(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2012-0035022
(43) 공개일자 2012년04월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2010-0096481
(22) 출원일자 2010년10월04일
심사청구일자 2010년10월04일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)
(72) 발명자
장건호
서울특별시 강동구 동남로 892, 강동 경희대학교 병원 영상의학과 (상일동)
김혁기
서울특별시 서초구 사평대로28길 31, 3동 905호 (반포동, 한신서래아파트)
오창현
서울특별시 서초구 동산로2길 44, 301호 (양재동, 서초베스트빌)
(74) 대리인
손민

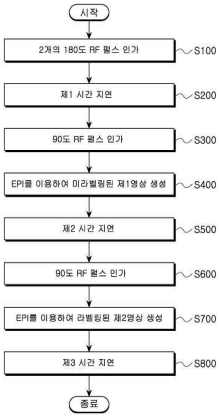
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 **비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법**

(57) 요 약

본 발명은 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법을 공개한다. 이 방법은 (a) 제1 펄스들을 연속 인가하여 혈액을 라벨링하고 제1 지연 시간 동안 지연하는 단계; (b) 제2 펄스를 인가하고 미라벨링된 제1 영상을 생성한 후 제2 지연 시간 동안 지연하는 단계; (c) 상기 제2 펄스를 인가하고 라벨링된 제2 영상을 생성한 후 제3 지연 시간 동안 지연하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다. 따라서 본 발명에 의할 경우, 환자의 움직임에도 정상적인 영상을 얻을 수 있고 자화 전이 현상이 방지되며 방사선 피폭이나 조영제 주사 없이 반복적인 검사가 가능하다.

대 표 도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	A092125
부처명	보건복지가족부
연구사업명	보건의료연구개발사업/ 알츠하이머 치매 중개 연구
연구과제명	뇌기능 자기공영영상 기술 개발 및 그 기술의 알츠하이머성 치매 조기진단을 위한 임상 적용 연구
주관기관	경희대학교산학협력단
연구기간	2009.11.01 ~ 2014.10.31

특허청구의 범위

청구항 1

(a) 제1 펄스들을 연속 인가하여 혈액을 라벨링하고 제1 지연 시간 동안 지연하는 단계;

(b) 제2 펄스를 인가하고 미라벨링된 제1 영상을 생성한 후 제2 지연 시간 동안 지연하는 단계;

(c) 상기 제2 펄스를 인가하고 라벨링된 제2 영상을 생성한 후 제3 지연 시간 동안 지연하는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 라벨링은

상기 제1 펄스들 중 첫 번째 제1 펄스에 의하여 상기 혈액의 양성자 스핀들이 반전이 일어나고,

상기 제1 펄스들 중 두 번째 제1 펄스에 의하여 상기 반전된 양성자 스핀들이 그대로 유지되며,

상기 제1 및 제2 영상을 생성하고자 하는 신체 부위에만 상기 두 번째 제1 펄스가 재반전되어 정상 상태로 되돌아오는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 (a) 단계는

(d) 상기 신체 부위의 슬라이스를 선택하기 위하여 Z축 경사 자장 신호를 이용하여 Z축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계;

(e) 상기 선택된 슬라이스를 y축 방향으로 쪼개어 위치에 따라 상기 양성자 스핀들이 서로 다른 위상을 갖도록 y축 경사 자장 신호를 이용하여 y축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계;

(f) 상기 쪼개진 토막을 다시 잘라 위치에 따라 상기 양성자 스핀들이 서로 다른 주파수를 갖도록 x축 경사 자장 신호를 이용하여 x축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제1 펄스들은

2개의 180도 RF 펄스들인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제2 펄스는

90도 이하의 RF 펄스인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 제1 펄스는

8 내지 12 ms 동안 인가되는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 영상은

각각 제1 및 제2 EPI 시간 동안 EPI(echo planar imaging)를 이용하여 생성되는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 영상은

경사자장 에코 영상(gradient-echo imaging) 기법 또는 스핀 에코 영상(spin-echo imaging) 기법을 이용하여 생성될 수 있는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 제1 및 제2 영상은

반복 시간이 경과된 후에 상기 라벨링을 재수행하여 반복해서 생성할 수 있는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 반복 시간은

상기 라벨링 시간, 상기 제1 내지 제3 지연 시간, 상기 제1 내지 제3 펄스 인가 시간, 및 상기 제1 및 제2 EPI 시간의 합인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 제1 지연 시간은

상기 라벨링된 혈액이 영상을 얻고자 하는 부분에 충분히 들어 올 수 있도록 지연되는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 제1 지연 시간은

0 내지 5ms 인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 제2 지연 시간은

상기 라벨링된 혈액이 작은 혈관과 세포까지 이동을 하여 관류를 형성하도록 지연되는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 제2 지연 시간은

1200 내지 2000ms 인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 제3 지연 시간은

상기 제2 영상 생성 전에 인가한 상기 제2 펄스에 의한 부작용을 제거하고 최초의 상태에서 재시작 하도록 지연되는 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

청구항 16

제 1 항에 있어서,

상기 제3 지연 시간은

0 내지 100ms 인 것을 특징으로 하는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 자기공명영상 생성 방법에 관한 것으로, 특히 RF 펄스의 변화를 통하여 여기된 양성자 스핀이 고 에너지 상태에서 저 에너지 상태로 이완되는 성질을 이용하여 관류 자기공명영상을 생성시키는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로, 자기 공명 영상(magnetic resonance imaging, MRI)이란 인체에 아무런 해가 없는 자장과 비전리

방사선인 RF(radiofrequency) 펄스를 이용하여 체내의 양성자(수소 원자핵)에 핵자기 공명을 일으켜 원자핵의 밀도 및 물리 화학적 특성을 영상화하는 의료 영상 중 하나이다.

[0003] 전산화 단층촬영(CT)은 X선 흡수 계수라는 하나의 척도에 의해 영상의 음영도가 좌우되는데 비해, 자기 공명 영상은 수소 원자핵의 밀도, T1 이완 시간, T2 이완 시간 및 혈류 등의 여러 가지 요소가 영상의 음영도를 결정하는 중요한 척도로서 이들에 대한 정보를 이용자가 원하는 영상으로 적절하게 적절하게 만들 수 있는 장점이 있다.

[0004] 즉, 공명 현상을 일으키기 위하여 외부에서 양성자의 세차 주파수와 동일한 주파수의 RF 펄스를 단시간 가해주면 각각의 핵들은 높은 에너지 상태로 여기(excited)되었다가 고주파 펄스를 끊으면 높은 에너지의 원자핵들은 흡수했던 고주파 에너지를 다시 방출하면서 원래의 상태로 돌아가는데, 이를 이완(relaxation) 상태라고 한다.

[0005] 자기 공명 영상은 이러한 이완 속도가 물질마다 다르다는 성질을 이용하여 생성된다.

[0006] 그런데, 종래의 자기 공명 영상 생성 방법은 라벨링하는 방법의 한계 때문에 라벨링하는 영상과 라벨링하지 않는 영상을 항상 두 번 찍어서 두 영상을 감하여(subtract) 관류 자기공명영상을 생성하므로 환자의 움직임에 대한 비정상적인 영상이 나타나기 때문에 호흡계, 위장 관계, 심혈 관계의 영상에서는 이용 가치가 급감하는 문제점이 있었다.

[0007] 또한, 종래의 자기 공명 영상 생성 방법은 두 가지 자화 상태가 서로 교환되고 있는 상태에서 한쪽 자화 상태를 RF 펄스를 사용하여 포화시키면 다른 자화 상태가 교환 상황에 따라 그 신호 강도가 달라지는 자화 전이(magnetization transfer) 현상에 대한 문제점이 있었다.

[0008] 또한, 양전자 단층촬영(PET) 장치를 이용하여 관류영상을 얻고자 할 경우에는 방사선 동위원소를 이용하기 때문에 촬영과정에서 피검자가 피폭하는 유효선량이 상당히 높은 단점이 있고, MRI 장치에서 조영제를 이용하여 관류 영상을 얻을 경우에는 조영제 주입을 위한 주사를 맞아야 하므로 반복적인 검사가 바로 요구될 경우에는 검사를 하지 못하는 한계점을 가지고 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명의 목적은 2개의 RF 펄스에 의한 한 번의 라벨링으로 미라벨링된 영상 및 라벨링된 영상을 동시에 생성할 수 있는 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 (a) 제1 펄스들을 연속 인가하여 혈액을 라벨링하고 제1 지연 시간 동안 지연하는 단계; (b) 제2 펄스를 인가하고 미라벨링된 제1 영상을 생성한 후 제2 지연 시간 동안 지연하는 단계; (c) 상기 제2 펄스를 인가하고 라벨링된 제2 영상을 생성한 후 제3 지연 시간 동안 지연하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0011] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 상기 라벨링은 상기 제1 펄스들 중 첫 번째 제1 펄스에 의하여 상기 혈액의 양성자 스핀들이 반전이 일어나고, 상기 제1 펄스들 중 두 번째 제1 펄스에 의하여 상기 반전된 양성자 스핀들이 그대로 유지되며, 상기 제1 및 제2 영상을 생성하고자 하는 신체 부위에만 상기 두 번째 제1 펄스가 재반전되어 정상 상태로 되돌아오는 것을 특징으로 한다.

[0012] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 (a) 단계는 (d) 상기 신체 부위의 슬라이스를 선택하기 위하여 Z축 경사 자장 신호를 이용하여 Z축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계; (e) 상기 선택된 슬라이스를 y축 방향으로 쪼개어 위치에 따라 상기 양성자 스핀들이 서로 다른 위상을 갖도록 y축 경사 자장 신호를 이용하여 y축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계; (f) 상기 쪼개진 토막을 다시 잘라 위치에 따라 상기 양성자 스핀들이 서로 다른 주파수를 갖도록 x축 경사 자장 신호를 이용하여 x축 방향으로 자기장을 변화시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 펄스들은 2개의 180도

RF 펄스들인 것을 특징으로 한다.

[0014] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제2 펄스는 90도 이하의 RF 펄스인 것을 특징으로 한다.

[0015] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 펄스는 8 내지 12 ms 동안 인가되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 및 제2 영상은 각각 제1 및 제2 EPI 시간 동안 EPI(echo planar imaging)를 이용하여 생성되는 것을 특징으로 한다.

[0017] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 및 제2 영상은 경사자장 에코 영상(gradient-echo imaging) 기법 또는 스핀 에코 영상(spin-echo imaging) 기법을 이용하여 생성될 수 있는 것을 특징으로 한다.

[0018] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 및 제2 영상은 반복 시간이 경과된 후에 상기 라벨링을 재수행하여 반복해서 생성할 수 있는 것을 특징으로 한다.

[0019] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 반복 시간은 상기 라벨링 시간, 상기 제1 내지 제3 지연 시간, 상기 제1 내지 제3 펄스 인가 시간, 및 상기 제1 및 제2 EPI 시간의 합인 것을 특징으로 한다.

[0020] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 지연 시간은 상기 라벨링된 혈액이 영상을 얻고자 하는 부분에 충분히 들어 올 수 있도록 지연되는 것을 특징으로 한다.

[0021] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제1 지연 시간은 0 내지 5ms 인 것을 특징으로 한다.

[0022] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제2 지연 시간은 상기 라벨링된 혈액이 작은 혈관과 세포까지 이동을 하여 관류를 형성하도록 지연되는 것을 특징으로 한다.

[0023] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제2 지연 시간은 1200 내지 2000ms 인 것을 특징으로 한다.

[0024] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제3 지연 시간은 상기 제2 영상 생성 전에 인가한 상기 제2 펄스에 의한 부작용을 제거하고 최초의 상태에서 재시작 하도록 지연되는 것을 특징으로 한다.

[0025] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 상기 제3 지연 시간은 0 내지 100ms 인 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0026] 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 환자의 움직임에도 정상적인 영상을 얻을 수 있고 자화 전이 현상이 방지되며 방사선 피폭이나 조영제 주사 없이 반복적인 검사가 가능하다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1은 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 따라 자기공명영상 신호가 생성되는 파형도이다.

도 2는 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

도 3은 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 따라 복수개의 슬라이스들(S)을 통해 머리영역 관류 영상을 얻기 위한 라벨링 영역 영상이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 이하, 도면을 참조하여 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법을 설명하면 다음과 같다.

[0029] 도 1은 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 따라 자기공명영상 신호가 생성되는 파형도로서, RF 펄스(RF), Z축 경사 자장 신호(Gz), Y축 경사 자장 신호(Gy), X축 경사 자장 신호(Gx), MR 신호(MR)를 포함한다.

[0030] 도 1을 참조하여 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 따라 자기공명영상 신호가 생성되는 파형을 설명하면 다음과 같다.

[0031] RF 펄스(RF)는 라벨링 구간(Tp1)에서 2개의 180도 펄스가 x축 방향으로 연속해서 인가된다. 이때, 180도 RF pulse의 x축 방향 위상 조정(±x)에 따라 2개의 180 펄스에 의하여 360도 회전이 되거나, 180도 회전 후 다시 반대 방향으로 180도 회전을 주어 결국 두 펄스에 의하여 0도가 되게 한다.

[0032] 또한, 제2 펄스 인가 구간(Tp2) 및 제3 펄스 인가 구간(Tp3)에서 각각 90도 이하의 펄스가 인가된다.

[0033] 경사 자장 신호는 영상을 얻고자 하는 영역을 결정하는 경사 자장을 인가하는 신호로서, 인체의 머리에서 발끝까지의 축에 대하여 Z축 경사 자장 신호(Gz)는 수직한 방향의 신호를 의미하고, Y축 경사 자장 신호(GY)는 세로 방향의 신호를 의미하며, X축 경사 자장 신호(GX)는 가로 방향의 신호를 의미한다.

[0034] Z축 경사 자장 신호(Gz)에는 두 개의 평행사변형 모양의 경사 자장이 있는데, 이를 슬라이스 선택적 경사 자장(slice selective gradient) 이라고 부른다.

[0035] MR 신호(MR)는 라벨링 구간(Tp1)에서의 한번의 라벨링으로 제1 EPI 구간(EPI1)에서의 미라벨링된(unlabeled) 영상 및 제2 EPI 구간(EPI2)에서의 라벨링된(labeled) 영상 두 개가 생성된다.

[0036] 여기에서, 미라벨링된 영상은 컨트롤 영상 또는 기준(reference) 영상이라고도 하고, 라벨링된 영상은 태그(tagged) 영상이라고도 한다.

[0037] 도 2는 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법을 설명하기 위한 순서도이다.

[0038] 도 3은 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법에 따라 복수개의 슬라이스들(S)을 통해 머리영역 관류 영상을 얻기 위한 라벨링 영역 영상으로서, (a)는 제1 영상 생성 구간의 라벨링 영역 영상이고, (b)는 제2 영상 생성 구간의 라벨링 영역 영상이다.

[0039] 도 3(a)에서 보는 바와 같이, 제1 EPI 구간(EPI1)에서 생성된 제1 영상에서는 라벨링된 혈액이 관심이 있는 영상영역에 아직 진입하지 않은 상태가 되므로 미라벨링된(unlabeled) 제1영상이 생성된다.

[0040] 또한, 도 3(b)에서 보는 바와 같이, 제2 EPI 구간(EPI2)에서 생성된 제2 영상에서는 라벨링된 혈액이 관심이 있는 영상 영역에 진입한 상태가 되므로 라벨링된(labeled) 제2영상이 생성된다.

[0041] 제2영상이 제1영상과 다른 점은 혈관 내 양성자 스핀(P)이 라벨링된 상태로 영상을 얻는 부분에 남아있다는 점이고, 제1 영상 및 제2 영상을 뺄(subtract) 경우 머리 세포의 영상은 사라지고 라벨링된 혈액이 영상을 얻는 영역으로 이동하여 관류(Perfusion)에 기여한 양만이 영상으로 남아있게 된다.

[0042] 도 1 내지 도 3을 참조하여 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법의 동작을 설명하면 다음과 같다.

[0043] 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 첫 번째 펄스에 의하여 신체전체 혹은 일정 부위에 있는 혈액 및 세포들이 반전이 일어나며, 두 번째 펄스에 의하여 1차 반전된 혈액 및 세포들이 그대로 유지되고 반면에 관류 자기공명영상을 얻으려고 하는 부위에만 두 번째의 반전 펄스가 적용이 되어 그 곳에 위치한 혈액 및 세포들이 재 반전되어 정상 상태로 되돌아오는 원리를 이용하여 라벨링 동작을 수행한다.

[0044] 라벨링 구간(Tp1)은 전체 자기공명영상을 얻는 시퀀스(sequence) 에서 가장 먼저 시작하는 구간이므로 코일을 이용하여 라벨링을 실시하고 특정영역에서 영상을 얻게 된다.

[0045] 즉, 2개의 180도 RF 펄스(RF)를 x축 방향으로 연속해서 인가하는데,(S100) 첫 번째 180도 RF 펄스(RF)를 -x 축으로 가하고 두 번째 RF 펄스(RF)를 또 다시 -x 축으로 가하면 결국 수소 스핀(Proton spin)은 360도를 회전하여 제자리에 돌아오게 되고, 첫 번째 RF 펄스(RF)를 -x 축으로 가하고 두 번째 RF 펄스(RF)를 또 다시 +x 축으

로 가하면 결국 수소 스핀은 0도를 회전하여 제자리에 돌아오게 된다.

[0046] 따라서, 경사 자장(gradient)이 두 개의 RF 펄스(RF)에 대하여 동일한 상태가 될 경우에는 연속된 두 개의 180도 RF 펄스(RF)에 의하여 180도 RF 펄스(RF)가 가해지는 영역은 아무 영향 없이 제자리에 있게 된다.

[0047] 여기에서, 2개의 180도 RF 펄스(RF) 각각이 인가되는 시간은 8 내지 12 ms로 설정 가능하고 특히, 10 ms인 것이 바람직하다.

[0048] 이 라벨링 구간(Tp1)에서 영상을 얻고자 하는 특정 부위와 부위의 간격을 선택하기 위하여 Z축 경사 자장 신호(Gz)를 이용하여 Z축 방향으로 자기장을 변화시킨다. 이때, 슬라이스 선택 경사(slice selection gradient) 때문에 각 부위별 공명 주파수는 약간씩 차이를 나타내며 그 차이로 관심 부위를 임의로 선택할 수 있다.

[0049] 즉, 도 1에서 Z축 경사 자장 신호(Gz)의 첫 번째 경사자장은 두 번째 경사자장에 비하여 평행사변형 넓이가 매우 작거나 없도록 인가되는데, 경사자장이 없는 경우는 몸 전체에 작용을 하고 경사자장이 작은 경우는 경사자장이 큰 경우에 비하여 작용하는 범위가 넓게 된다.

[0050] 따라서, 경사자장이 없으면 몸 코일에 의하여 신체 전체에 첫 번째 180도 펄스를 가하게 되어 그 만큼의 혈액이 반전을 하게 되어 그 만큼이 혈액 라벨링(labeling)이 되게 된다.

[0051] 만일, 첫 번째 경사자장이 존재하지만 두 번째 경사자장에 비하여 매우 작게 인가되면 혈액을 반전시키는 영역이 머리 영역 혹은 머리와 심장을 포함한 영역이 라벨링이 된다.

[0052] 두 번째 경사자장은 첫 번째 경사자장보다 큰 진폭을 갖게 되어 영상 촬영을 위한 특정 영역에게 다시 두 번째 180도가 주어지기 때문에 영상을 얻는 영역에서는 혈액이 라벨링 되지 않고 원상태로 유지되게 된다.

[0053] 라벨링을 한 후에 라벨링된 혈액이 영상을 얻고자 하는 부분에 충분히 들어 올 수 있도록 제1 반전 구간(TI1)의 제1지연 시간 동안 기다린다. (S200)

[0054] 일반적으로 첫 번째 영상은 라벨링된 혈액이 관심 영역에 들어오기 전에 촬영을 하므로 제1지연 시간은 보통 0 내지 5ms로 설정가능하고 특히, 0 ms인 것이 바람직하다.

[0055] 만일, 제1지연 시간을 길게 하면 라벨링된 혈액이 영상을 얻고자 하는 영역에 진입하게 되고, 제1 반전 구간(TI1)이 증가되면 관류영상의 질이 나빠지게 될 수 있다.

[0056] 제1 반전 구간(TI1) 이후에 제1 영상 생성 구간에서는 제2 펄스 인가 구간(Tp2)에서 영상을 찍기 위한 예비 단계로 90도 RF 펄스(RF)를 x축 방향으로 인가하고,(S300) 제1 EPI 구간(EPI1)에서 선택된 슬라이스를 다시 y축으로 쪼개도록 y축 경사 자장 신호(Gy)를 이용하여 y축 방향으로 자기장을 변화시켜 위치에 따라 스핀들이 서로 다른 위상을 갖게 하고, 쪼개진 토막을 다시 자르도록 x축 경사 자장 신호(Gx)를 이용하여 x축 방향으로 자기장을 변화시켜 위치에 따라 스핀들이 서로 다른 주파수를 갖게 한다.

[0057] 또한, 제1 영상 생성 구간에서는 필요한 측정시간이 수백 ms가 가능한 초고속 자기공명영상 측정기법인 EPI(echo planar imaging)를 이용하여 미라벨링된(unlabeled) 제1영상이 생성된다.(S400)

[0058] 즉, 제1 지연 시간이 0 ms인 것으로 가정한다면, 제1 EPI 구간(EPI1)에서는 라벨링된 혈액이 관심이 있는 영상 영역에 아직 진입하지 않은 상태가 되므로 MR 신호(MR)에 미라벨링된(unlabeled) 제1영상이 생성된다.

[0059] 상기 미라벨링된(unlabeled) 제1영상은 경사자계를 사용하고 RF의 숙임각(flip angle)을 조절하여 데이터를 얻는 일반적인 2차원 혹은 3차원 경사자장 에코 영상(gradient-echo imaging) 또는 완화시간(relaxation time)의 강조영상을 얻기 위하여 90도와 180도 RF 펄스(RF)를 사용하여 데이터를 얻는스핀 에코 영상(spin-echo imaging) 기법을 이용하여 생성할 수 도 있다.

[0060] 미라벨링된(unlabeled) 제1영상이 생성된 후에 라벨링된 혈액이 관심 영상 영역에 도달하여 관류(Perfusion)가 혈관 및 세포에서 일어날 수 있도록 제2 반전 구간(TI2)의 제2지연 시간 동안 기다린다.(S500)

[0061] 여기에서, 제2지연 시간은 라벨링된 혈액이 충분한 시간 동안 작은 혈관과 세포까지 이동을 하게 되어 관류(Perfusion)를 형성하기 위하여 1200 내지 2000ms로 설정 가능한데, 소아의 경우는 혈류 속도가 빠르기 때문에 상대적으로 짧게 설정하고 노인이나 혈관 질환자의 경우는 혈관 상태가 좋지 않으므로 상대적으로 길게 설정한다.

[0062] 만일, 제2지연 시간을 너무 짧게 설정하는 경우에는 라벨링된 혈액은 세포까지 도달되지 못한 채 큰 혈관 혹은 작은 혈관 내에만 존재하게 되고, 너무 길게 설정하는 경우에는 라벨링된 혈액의 스핀이 모두 이완(relaxatio

n)되어 영상 신호가 매우 낮기 때문에 관류영상은 좋지 않게 된다.

[0063] 제2 반전 구간(TI2) 이후에 제2 영상 생성 구간에서는 제3 펄스 인가 구간(Tp3)에서 영상을 찍기 위한 예비 단계로 90도 RF 펄스(RF)를 x축 방향으로 인가하고,(S600) 제2 EPI 구간(EPI2)에서 EPI(echo planar imaging)를 이용하여 MR 신호(MR)에 제2 영상을 얻는데,(S700) 제2지연 시간이 길기 때문에 제2 영상에서는 라벨링된 혈액이 관심이 있는 영상 영역에 진입한 상태가 된다.

[0064] 상기 라벨링된(unlabeled) 제2영상은 제1영상과 마찬가지로 경사자장 에코 영상(gradient-echo imaging) 또는 스핀 에코 영상(spin-echo imaging) 기법을 이용하여 생성할 수 도 있다.

[0065] 상기 제1영상 및 제2영상은 신체에 있는 움직이지 않는 세포의 경우 2개의 180도 펄스에 의한 영향이 동일하게 되므로 영상을 뺄(Subtraction) 경우 몸 속에 있는 세포의 영향은 없어지게 되고, 라벨링된 혈액이 영상을 얻는 영역으로 이동하여 생기는 관류 현상에 의한 차이만 남게 된다.

[0066] 이를 통하여 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 종래 기술처럼 조영제 또는 방사성 동위원소를 주입하지 않고 자기공명영상을 생성할 수 있다.

[0067] 제2 EPI 구간(EPI2) 이후에 RF 펄스(RF) 자극을 받은 세포들이 완전이 RF 펄스(RF)를 받기 전의 상태로 돌아갈 수 있도록 제3 반전 구간(TI2)의 제3지연 시간 동안 기다린다.(S800)

[0068] 여기에서, 제3지연 시간은 제2 영상을 얻으면서 가한 RF 펄스(RF)에 의한 부작용을 완전히 제거하고 최초의 상태로 다시 시작을 할 수 있도록 하기 위하여0 내지 100ms 로 설정 가능하다.

[0069] 만일, 제3지연 시간을 너무 길게 설정하면 반복하여 계속 영상을 찍을 수 있는 시간이 지연되게 되어 최종적인 자기공명영상을 얻는 전체 시간이 길어지게 된다.

[0070] 즉, 제2 EPI 구간(EPI2)에서 라벨링된 혈액은 수 초 후에 다시 정맥을 통하여 사라지거나 몸 속의 세포에 숨어들어 사라지게 되므로 반복 시간이 지난 후에 바로 다시 라벨링을 하여 관류 영상을 반복해서 얻을 수 있다.

[0071] 상기 반복 시간은 TR(Time Repetition) 시간으로서, 도 1에서 라벨링 구간(Tp1) + 제1 반전 구간(TI1)+ 제2 펄스 인가 구간(Tp2)+제1 EPI 구간(EPI1)+ 제2 반전 구간(TI2)+ 제3 펄스 인가 구간(Tp3)+제2 EPI 구간(EPI2)+ 제3 반전 구간(TI2)에 해당된다. 이 TR 시간 후에는 계속하여 반복이 가능하게 되는데, 이 TR 시간보다 짧은 시간에 반복을 하게 되면 관류 영상의 질이 나빠지게 된다.

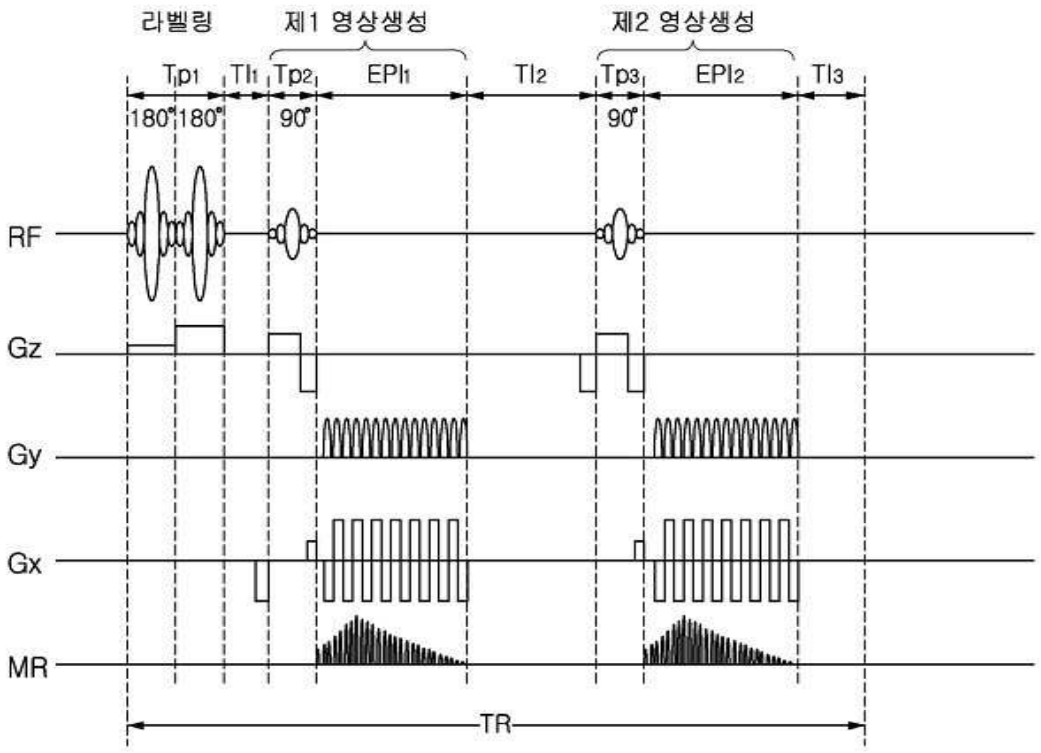
[0072] 따라서, 조영제 또는 방사성 동위원소를 이용하는 종래의 관류 자기공명영상 생성 방법은 반복 검사를 할 수 없는 반면, 본 발명에 따른 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 반복 검사를 계속할 수 있게 된다.

[0073] 이와 같이, 본 발명의 비침습적 관류 자기공명영상 생성 방법은 2개의 RF 펄스(RF)에 의한 한 번의 라벨링으로 미라벨링된 영상 및 라벨링된 영상을 동시에 생성함으로써 환자의 움직임에도 정상적인 영상을 얻을 수 있고 자화 전이 현상이 방지되며 방사선 피폭이나 조영제 주사 없이 반복적인 검사가 가능하다.

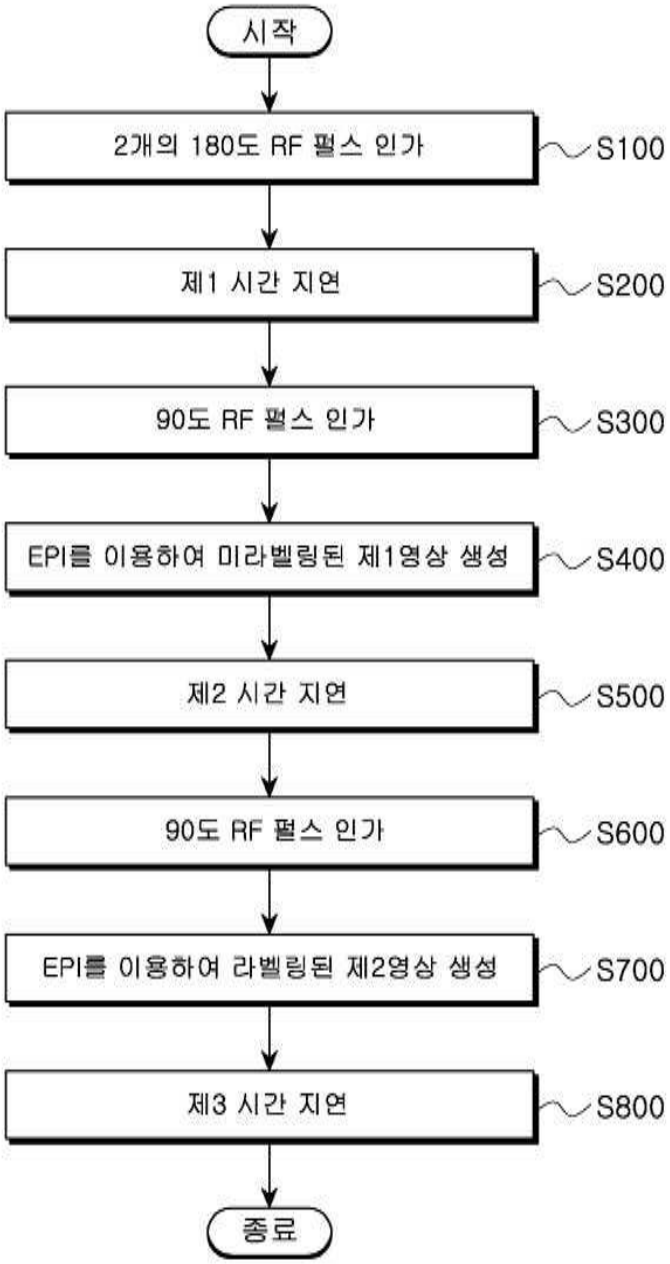
[0074] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만, 당업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

도면

도면1


라벨링
제1 영상생성
제2 영상생성
Tp1
TI1
Tp2
EPI1
TI2
Tp3
EPI2
TI3
180°
180°
90°
90°
RF
Gz
Gy
Gx
MR
TR

도면2


시작
2개의 180도 RF 펄스 인가
S100
제1 시간 지연
S200
90도 RF 펄스 인가
S300
EPI를 이용하여 미라벨링된 제1영상 생성
S400
제2 시간 지연
S500
90도 RF 펄스 인가
S600
EPI를 이용하여 라벨링된 제2영상 생성
S700
제3 시간 지연
S800
종료

도면3

