 및 제 2 최종 영상신호를 각각 획득하는 영상신호 수신부(300); 및 그 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 회질 영상을 생성하는 영상 생성부(400)를 포함한다.
- [0035] 반전펄스 생성부(100)는 생체에 대하여 인가할 180도 반전펄스를 생성하는데, 이 반전펄스는 인가된 생체영역 내 자화성분이 양(+)에서 음(-)의 부호를 갖도록 작용한다. 반전펄스 이후 반전시간 동안 생체 내 조직이 T1 이완 현상에 따라 음에서 양으로 자화회복하는 성질을 이용하여 백질 신호가 선택적으로 억제된 상태의 최종 영상을 획득할 수 있고, 반전펄스 생성부(100)는 도 3에 도시된 것처럼 고주파 시스템(22) 내 송신 채널(9)에 배치되거나 결합될 수 있다.
- [0036] 여기펄스 생성부(200)는 상술한 반전펄스 생성부(100)에 의해 반전펄스가 인가된 영역에 대하여 인가할 RF 여기 펄스를 생성하여 생체 내 자화를 여기시키고 인코딩할 영상신호를 얻을 수 있도록 반전펄스에 의한 반전시간 이후에 RF 여기 펄스를 인가한다. 여기펄스 생성부(200)도 상술한 반전펄스 생성부(100)와 마찬가지로 고주파 시스템(22) 내 송신 채널(9)에 배치되거나 결합될 수 있다.
- [0037] 영상신호 수신부(300)는 RF 여기 펄스 이후에 복수의 재초점 펄스를 인가함에 따라 생성되는 제1 및 제 2 최종 영상신호를 획득하는데, 회질 영상과 관련된 정보를 갖는 회질 영상신호와 제 1 뇌척수액 영상신호를 포함하는 제 1 최종 영상신호는 제 1 에코열로부터, 그리고 제 2 뇌척수액 영상신호를 포함하는 제 2 최종 영상신호는 제 2 에코열로부터 각각 획득하여 독립적으로 인코딩한다.
- [0038] 여기서, 제 1 및 제 2 에코열은 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내에 존재하는 연속적인 펄스열을 의미하고, 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 1회 이상 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 획득된 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 형성된다. 덧붙여, 영상신호 수신부(300)는 도 3에 도시된 것처럼 고주파 시스템(22) 내 고주파

수신 채널(8)에 배치되거나 결합될 수 있다.

- [0039] 이때, 후술할 영상 생성부(400)에서 고해상도 회질 영상을 선택적으로 생성하기 위해서 RF 재초점 펄스열의 숙임각에 대하여 신중하게 설정 또는 설계해야 하는데, 도 4 및 도 5를 참고하여 설명한다. 도 4 및 도 5는 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.
- [0040] 숙임각(Flip Angle)이란 에너지가 낮은 상향(Parallel)으로 향하던 종자화가 에너지를 흡수하여 에너지가 높은 하향(Antiparallel, 스핀 방향성 중 여기상태)으로 바뀌는 각도를 의미한다.
- [0041] 기존의 이중반전회복 기법에서 뇌척수액 영상신호를 억제시키도록 인가하는 반전 펄스 및 긴 반전시간을 제거하는 대신에 본 발명은 제 1 최종 영상신호에 포함된 제 1 뇌척수액 영상신호와 제 2 최종 영상신호에 포함된 제 2 뇌척수액 영상신호를 이용하여 뇌척수액 영상신호를 억제시키면서 선택적으로 회질 영상을 획득하므로, 제 1 및 제 2 뇌척수액 영상신호가 실질적으로 동일하거나 유사한 강도를 가지면서 제 1 최종 영상신호에 포함된 회질 영상신호의 강도는 최대로 하여야 잡음 증폭을 최소화할 수 있고, 고해상도의 인공물(artifacts) 없는 최종 영상을 획득할 수 있다.
- [0042] 따라서, 제 1 뇌척수액 영상신호의 강도와 상기 제 2 뇌척수액 영상신호의 강도가 서로 동일하도록 RF 재초점 펄스열의 숙임각을 설정하고, 회질 영상신호의 강도가 미리 설정된 값 이상으로 일정 수준에 다다를 수 있도록 RF 재초점 펄스열의 숙임각을 설정하는 것이 바람직하다.
- [0043] 도 4에 도시된 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대한 일예처럼 제 1 영상신호 또는 제 1 최종 영상신호가 획득되는 제 1 에코열은 두 구간으로 나누어 앞 구간은 가변 숙임각(VFA, Variable Flip Angle)로, 뒤 구간은 선형적으로 증가(Linearly Increasing)하는 숙임각으로 설정하고, 제 2 영상신호 또는 제 2 최종 영상신호가 획득되는 제 2 에코열은 선형적으로 감소(Linearly Decreasing)하는 숙임각으로 설정할 수 있다.
- [0044] 도 5의 좌측 그래프에 도시된 것은 RF 재초점 펄스열의 숙임각 설정에 대한 다른 예이고, 도 5의 우측 그래프에 도시된 것은 다른 예에서처럼 숙임각 설정을 한 경우 백질, 회질, 뇌척수액의 에코열 내 신호진화의 모사실험의 결과를 도시한 것이다.
- [0045] 모사실험의 결과에 대해 구체적으로 설명하면, 제 1 에코열 초반에서는 회질의 신호가 일정한 크기로 평평하게 진화하도록 숙임각이 계산 및 설정되어, 신호 변조에 따른 인공물 발생을 방지한다. 제 1 에코열 중반부터 끝까지는 숙임각이 180도까지 점진적으로 증가되도록 설정하여 회질의 신호강도를 최대한 높이도록 한다. 제 2 에코열의 경우 숙임각이 180도에서 점차적으로 감소하게 설정하여 뇌척수액 신호강도가 제 1 에코열에서의 뇌척수액 신호강도와 실질적으로 동일하게 되도록 한다.
- [0046] 또한, 영상신호 수신부(300)는 획득한 제1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 도 6과 같이 재배치할 수 있다. 도 6은 도 3의 영상신호 수신부가 획득한 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 독립된 K 공간에 재배치하는 기법에 대하여 설명하기 위한 도면으로서, 제 1 및 제 2 최종 영상신호는 두 개의 K 공간에서 독립적으로 샘플링 처리될 수 있다.
- [0047] 영상신호 수신부(300)의 영상신호 재배치 방식과 관련하여 예를 들면, 제 1 최종 영상신호를 도 6의 좌측 그림처럼 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치하고, 제 2 최종 영상신호를 도 6의 우측 그림처럼 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치할 수 있다. 이는 K 공간에서 저주파수 영역(중심 부근)의 신호가 복원 영상의 전반적 신호강도를 결정한다는 점에 착안한 재배치 방식이다.
- [0048] 이에 대하여 구체적으로 설명하면, 후술할 제 1 최종 영상신호로부터 복원되는 제 1 재구성 영상에서 회질 신호가 더욱 강조되도록 영상신호 수신부(300)는 제 1 최종 영상신호를 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치한다. 제 2 최종 영상신호의 경우 뇌척수액의 신호 크기가 제 1 에코열의 첫 에코와 제 2 에코열의 마지막 에코에서 동등하게 되도록 숙임각을 설정하기 때문에 영상신호 수신부(300)는 제 2 최종 영상신호를 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치한다.
- [0049] 아울러, 두 개의 연속적인 에코열로부터 각각 획득한 영상신호를 각각 타원형의 K 공간에 의사 랜덤한 방식으로 드문드문하게 샘플링할 수도 있는데, 이와 같은 방식을 통해 펄스열 반복 횟수를 줄일 수 있고 결과적으로 최종 영상을 획득하는 데에 걸리는 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0050] 다시 도 3을 참고하면, 영상 생성부(400)는 상술한 영상신호 수신부(300)에서 생성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 전달받아 그 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 선택적 회질 영상을 생성한다. 영상 생성부(400)는 영상처

리 장치(17)에 배치되거나 결합될 수 있다.

- [0051] 영상 생성부(400)에 대하여 도 7을 참고하여 세부 구성에 대해 설명한다. 도 7은 도 3의 영상 생성부를 구체적으로 나타낸 블록 구성도이다.
- [0052] 영상 생성부(400)는 영상신호 수신부(300)에서 생성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 생성하는 영상 재구성부(410)와, 제 1 및 제 2 재구성 영상을 가중 평균 처리하여 최종 선택적 회절 영상을 생성하는 영상 결합부(420)를 포함한다.
- [0053] 영상 재구성부(410)는 제 1 및 제 2 최종 영상신호로부터 제 1 및 제 2 재구성 영상을 각각 복원하는데, 영상 재구성부(410)에는 다양한 영상복원 알고리즘이 적용될 수 있다. 영상 재구성부(410)에 적용 가능한 영상 복원 방법 혹은 알고리즘으로는 푸리에 변환, 다중코일 병렬영상 (Parallel Imaging) 기법, 압축 센싱(Compressed Sensing) 기법 등이 있다.
- [0054] 영상 결합부(420)는 복원된 제 1 재구성 영상과 제 2 재구성 영상에 대하여 신호 크기 가중차 계산을 수행하고, 뇌척수액 영상신호를 제거하여 최종적으로 고해상도 선택적 회절 영상이 나타나게 한다.
- [0055] 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하여 획득한 선택적 회절 영상을 나타내는 도 8을 참고하면, 백질 신호가 억제된 제 1 재구성 영상과 백질 및 회질 신호가 억제된 제 2 재구성 영상을 가중치 평균 처리하여 뇌척수액 영상신호가 제거된 고해상도 회절 영상을 얻을 수 있다.
- [0056] 나아가, 도 3에 도시된 것처럼 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치는 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 종축 자화 준비를 하는 자화 준비부(500)를 더 포함할 수 있다.
- [0057] 자화 준비부(500)와 관련하여 도 9를 참고하여 설명한다. 도 9는 자화 준비 여부에 따른 에코 신호 크기 변화 정도를 나타내는 도면이다.
- [0058] 도 9에 도시된 것처럼 자화 준비가 없는 경우, 각 펄스열에서 발생하는 에코신호의 크기는 정상상태에 도달하기 까지 초기 몇 번의 펄스열에 걸쳐서 큰 폭으로 변동한다. 이는 K 공간에 재배치되는 주변 데이터 간의 신호 크기를 불연속하게 만들고, 복원된 영상에서는 의도하지 않던 인공물로 나타나게 된다.
- [0059] 따라서 자화 준비부(500)는 에코신호가 빠르게 정상상태에 도달할 수 있도록 데이터획득을 위한 펄스열 이전에 종축 자화 준비용 펄스를 생성하여 인가하는데, 이와 같은 자화 준비부(500)에 의한 자화회복기간 삽입은 첫 번째 반전펄스 인가 전에 한 번만 일어나도록 할 수 있다.
- [0060] 도 9에 도시한 제 1 및 제 2 에코열의 뇌척수액 영상신호 변화에 대한 모사 결과를 살펴보면, 포화회복 자화 준비를 하지 않은 경우 에코신호의 변동 폭이 매우 큰 반면에, 포화회복 자화 준비를 한 경우 에코신호가 펄스열의 첫 번째 반복에서부터 안정적인 정상상태에 진입해 있음을 확인할 수 있다. 이때, 뇌척수액 영상신호는 펄스열 반복에 따라 K 공간의 중심부에 맵핑될 수 있다.
- [0061] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에 의해 선택적 회절 영상을 획득하는 과정에 대하여 설명하기 위한 도면이다.
- [0062] 도 10에서처럼 펄스열 반복이 시작되기 전에 자화 준비부(500)가 작동할 수 있고, 펄스열 반복이 시작되면 반전 펄스 생성부(100), 여기펄스 생성부(200), 영상신호 수신부(300), 영상 생성부(400)가 작동을 시작할 수 있다.
- [0063] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치를 이용하면, 백질 영상신호 억제용 반전펄스만을 인가하여 최종 영상을 획득하기까지 걸리는 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있고, 인가한 RF 여기 펄스 및 재초점 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호를 두 개의 연속적인 에코열으로부터 각각 획득해 독립 처리함으로써, 신호대잡음비 손실을 줄이고 고해상도를 갖는 선택적 회절 영상을 획득할 수 있다.
- [0064] 한편, 본 발명에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법에 대하여 도 11 내지 도 13을 참고하여 후술하기로 한다.
- [0065] 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상을 획득하는 방법을 설명하기 위한 순서도이다.
- [0066] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에서 영상을 획득하는 방법은, 우선 생체에 대하여 백질 영상신호를 억제시키도록 반전펄스를 인가한다(S1110).
- [0067] 즉, 180도 반전펄스에 의해 생체 조직의 네트(net) 자기화는 종축의 (-) 쪽으로 완전히 뒤집힌 상태가 되며, 이

후 각 조직의 특성에 따라 T1이완 현상이 일어나 (+) 종축 방향으로의 자기화가 생기기 시작한다.

- [0068] 이러한 과정에서 조직의 종축방향으로의 네트 자기화가 0이 되는 시점이 생기는데, 180도 반전 펄스 인가 시점에서 네트 자기화가 0이 되는 시점까지의 시간을 반전시간 (TI, Inversion Time)이라고 한다. 예를 들어, 지방은 150 ms, 백질은 300~400 ms, 회질은 600~700 ms, 뇌척수액은 2000~2500 ms의 반전시간을 갖는다.
- [0069] 따라서 여기 펄스는 180도 반전펄스 인가 후 신호를 억제하고자 하는 조직의 반전시간만큼 기다렸다가 가해진다. 즉, 180도 반전펄스를 인가하고 300~400 ms 경과한 후에 여기 펄스를 가하여 백질 영상과 관련된 정보를 담고 있는 신호인 백질 영상 신호를 억제시킬 수 있다.
- [0070] 이와 같이 인가한 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스(RF excitation pulse)를 인가하여 생체에서 자화를 여기한다(S1120).
- [0071] RF 여기 펄스 이후에 재초점 펄스를 인가함에 따라 펄스 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train)이 발생하고, 이러한 펄스 RF 재초점 펄스열 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 영상신호와 제 2 영상신호를 획득한다(S1130).
- [0072] 이러한 과정은 도 10에 도시된 펄스열 반복시간에 걸쳐서 이루어지고, 이를 다시 반복 수행할지 판단하고(S1140), 판단 결과에 따라 1회 이상 수행할 수 있다.
- [0073] 1회 수행한 경우 제 1 및 제 2 영상신호가 제 1 및 제 2 최종 영상신호로 정해질 수 있고, 2회 이상 수행한 경우 복수의 제 1 및 제 2 영상신호에 의해 제 1 및 제 2 최종 영상신호가 형성된다(S1150).
- [0074] 이렇게 형성된 제 1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 각각 영상복원 알고리즘을 적용하고, 추가적인 처리 과정을 거쳐 최종 선택적 회질 영상을 획득한다(S1160).
- [0075] 아울러, 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기공명영상 생성하는 방법을 설명하기 위한 순서도이고, 도 13은 도 12에서 S1260 단계를 구체적으로 설명하기 위한 순서도이다.
- [0076] 우선 첫 번째 반전펄스를 인가하기 전에 생체에 대한 종축 자화 준비를 한다(S1210). 이를 통해 펄스열의 첫 번째 반복 시에서부터 에코신호가 안정적으로 정상 상태에 진입할 수 있게 된다.
- [0077] 그 생체의 관심영역에 대하여 백질 영상신호를 억제시키도록 반전펄스를 인가하고(S1220), 인가한 반전펄스에 의한 반전시간 이후 RF 여기 펄스를 인가하여 생체에서 자화를 여기시킨다(S1230).
- [0078] RF 여기 펄스 인가 후 RF 재초점 펄스열(RF refocusing pulse train) 내 제 1 및 제 2 에코열로부터 각각 제 1 영상신호와 제 2 영상신호를 획득하는(S1240) 과정을 거친다.
- [0079] 이러한 과정은 펄스열 반복시간마다 이루어질 수 있는데, 이를 반복 수행할지 판단하게 된다(S1250). 다시 수행하는 경우 종축 자화 준비 없이 백질 영상신호 억제용 반전펄스를 인가하고 그 이후의 과정을 상술한 것처럼 반복하게 되는데, 위 과정을 반복 수행함에 따라 획득한 복수의 제 1 및 제 2 영상신호로부터 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 확정한다. 이와 달리 반복 수행하지 않는 경우에는 최초에 획득한 제 1 및 제 2 영상신호로부터 제 1 및 제 2 최종 영상신호를 바로 확정한다.
- [0080] 이와 같이 제 1 및 제 2 최종 영상신호가 위와 같은 일련의 과정을 1회 혹은 복수 회 거쳐 형성된다(S1260).
- [0081] 이때, 도 13에 도시한 것과 같이 제 1 최종 영상신호는 제 1 K 공간의 중심에서 바깥 방향으로 재배치되고(S1262), 제 2 최종 영상신호는 제 2 K 공간의 바깥에서 중심 방향으로 재배치될 수 있다(S1264).
- [0082] 이렇게 제 1K 공간 및 제 2K 공간에 독립적으로 재배치된 제 1 및 제 2 최종 영상신호에 대하여 다양한 영상복원 알고리즘을 각각 적용하여 제 1 및 제 2 재구성 영상으로 각각 복원한다(S1270).
- [0083] 각각 생성한 제 1 및 제 2 재구성 영상에 대하여 가중 평균 처리하여 최종 선택적 회질 영상을 생성한다(S1280). 즉, 제 1 재구성 영상은 백질 영상 신호가 억제되어 있고, 제 2 재구성 영상은 회질 및 백질 영상 신호가 억제되어 있으며, 가중치 평균 처리하면 뇌척수액 영상 신호가 억제된 선택적 회질 영상을 생성할 수 있다.
- [0084] 지금까지 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기공명영상 장치에서 영상을 획득하는 방법을 이용하면, 백질 영상신호 억제용 반전펄스만을 인가하여 최종 영상을 획득하기까지 걸리는 시간을 획기적으로 단축시킬 수 있고, 인가한 RF 여기 펄스 및 재초점 펄스에 의해 생성되는 최종 영상신호를 두 개의 연속적인 에코열로부터 각각 획득해 독립 처리함으로써, 신호대잡음비 손실을 줄이고 고해상도를 갖는 선택적 회질 영상을 획득할 수

있다.

[0085] 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.

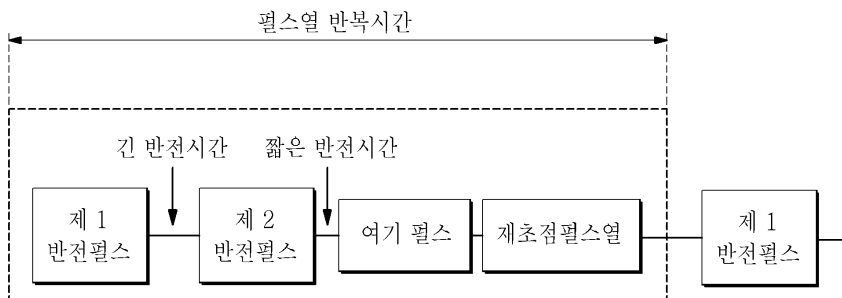
[0086] 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

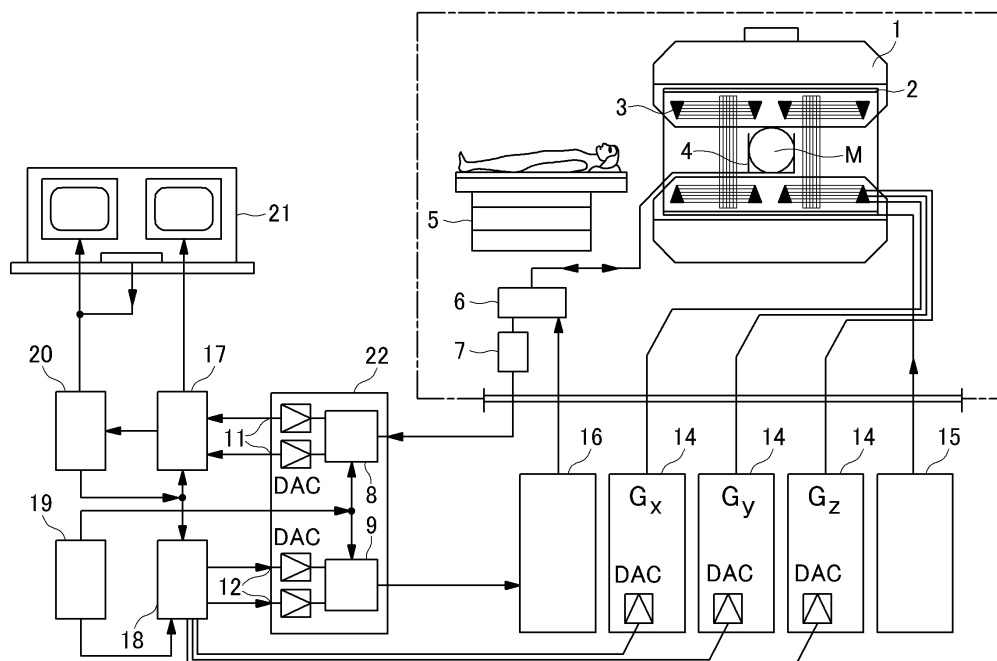
[0087] 8: 고주파 수신 채널	9: 전송 채널
11: 출력단	12: 입력단
17: 영상처리장치	18: 시퀀스 제어 시스템
19: 음향 합성기	20: 설치 컴퓨터
21: 단말장치	22: 고주파 시스템
100: 반전펄스 생성부	200: 여기펄스 생성부
300: 영상신호 수신부	400: 영상 생성부
500: 자화 준비부	

도면

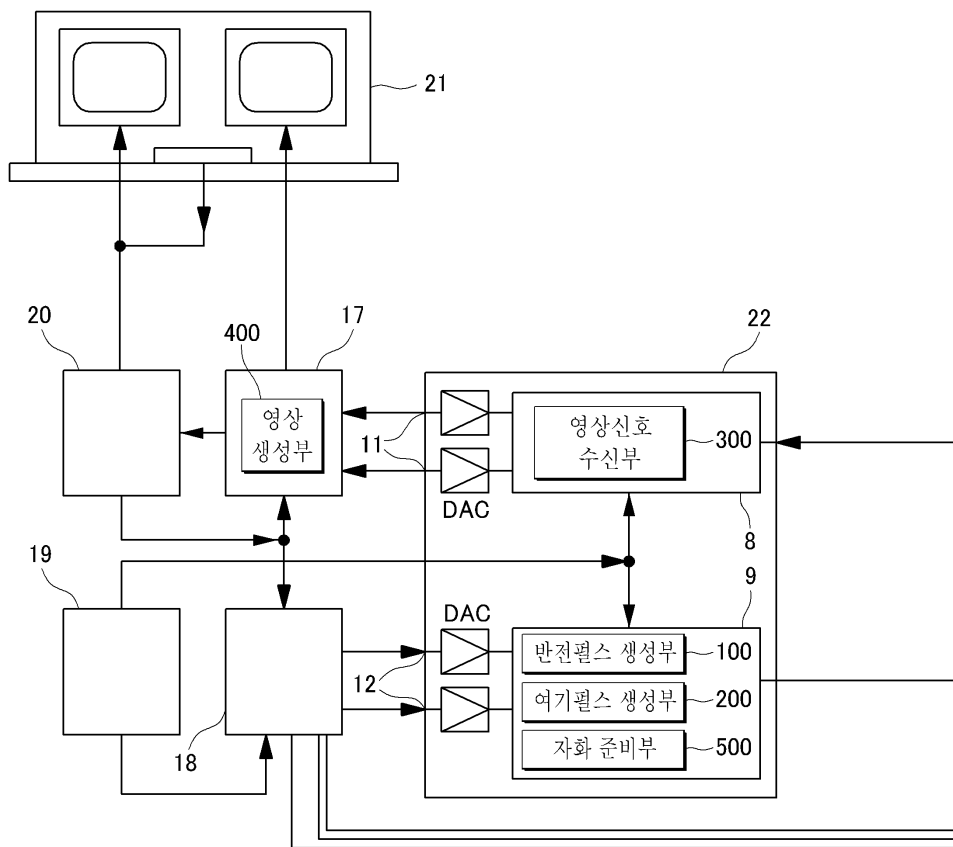
도면1



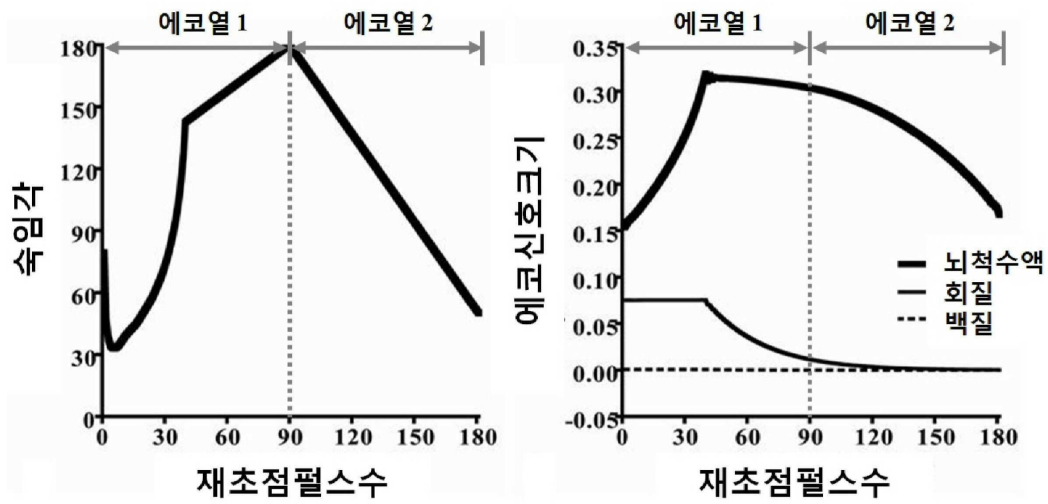
도면2



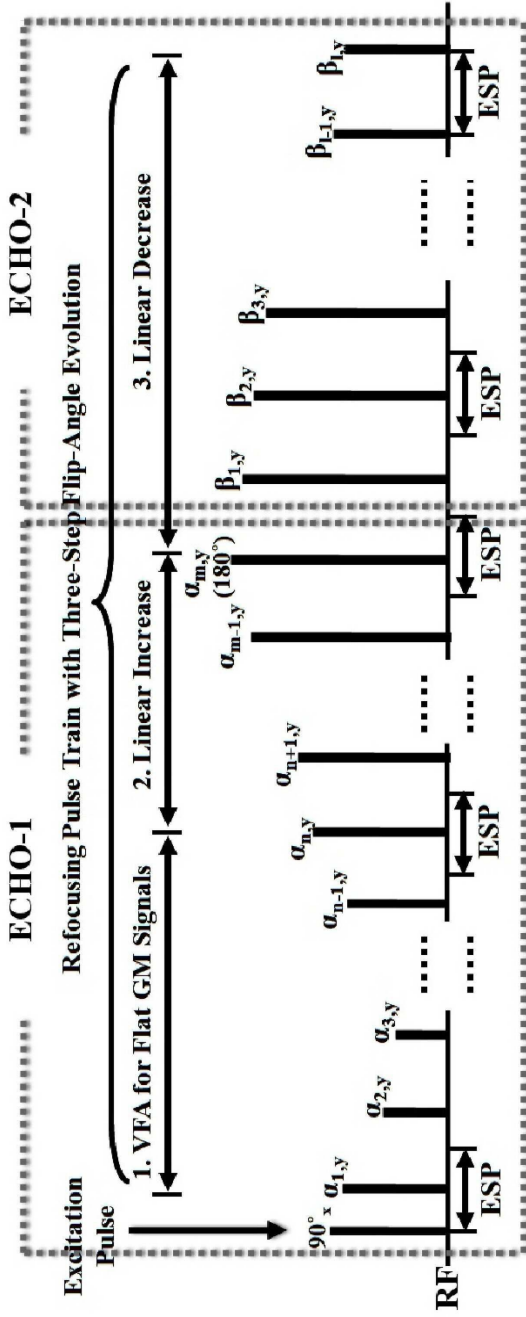
도면3



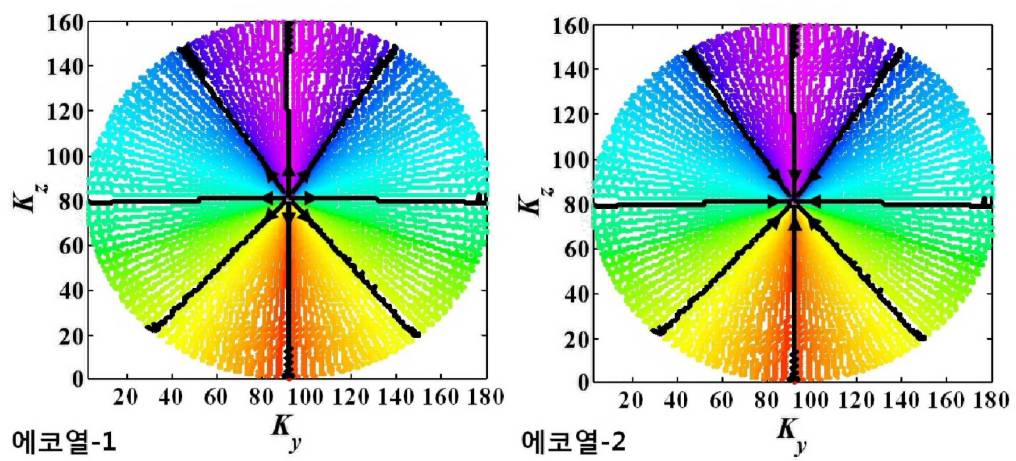
도면4



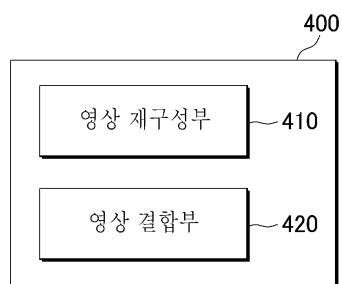
도면5



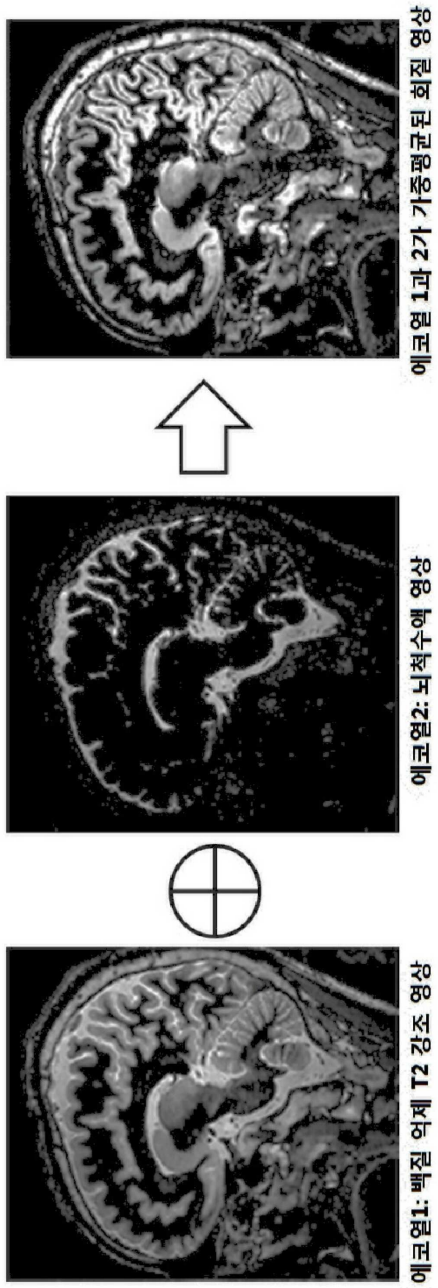
도면6



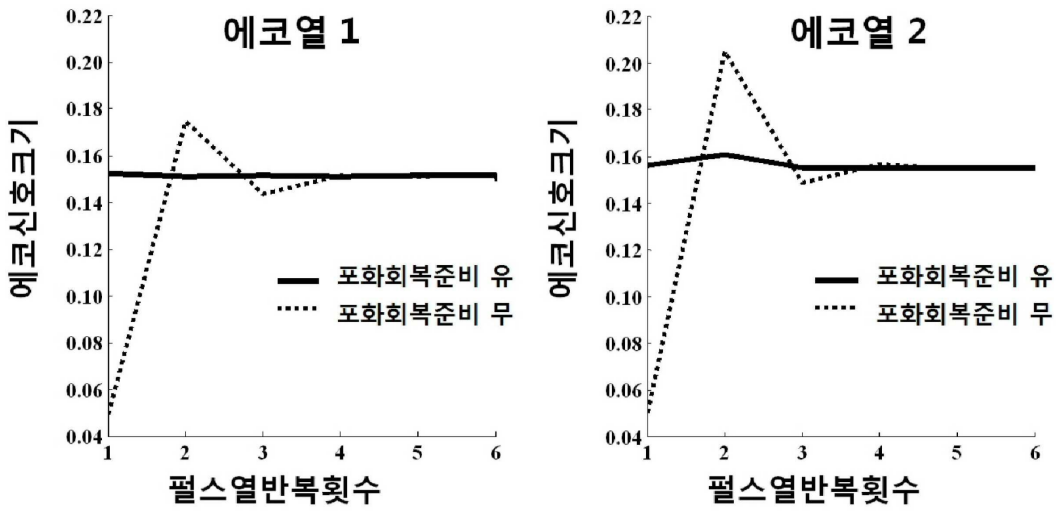
도면7



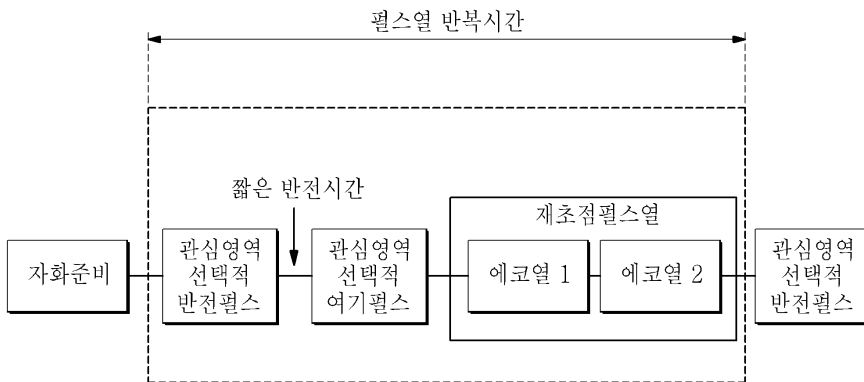
도면8



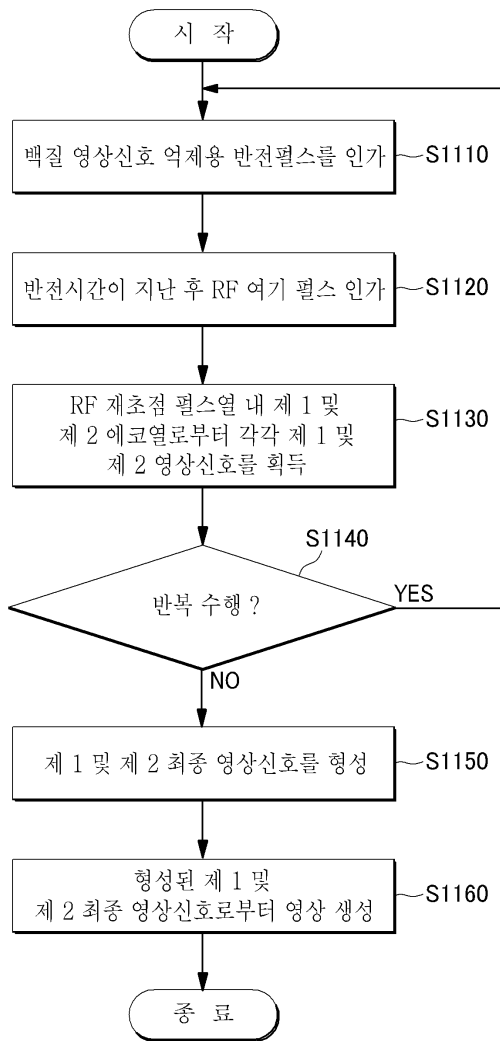
도면9



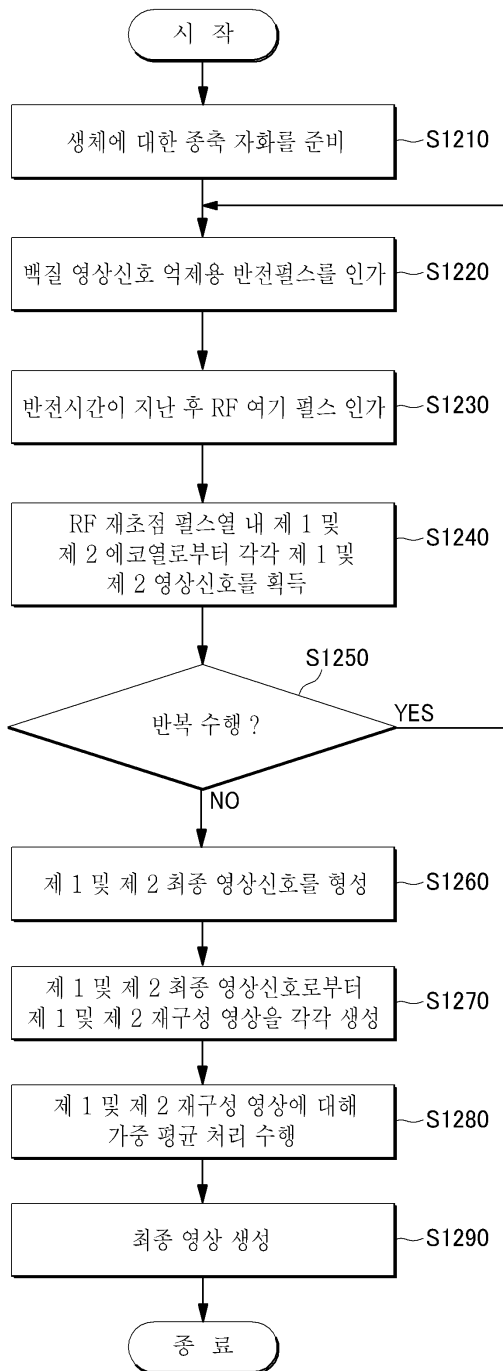
도면10



도면11



도면12



도면13

