



(19) 대한민국특허청(KR)
 (12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년05월30일
 (11) 등록번호 10-1625718
 (24) 등록일자 2016년05월24일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01)
 (21) 출원번호 10-2013-0119427
 (22) 출원일자 2013년10월07일
 심사청구일자 2014년08월01일
 (65) 공개번호 10-2014-0046378
 (43) 공개일자 2014년04월18일
 (30) 우선권주장
 102012218422.8 2012년10월10일 독일(DE)
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020020070771 A
 US20100117644 A1
 US20120074938 A1

- (73) 특허권자
 지멘스 액티엔게젤샤프트
 독일 뮌헨 80333 비델스파히프라쓰 2
 (72) 발명자
 그로즈키, 테이비드
 독일 91054 에를랑겐 뷔흐르스트라쎄 7
 (74) 대리인
 양영준, 백만기, 정은진

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 최성수

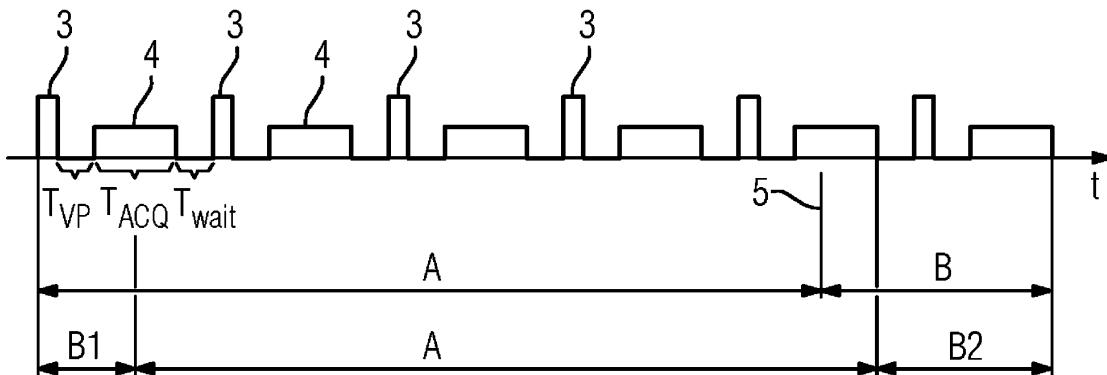
(54) 발명의 명칭 자기 공명 장치를 이용한 영상 획득 방법 및 자기 공명 장치

(57) 요약

자기 공명 장치를 이용한 영상 획득 방법 및 자기 공명 장치

자기 공명 시퀀스(특히 PETRA 시퀀스)를 이용하는 자기 공명 장치(11)를 이용한 영상 획득 방법으로서, k-공간의 중심을 포함하지 않는 k-공간의 제1 영역이 k-공간의 중심으로부터 나오는 스포크들을 따라 방사상으로 스캐닝되

(뒷면에 계속)

대표도 - 도2

어 촬영 영역에 대응하는 k-공간이 스캐닝되고, 여기 펠스(1)의 인가 전에 적어도 2개의 위상 코딩 경사가 이미 완전히 증가되어 있고; 상기 제1 영역 없이 남아 있는 k-공간의 제2 중심 영역이 테카르트 방식으로(특히 성글 포인트 촬영을 통해) 스캐닝되고; 콘트라스트 증가를 위해 각각의 결정된 개수의 개별 측정들 전에 콘트라스트 증가를 위해 프리-펠스(3) - 특히 T1 콘트라스트를 설정하기 위한 반전 펠스 - 가 제공되는, 영상 획득 방법에 있어서; k-공간의 상기 제2 영역의 측정 포인트들 중 적어도 일부분 - 그 부분은 k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있음 - 이, 영상 노출시에 구별될 적어도 2개의 물질 중 하나의 자기화 - 이 자기화가 콘트라스트에 기여 함 - 의 제로 크로싱 후에 - 특히 직후에 - 상기 프리-펠스(3)의 첫 번째 인가 후 중심 측정 포인트들로서 측정 되는 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

명세서

청구범위

청구항 1

자기 공명 시퀀스를 이용하는 자기 공명 장치(11)를 이용한 영상 획득 방법으로서,

k-공간의 중심을 포함하지 않는 k-공간의 제1 영역이 k-공간의 중심으로부터 나오는 스포크(spoke)들을 따라 방사상으로 스캐닝되어 촬영 영역에 대응하는 k-공간이 스캐닝되고, 여기 펠스(1)의 인가(administration) 전에 적어도 2개의 위상 코딩 경사가 이미 완전히 증가되어 있고(ramped up); 상기 제1 영역 없이 남아 있는 k-공간의 제2 중심 영역이 데카르트 방식으로 스캐닝되고; 콘트라스트 증가를 위해 각각의 결정된 개수의 개별 측정들 전에 콘트라스트 증가를 위해 프리-펠스(pre-pulse)(3)가 제공되고,

상기 k-공간의 제2 중심 영역의 측정 포인트들 중 적어도 일부분은 획득된 영상에서 구별될 적어도 2개의 물질 중 하나의 자기화의 제로 크로싱 후에 상기 프리-펠스(3)의 첫 번째 인가 후 중심 측정 포인트들로서 측정되고,

상기 k-공간의 제2 중심 영역의 측정 포인트들 중 적어도 일부분은 k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있고, 상기 자기화는 콘트라스트에 기여하는 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 중심 측정 포인트들의 측정은 상기 프리-펠스의 인가 후 상기 획득된 영상에서 구별될 상기 적어도 2개의 물질 중 상기 하나의 T1에 ln(2)를 곱한 시작 시간 기간(10) 후에 시작되는 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 k-공간의 중심에 대응하는 중심 측정 포인트가 먼저 측정되는 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

청구항 4

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있는 n^3 포인트들이 중심 측정 포인트들로서 측정되고, $n = 2, 3, 4$ 또는 5인 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

청구항 5

제1항 또는 제2항에 있어서, 상기 중심 측정 포인트들은 상기 k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있는 상기 중심 측정 포인트에서 시작하여, k-공간 내의 나선형 측정 궤적을 따라 측정되는 것을 특징으로 하는 영상 획득 방법.

청구항 6

제1항 또는 제2항에 따른 방법을 구현하도록 설계된 제어 장치(14)를 포함하는, 자기 공명 장치(11).

청구항 7

제1항 또는 제2항에 있어서,

영상 획득을 위해 이용되는 상기 자기 공명 시퀀스는 PETRA 시퀀스인, 영상 획득 방법.

청구항 8

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 k-공간의 제2 중심 영역은 싱글 포인트 촬영(single point imaging)을 통해 스캐닝되는, 영상 획득 방법.

청구항 9

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 프리-펄스(3)는 T1 콘트라스트를 설정하기 위한 반전 펄스인, 영상 획득 방법.

청구항 10

제1항 또는 제2항에 있어서,

중심 측정 포인트들로서 측정된 상기 k-공간의 제2 중심 영역의 측정 포인트들 중 일부분은 상기 획득된 영상에서 구별될 적어도 2개의 물질 중 하나의 자기화의 제로 크로싱 직후에 측정되는, 영상 획득 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자기 공명 시퀀스(특히 PETRA 시퀀스)를 이용하는 자기 공명 장치를 이용한 영상 획득 방법으로서, k-공간의 중심을 포함하지 않는 k-공간의 제1 영역이 k-공간의 중심으로부터 나오는 다수의 스포크(spoke)를 따라 방사상으로 스캐닝되어, 촬영 영역에 대응하는 k-공간이 스캐닝되고, 여기 펄스의 인가(administration) 전에 적어도 2개의 위상 코딩 경사가 이미 완전히 증가되어 있고(ramped up), 제1 영역 없이 남아 있는 k-공간의 제2 중심 영역이 데카르트 방식으로(특히 싱글 포인트 촬영(single point imaging)을 통해) 스캐닝되고, 콘트라스트 증가를 위해 각각의 결정된 개수의 개별 측정들 전에 프리-펄스(pre-pulse)(특히 T1 콘트라스트를 설정하기 위한 반전 펄스(inversion pulse))가 제공되는, 영상 획득 방법에 관한 것이다. 이에 부가하여, 본 발명은 자기 공명 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 극초단 에코 시간(echo time)(따라서 0.5 ms 미만의 에코 시간 TE)을 가진 시퀀스들은 자기 공명 촬영에서 새로운 응용 분야를 제공한다. 이러한 시퀀스들의 반복 시간(repetition time) T2는 에코 시간보다 현저하게 짧고 이러한 시퀀스들의 신호는 획득 시점에 이미 감쇠해 있기 때문에 이러한 시퀀스들은 종래의 자기 공명 시퀀스들(예를 들어 스피ن 에코 시퀀스 또는 경사 에코 시퀀스)로는 보이지 않는 물질의 묘사를 가능케 한다. 게다가 극초단 에코 시간을 가진 일부 자기 공명 시퀀스들은 극히 작은 경사 변화만이 필요하기 때문에 극도로 조용하다. 환자의 잡음 노출을 현저하게 감소시키는 이러한 시퀀스들의 예로는 zTE(제로 TE 시퀀스), WASPI 시퀀스(Water and Fat Suppressed Proton Projection MRI), SWIFT 시퀀스(Sweep Imaging with Fourier Transform) 및 PETRA 시퀀스(Pointwise Encoding Time reduction with Radial Acquisition)가 있다.

[0003] 종래 기술에는, 예를 들어 방사상 UTE 시퀀스("Ultrashort Echo Time", 예를 들어 Sonia Nielles-Vallespin의 논문, "3D radial projection technique with ultrashort echo times for sodium MRI: clinical applications in human brain and skeletal muscle", Magn. Reson. Med. 2007; 57; 74 - 81 페이지 참조) 등의 극초단 에코 시간을 가진 복수의 자기 공명 시퀀스가 이미 제안되어 있다. 여기 펄스 후 대기 시간 후에, 경사들은 이로써 증가되고 데이터 획득과 동시에 시작된다. 여기 후에 이러한 방식으로 스캐닝되는 k-공간 층은 k-공간의 중심에서 바깥쪽으로 방사상으로 진행한다. 그러므로, k-공간에서 획득된 원시 데이터(raw data)에서 시작되는(푸리에 변환에 의한) 영상 데이터의 재구성 전에, 이를 원시 데이터는 처음에 데카르트 k-공간 그리드로 변환된다(예를 들어 리그리딩(regridding)을 통해).

[0004] 짧은 에코 시간을 가능케 하기 위한 또 다른 접근법은 자유 유도 감쇠(free induction decay, FID)가 검출되는 포인트들에서 k-공간을 스캐닝하는 것이다. 이러한 방법은 싱글 포인트 촬영이라고도 지칭되는데, 그 이유는 고주파(radio-frequency) 펄스마다 본질적으로 k-공간 내의 하나의 원시 데이터 포인트만이 검출되기 때문이다. 싱글 포인트 촬영을 위한 이러한 방법의 일례는 RASP 방법이다("Rapid Signal Point Imaging", O. Heid. et al., SMR, 3rd Annual Meeting, 684 페이지, 1995). k-공간 내의 원시 데이터 포인트가 이로써 고주파 여기 펄스 후의 고정된 시점에 에코 시간 TE에 판독되며, 그 원시 데이터 포인트의 위상은 k-공간이 한 포인트씩 스캐닝될 수 있도록 각각의 원시 데이터 포인트 또는 측정 포인트마다 자기 공명 장치에 의하여 변경되는 경사들에 의해 코딩되었다.

[0005] 에코 시간과 총 획득 시간의 추가 단축은 DE 10 2010 041 446 A1 및 D. Grodzki 등의 논문, "Ultrashort Echo Time Imaging Using Pointwise Encoding Time Reduction With Radial Acquisition (PETRA)", Magnetic Resonance in Medicine 67, 510 - 518 페이지, 2012에 기술되어 있는, PETRA 시퀀스에 의해 가능하게 된다.

이들 출판물들은 PETRA 시퀀스들의 구체적인 실현에 관한, 본 발명의 개시 내용에 참고로 포함된다. PETRA 시퀀스에서는, 촬영 영역에 대응하는 k-공간이 두 가지 상이한 방법으로 판독된다. 적어도 2개의 위상 코딩 경사가 처음에 자기 공명 장치의 경사 시스템에 의하여 각각의 공간 방향에서 스위칭되어 k-공간의 중심을 포함하지 않는 제1 영역이 스캐닝되며, 스위칭된 위상 코딩 경사들의 최대 강도에 도달한 후에야 자기 공명 장치의 고주파 송신/수신 장치에 의하여 비선택적 고주파 여기 펄스가 방출된다. 마지막으로 방출된 여기 펄스 후 시간 t_1 후에, 고주파 송신/수신 장치(또는 추가의, 아마도 전용의 고주파 수신 장치)에 의하여 에코 신호들이 획득되고 이들은 위상 코딩 경사들의 강도에 의해 미리 결정된 방사상 k-공간 궤적들(스포크들)을 따라 원시 데이터 포인트들로서 저장된다. 이러한 단계들은 시간 t_1 에 따라 제1 영역 내의 방사상 k-공간 궤적들을 따라 영상 영역에 대응하는 k-공간이 판독될 때까지 반복된다. 위상 코딩 경사들의 스위칭 및 이들이 증가될 때까지의 대기는, 예를 들어 UTE 시퀀스와 비교하여, 에코 시간까지 더 단축될 수 있다. 그러나, 위상 코딩 경사들이 이미 증가되어 있어 k-공간의 중심 - k-공간의 제2 영역 - 을 포함하는 중심의 구 모양 영역은 스캐닝될 수 없다. 따라서 k-공간의 제2 영역(이것은 따라서 k-공간의 제1 영역에 커버되지 않고 k-공간의 중심을 포함함)이 상이하게 측정되는 것이 제공되고, 여기서 스캐닝은 테카르트 방식으로, 특히 싱글 포인트 촬영 방법(예를 들어 RASP)에 의하여 행해진다. 방사상으로 판독된 원시 데이터는 푸리에 변환에 의하여 원시 데이터로부터 영상 데이터가 재구성될 수 있기 전에 (위에서 이미 설명한 바와 같이) 여전히 테카르트 k-공간 그리드로 변환되어야 하지만, 스캐닝의 이 제2 부분에서 획득된 원시 데이터는 이미 테카르트 k-공간 그리드 상에 위치해 있으므로, 비용과 시간이 추가로 절약된다.

[0006] 극초단 에코 시간을 가진 자기 공명 시퀀스들(특히 따라서 또한 PETRA 시퀀스)의 콘트라스트는 T1 강조 (weighting)까지 양성자 밀도 강조의 범위에 있다. 측정 동안 일정한 반복 시간과 일정한 숙임각(flip angle)을 가정하면, 정확한 콘트라스트를 결정하는 정상 상태라고 알려진 것이 전개된다. zTE, WASPI, SWIFT 및 PETRA 시퀀스에서는, 숙임각들이 종종 대략 8도 내지 12도 미만으로 제한되고, 이는 3 내지 5 ms의 전형적인 반복 시간을 가정하면 주로 양성자 밀도-강조된 콘트라스트로 이어진다.

[0007] T1 또는 또한 T2 콘트라스트를 획득하기 위해, 측정 프로세스들의 적어도 일부 이전에 각각 인가되는 프리-펄스들을 사용하는 것이 제안되었다. 따라서 시간을 절약하기 위해, n 회 반복마다 1회만 프리-펄스들을 인가하는 것을 상상할 수 있는데, 이는 (예를 들어) R. Chamberlain 등의 논문 "Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT", Proc. ISMRM 2011, 2723 페이지에 기술되어 있다.

[0008] MPRAGE 시퀀스에서는(예를 들어, M. Brant-Zawadzki 등의 논문, "MP RAGE: a three-dimensional T1-weighted, gradient-echo sequence - initial experience in the brain", Radiology 182, 769 - 775 페이지, 1992 참조), 개개의 k-공간 라인들이 테카르트 방식으로 스캐닝된다. 여기서도 프리-펄스들이 사용된다면, 프리-펄스 후에 정의된 시간 T_{VP} 가 처음에 여기서 대기되고, 그 후 $n = T_{ACQ/TR}$ 회의 반복이 측정되는 T_{ACQ} 의 획득 기간이 뒤따르며, 여기서 TR은 반복 시간을 나타낸다(통상 그러하듯이). 획득 기간 후에는, 다음 프리-펄스가 인가되기 전에 대기 시간이 추가로 제공될 수 있다. 대기 시간 동안, 스픈들이 이완되는데, 이는 아마도 신호 대 잡음비를 위해 유리할 수 있지만, 통상적으로 완전한 이완은 더 이상 일어나지 않는다.

[0009] 이에 대해서는 T1 강조를 위한 반전 펄스의 예에서 상세히 설명한다. 스픈들은 처음에는 반전 펄스로서 형성된 프리-펄스에 의해 반전된다(따라서 180° 의 숙임각만큼 회전된다). 이제 이완시에(항상 반복 시간만큼 시간 간격을 둠) 더 작은 숙임각에 관한 여기 펄스들이 제공된다면, 각각의 물질의 이완에 따라서 최대 가로 자기화(transversal magnetization)에 대응하지 않는 안정 자기화(stability magnetization)가 발생하고, 그 안정 자기화가 주어지면 이완 시간은 여기 펄스들에 의해 궁극적으로 "중단되고", 여기서 이 안정 자기화는 서로 다른 물질들(예를 들어 뇌의 회백질 및 백질)에 대해 상이하다. 이로부터 T1 강조가 발생한다.

[0010] 그 후 새로운 프리-펄스들에 대해 데이터 획득이 중단되면, 완전한 이완도 일어나지 않고, 따라서 결과적으로 최대 가로 자기화로부터의 회전은 발생하지 않고, 오히려 안정 자기화로부터 직접 또는 최대 가로 자기화와 안정 자기화 사이의 값만큼 회전이 발생한다. 따라서 특정 시간(과도 이벤트) 후에 정상 상태가 발생하는데, 이는 각 사이클의 프리-펄스 및 측정 프로세스에 대해 자기화의 곡선들이 동일함을 의미한다.

[0011] MPRAGE 시퀀스에서는 이제 몇 개의 이러한 사이클 후에(부분적으로 한 사이클 후에 이미) 완전한 측정의 초기에 관여한 정상 상태에서만 측정이 일어나는 것이 제공된다. 따라서 과도 이벤트로부터의 데이터로 측정을 어지럽히지 않기 위하여 특히 한 쌍의 이러한 사이클들을 대기하는 것이 종종 제공된다.

[0012] 최적으로 높은 SNR이 주어지면 최적으로 양호한 콘트라스트 - 예를 들어 뇌의 회백질과 백질 사이 - 가 달성되도록 MPRAGE 시퀀스를 최적화하는 절차가 지금 알려져 있다. 프리-펄스의 인가 후 최적화된 시점 TI를 결정하

는 것이 제공되고, 한편 최적으로 양호한 콘트라스트가 제공되지만(예를 들어 가로 자기화 성분들 사이의 분명한 차이) 이와 동시에 (예를 들어 상기 가로 자기화 성분들의) 절대 값은 신호 대 잡음비가 충분히 높을 만큼 크다. 결국 벨런싱이 행해지고, 그 결과 전술한 안정 자기화에 도달하기 전, 통상적으로 이완 프로세스 중에 있는 최적화된 시점 TI가 유도될 수 있다.

[0013] MPRAGE에서는 이제 k-공간 중심에 가장 가까운 k-공간 라인들과 콘트라스트 및 신호 대 잡음비를 위해 가장 결정적인 k-공간 라인들이 프리-펄스의 인가 후 최적화된 시점 TI에 명확하게 측정되는 것이 제안되었다.

[0014] 상이한 원리로 인해, MPRAGE 시퀀스에서의 이러한 절차는 PETRA 시퀀스에 바로 적용될 수 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 따라서 본 발명은 k-공간의 방사상 스캐닝과 k-공간의 테카르트 스캐닝을 겸비하는 자기 공명 시퀀스(특히 PETRA 시퀀스)에서 조차 콘트라스트 및 신호 대 잡음비를 개선하는 가능성을 허용하는 목적으로 기반을 두고 있다.

과제의 해결 수단

[0016] 이러한 목적을 달성하기 위해, 전술한 유형의 방법에서는 본 발명에 따라 k-공간의 중심에 가장 가까이 놓여 있는 k-공간의 제2 영역의 측정 포인트들 중 적어도 일부분이, 영상 노출시에 구별될 적어도 2개의 물질 중 하나의 (콘트라스트에 기여하는) 자기화의 제로 크로싱 후에 - 특히 직후에 - 프리-펄스의 첫 번째 인가 후 중심 측정 포인트로서 측정되는 것이 제공된다.

[0017] 따라서 맨 처음 프리-펄스(예를 들어 반전 펄스) 직후에 k-공간의 중심 주위의 정의된 개수의 k-공간 포인트들 (3^3 , 4^3 또는 5^3 포인트들)을 측정하는 것이 제안된다. 맨 처음 프리-펄스 후에, 스픻 시스템은 여전히 (전술한 바와 같은) 정상 상태에 관여하지 않았고 가로 자기화는 정상 상태에서보다 현저하게 더 큰 값을 달성한다. k-공간의 중심의 영역 내의 포인트들의 이러한 조기 측정의 두 번째 이점은 최대로 이완된 자기화가 주어지면 첫 번째 프리-펄스가 인가되고, 따라서 결과적으로 측정을 위해 최적인 콘트라스트 및/또는 신호 대 잡음비가 존재하는 시점을 분석적으로 결정하는 것이다(분명히 정의된 시작 위치로 인해). 이에 대해서는 다음에 더 상세히 논의한다.

[0018] k-공간의 중심이 영상 노출의 콘트라스트 및 신호 대 잡음비에 대해 결정적이기 때문에, 이렇게 하여 콘트라스트가 안정화되고 신호 대 잡음비가 증가될 수 있다.

[0019] T1 콘트라스트의 경우, 핵심 사항은 결과적으로 과도 이벤트에서 더 많은 가로 자기화가 존재하고, 정상 상태에서보다 구별될 물질들의 자기화에서 더 큰 응답이 실현될 수 있다는 것이다. T2 콘트라스트를 생성하기 위한 T2 프리-펄스들 - 예를 들어 일련의 반전, 리포커싱 등 - 이 주어지면 (프리-펄스의 첫 번째 인가시에 존재하는) 완전히 이완된 자기화가 양호한 콘트라스트를 위해 적절하고, 따라서 정상 상태에서는 차선의 콘트라스트가 존재하지만 매우 양호한 콘트라스트가 달성될 수 있다. 따라서 k-공간에서 더 밖에 위치하는 측정 포인트들(및 방사상 스포크들)이 정상 상태에서 측정된다.

[0020] 본 발명에 따른 방법에서는, 결과적으로 MPRAGE 시퀀스에서 위에 제시한 바와 같이 행해진 것과 정확히 반대되는 것이 구현되는데, 그 이유는 측정이 반드시 정상 상태에서 일어나는 것은 아니고; 오히려, k-공간 중심은 맨 처음 프리-펄스 후 정상 상태로 이어지는 과도 이벤트에서 명확하게 측정되기 때문이다 - 프리-펄스 및 후속의 측정들(획득 시간 기간)의 시퀀스는 사이클, 따라서 맨 처음 사이클로 지정된다.

[0021] 따라서 측정은 구별될 다수(예를 들어 2개)의 물질 중 하나의 가로 자기화가 그의 제로 크로싱을 가질 때 프리-펄스 후에 시작되는 것이 특히 유리하다. 다른 자기화들은 이 시점에 이미 더 이완되어 있고, 이는 특히 시간 순서로 마지막에 일어나는 제로 크로싱이 특별하게 간주된다는 것을 의미한다. 예를 들어, 뇌의 회백질과 백질이 물질들로서 구별되어야 하는 경우, T1 콘트라스트를 생성하기 위한 반전 펄스의 첫 번째 인가 후의 과도 이벤트 동안 뇌의 백질의 가로 자기화는 이미 거의 50%까지 이완되는 - 결과적으로 높은 신호 기여를 전달하는 - 반면 뇌의 회백질은 그의 제로 크로싱을 갖는 것이 적용된다. 연속적인 측정 사이클들(프리-펄스 및 획득 시간 기간을 포함함)에서는, 정상 상태가 관여하고 뇌의 백질의 가로 자기화는 뇌의 회백질의 가로 자기화의 제로 크로싱에서 현저하게 더 낮고, 따라서 이러한 방식으로 표현된 어떠한 차이도 제공되지 않고, 특히 더 낮은 가로 자기화들이 존재하여, 신호 대 잡음비에 부정적인 영향을 미친다.

- [0022] 또한 일반적으로 본 발명은 시퀀스의 나머지에서의 획득 시간 간들이 콘트라스트와 신호 대 잡음비 간의 이상적인 절충으로 실현될 수 없게 하며, 따라서 상이한 물질들의 신호들 간에 분명한 차이가 탈성되지 않는 시점들에서도 측정이 행해질 수 있다는 점에 주목한다. 이는 콘트라스트에 중요한 k-공간의 중심이 이미 최적의 콘트라스트로 측정되었기 때문에 발견된다.
- [0023] 종합적으로, 콘트라스트 대 잡음비 - 및 주로 신호 대 잡음비 - 는 따라서, 특히 순전히 정상 상태에서 최적의 측정 시점에 적용되는 변형 예와 비교하여, 현저하게 증가될 수 있다.
- [0024] 본 발명의 추가 실시예에서는, 중심 측정 포인트들의 측정이 프리-펄스의 인가 후 $\ln(2)$ 를 곱한 (영상 노출시에 구별될 적어도 2개의 물질 중 하나의) T1의 시작 시간 후에 시작되는 것이 제공될 수 있다. 이미 설명한 바와 같이, 분명히 정의된 시작 위치(특히 따라서 가로 자기화의 완전한 이완)는 이상적인 시점이 결정될 수 있게 해준다. 특히, 구별될 물질들 중 하나의 시간 순서로 마지막 제로 크로싱이 선택되고, 그 결과 T1의 시작 시간 = $\ln(2) * T1$ 이 된다. 뇌의 백질과 회백질의 구별의 예에서는, 뇌의 회백질의 가로 자기화의 제로 크로싱이 고려될 수 있다.
- [0025] 또한 처음에 k-공간의 중심에 대응하는 중심 측정 포인트가 측정되는 것이 제공될 수 있다. 제로 크로싱에서 최적의 콘트라스트가 제공된다면, k-공간 중심의 영역에서 추가 포인트들을 고려하기 위하여 (예를 들어 방금 설명한 바와 같이 계산된) 이 최적 시점에서 다음에 위치한 측정 포인트(특히 콘트라스트에 대해 주로 책임이 있는 k-공간의 중심에 위치한 측정 포인트)에서 k-공간의 중심을 측정하는 것이 제안된다.
- [0026] 이미 지적한 바와 같이, k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있는 n^3 포인트들이 중심 측정 포인트들로서 측정될 수 있는 것이 제공될 수 있고, $n = 2, 3, 4$ 또는 5이다. 따라서 예를 들어, 가장 중심의 27 또는 125 측정 포인트들이 중심 측정 포인트들로서 측정될 수 있다.
- [0027] 본 발명의 특히 유리한 실시예에서는, k-공간의 중심에 가장 가까이 위치해 있는 중심 측정 포인트에서 시작하여, k-공간 내의 나선형 측정 궤적을 따라 중심 측정 포인트들이 측정되는 것이 제공된다. 따라서 대응하는 측정 궤적(특히 k-공간 내의 나선형 측정 궤적)이 선택되어 결국 k-공간의 중심으로부터의 거리에 따라 정리된 중심 측정 포인트들을 측정하는 것을 상상할 수 있다. 따라서 그러한 측정 궤적들(획득 궤적들)은 위상 코딩 경사들에 관하여 큰 점프 없이도 구현되며, 따라서 잡음 전개가 발생하지 않고 시퀀스 전체가 조용하게 유지된다는 점에 주목한다.
- [0028] 따라서 일반적으로 말해서, 본 발명에 따른 방법은 k-공간의 제2 영역의 측정 포인트들의 측정시에 이들의 정의된 부분에 "우선권을 주고", 방사상 스포크들의 획득 전에 제1 영역에서 이들의 측정을 이미 수행하기 위해, (k-공간의 제1 영역에 포함된) k-공간의 중심이 어쨌든 데카르트 방식으로, 특히 싱글 포인트 촬영을 통해 스캐닝된다는 사실을 이용하고 있다. 이는 특히 자기 공명 시퀀스가 극히 조용하게 구현될 수 있는 이점을 약화시킬 수 있는, 위상 코딩 경사에서의 큰 점프를 강요하지 않고도 가능하다.
- [0029] 이 방법 외에도, 본 발명은 또한 본 발명에 따른 방법을 구현하도록 설계된 제어 장치를 포함하는 자기 공명 장치에 관한 것이다. 자기 공명 장치들은 종래 기술에서 가능한 가장 광범위한 정도까지 이미 알려져 있고 구체적인 영상 획득을 제어하는 제어 장치들을 포함하고, 따라서 정상 상태로 이어지는 과도 이벤트에서 이미 측정이 행해지는 측정 순서로 본 발명에 따른 방법에서 제공된 절차를 수행할 수도 있다. 본 발명에 따른 방법에 관한 모든 실시예들은 본 발명에 따른 자기 공명 장치에 유사하게 적용될 수 있으며, 따라서 본 발명의 이점을 은 이를 통해서도 달성될 수 있다.
- ### 도면의 간단한 설명
- [0030] 본 발명의 추가 이점들 및 세부 사항들은 하기에서 도면들을 이용하여 설명된 모범적인 실시예들로부터 알 수 있다.
- 도 1은 촬영 영역에 대응하는 k-공간의 획득을 위한 종래 기술에 따른 PETRA 시퀀스.
- 도 2는 종래 기술에 따른 프리-펄스들의 인가를 가정한 본 발명에 따른 방법에서의 측정의 워크플로우.
- 도 3은 다수의 사이클에 대한 T1 콘트라스트를 촉진하는 프리-펄스를 가정한 상이한 물질들의 가로 자기화의 곡선.
- 도 4는 본 발명에 따른 자기 공명 장치.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031]

도 1은 종래 기술(예를 들어 DE 10 2010 041 446 A1)로부터 알려져 있고 자기 공명 장치에서 영상 획득에 이용될 수 있는 자기 공명 시퀀스로서의 PETRA 시퀀스의 워크플로우를 보여주고 있다. 도 1의 첫째 라인은 방사된 고주파 여기 펄스들(1)을 보여주고; 둘째 라인은 연관된 판독 시간 기간들(2)을 보여주고 있다. 여기 펄스들(1)은 시퀀스 전체에 걸쳐 일정하게 유지되는 반복 시간 TR의 간격으로 각각 반복된다. 본 모범적인 실시예에서는, 2개의 코딩 경사가 스위칭되고, 따라서 제3 방향(슬라이스 방향, 여기서는 z-방향)에서의 코딩은 기정이다($G_z = 0$).

[0032]

분명히, k-공간의 제1 영역이 방사상으로 스캐닝되는 제1 측정 세그먼트 A와 k-공간의 중심을 포함하는 (제1 영역이 포함하지 않는) k-공간의 제2 영역이 스캐닝되는 제2 측정 세그먼트 B 양쪽 모두에서 스캐닝이 일어난다면, 원시 데이터의 극히 조용한 획득이 가능하도록 경사들은 매우 약간만(특히 측정 세그먼트 A에서는 연속적으로) 변경된다.

[0033]

본 모범적인 실시예에서는, 정의된 개수의 반복에 대해 프리-펄스로서 뇌의 백질과 회백질 사이의 T1 콘트라스트를 설정하기 위한 반전 펄스가 제공되고, 따라서 반복들(측정 프로세스들) 전체는, 도 2에 개략적으로 예시되어 있는 바와 같이, 여기 펄스들(16) 및 판독 시간들(17)의 조합들을 통해 생기는 다수의 프리-펄스들에 분포되는 사례가 고려된다. 따라서 프리-펄스들(3)은 후속의 측정 시간 기간들(4)과 함께 개략적으로 도시되어 있다. 다음에, 프리-펄스(3) 후에 측정이 시작될 수 있기 전의 대기 시간은 T_{VP} 로 지정되어야 하고; (반복 시간 TR의 배수인) 측정 시간 기간(4)에서의 측정 기간은 T_{ACQ} 로 지정되어야 하고; 다음 프리-펄스(3) 전의 선택적인 추가 대기 시간 기간은 T_{wait} 로 지정되어야 한다. 프리-펄스들(3)의 규칙적인 사용과 각각의 동일한 길이의 시간들 T_{VP} , T_{ACQ} 및 T_{wait} 를 가정하면, 각 사이클의 프리-펄스(3)와 측정 시간 기간(4)에 대해 자기화 곡선이 동일한 정상 상태가 생긴다.

[0034]

그러나, 본 발명의 범위 내에서, k-공간의 중심에 가장 가까이 위치하는 측정 포인트들의 부분이 첫 번째 프리-펄스(3) 직후에 측정 세그먼트 B1에 특히 높은 콘트라스트에서 측정되어 측정 세그먼트들 A와 B로 분할하는 것 - (도 2에서 위에 도시된 바와 같이) 데카르트 부분의 측정은 시점(5)에서 시작됨 - 으로부터 편차가 만들어지고, 그런 다음에야 k-공간의 방사상 스캐닝을 위해 첫 번째 측정 세그먼트 A가 시작되고, 그 후에 (도 2에서 아래에 도시된 바와 같이) 중심 측정 포인트들에 대응하지 않는 데카르트 부분의 나머지 측정 포인트들에 대한 부분 측정 세그먼트 B2가 뒤따른다.

[0035]

설명을 위해, 도 3은 뇌의 백질(곡선 6) 및 뇌의 회백질(곡선 7)에 대한 가로 자기화의 시간 곡선을 보여주고 있다. 곡선 8은 자기화들의 서로에 대한 관계를 보여주고 있다. 곡선들은 첫 번째 제공된 프리-펄스(여기서는 반전 펄스)가 종료하는 시점(9) 직후에 시작되고; 결과적으로 최대 이완된 가로 자기화들의 반전이 발생하였다.

[0036]

도 3으로부터 두 번째 사이클 II에서 이미 정상 상태가 설정된 것이 분명하고, 이는 곡선 6, 7에 따른 자기화들이 사이클들 II, III, IV, ...에서 항상 동일하게 진행한다는 것을 의미한다. 그러나, 사이클 I는 첫 번째 프리-펄스 후에 현저하게 상이하고, 이는 결과적으로 정상 상태로 이어지는 과도 이벤트를 나타낸다. 완전히 이 완된 자기화가 가정되기 때문에, 자기화를 위한 더 높은 값들이 분명히 생기고, 이때 특히 분명한 것은 뇌의 회백질에 대한 곡선 7의 제로 크로싱(zero crossing) 시점(시점 10)에서, 나중의 사이클들 II, III, IV에서보다 뇌의 백질(곡선 6)의 가로 자기화를 위한 명백하게 더 높은 값이 가로 자기화를 위해 이미 존재한다는 것이다. 결과적으로 시점(10)에서 우수한 T1 콘트라스트가 실현되고, 이는 나중의 사이클들에서는 이러한 방식으로 반복되지 않는다. 그러므로, k-공간의 중심에 가장 가까이 있는 몇몇 포인트들(예를 들어 27 또는 125 포인트들)을 이미 측정하기 위하여 시점(10)에서의 시간 기간(부분 측정 세그먼트 B1)이 사용된다. 따라서 정상 상태에서는 발생하지 않고 과도 국면 중에만 발생하는 최적 조건들이 이용된다.

[0037]

이들 측정 포인트들의 측정의 시작 포인트로서, 뇌의 회백질의 가로 자기화가 그의 제로 크로싱을 갖는, 따라서 구체적으로 $\ln(2) * T_{1\text{grey}}$ 인 시점(10)이 선택된다. 도 3으로부터 분명한 바와 같이, 이 시점에 뇌의 백질의 가로 자기화는 이미 거의 50%까지 이완되었고, 따라서 이는 높은 신호 기여를 전달한다.

[0038]

다른 사이클들에서의 측정들 - 따라서 처음에 도 2에 따라 이미 제공된 것과 같은 첫 번째 측정 세그먼트 A에서의 k-공간의 방사상 스캐닝 - 은 프리-펄스(3) 후 첫 번째 사이클 I에서의 최적 시점(10)에 시작되어서는 안 되고; 오히려, 여기서는 당연히 다른 설정들이 선택될 수 있고, 특히 뇌의 회백질과 백질의 신호 간에 분명한 차

이가 달성되지 않는 것들(예를 들어 $S_{\text{W}}/S_{\text{G}} = 1.5$)이 선택될 수 있다. 이것은 (콘트라스트를 위해 중요한) k-공간 중심이 이미 최적의 콘트라스트로 측정되었기 때문에 가능하다.

[0039] 부분 측정 세그먼트 B1에서의 중심 측정 포인트들의 측정은 처음에는 k-공간의 중심에 가장 가까이 위치하는 포인트 - 특히 k-공간의 중심에 위치하는 포인트 - 가 측정되고, 이어서 k-공간의 중심으로부터의 거리에 따라 순서대로 추가 중심 측정 포인트들이 측정되는 것을 보장하는 나선형 획득 궤적이 사용되도록 행해진다.

[0040] 마지막으로, 도 4는 본 발명에 따른 자기 공명 장치(11)의 원리 도면을 보여주고 있다. 기본적으로 알려져 있는 바와 같이, 이것은 환자 리셉터클(13)을 통하여 환자를 밀어넣을 수 있는 기본 마그넷 유닛(12)을 갖고 있다. 환자 리셉터클(13)은 고주파 송신/수신 장치, 예를 들어 바디 코일(여기서는 명료함을 위해 상세히 도시되지 않음)을 에워쌀 수 있고, 경사 코일들이 제공될 수 있다.

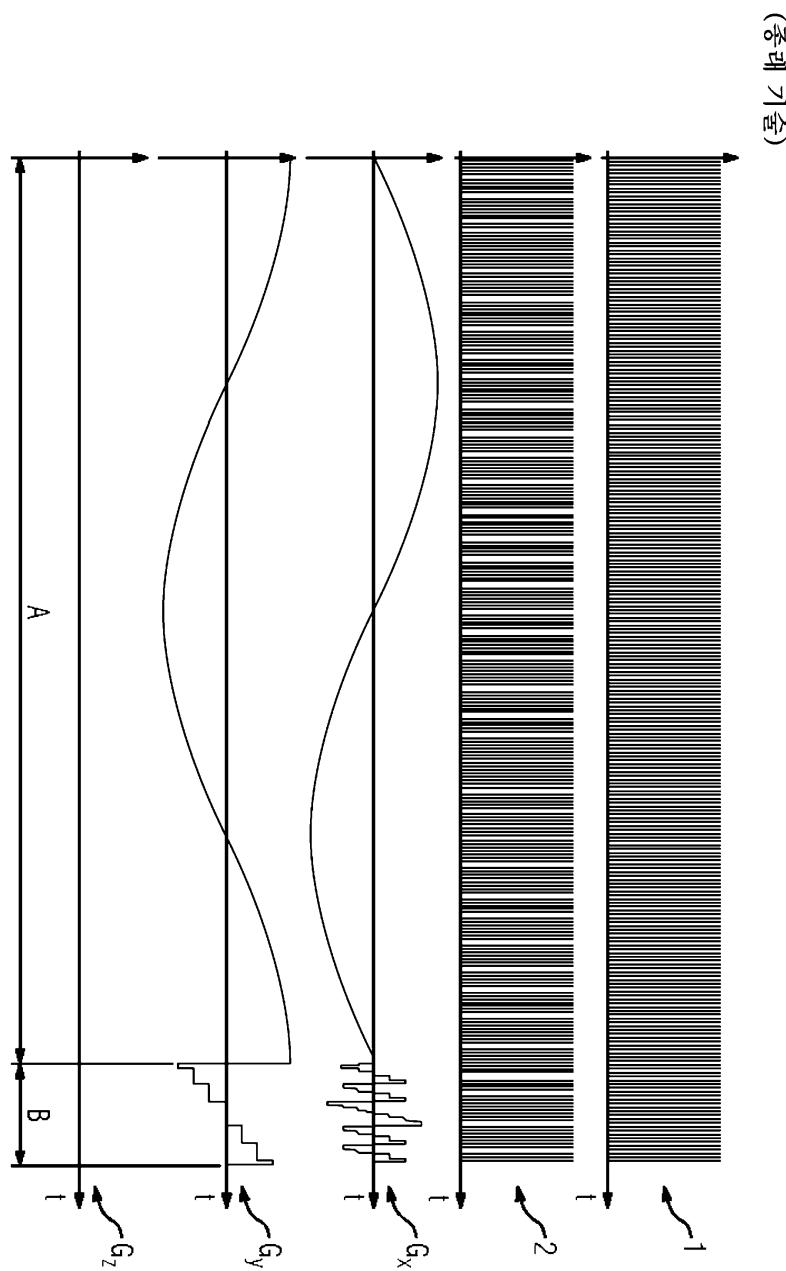
[0041] 자기 공명 장치(11)의 동작은 영상 획득시에 설정된 시퀀스 파라미터들로 PETRA 자기 공명 시퀀스를 실현하는 제어 장치(14)를 통해 제어된다. 제어 장치(14)는 디스플레이 장치(17)와 입력 장치(16)를 가진 오퍼레이팅 유닛(15)과 연결된다. 이로써 사용자의 희망에 따라 조정 가능한 시퀀스 파라미터들 - 예를 들어 획득될 다수의 방사상 스포크들 - 이 설정될 수 있다.

[0042] 제어 장치(14)는 본 발명에 따른 방법을 구현하도록 설계되고, 이는 첫 번째 프리-펄스의 인가 후 과도 이벤트에서 중심 측정 포인트들이 측정되도록 그것이 획득 활동을 조정한다는 것을 의미한다.

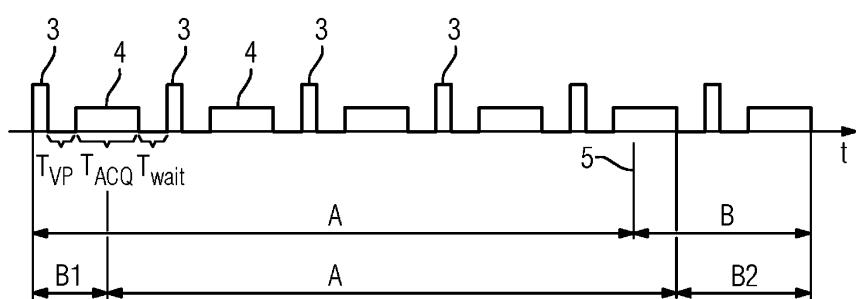
[0043] 선호되는 모범적인 실시예들을 통해 본 발명을 상세히 예시하고 설명하였지만, 본 발명은 개시된 예들에 의해 제한되지 않고, 이들로부터 숙련된 당업자에 의해 본 발명의 보호 범위를 벗어나지 않고 다른 변형들이 도출될 수 있다.

도면

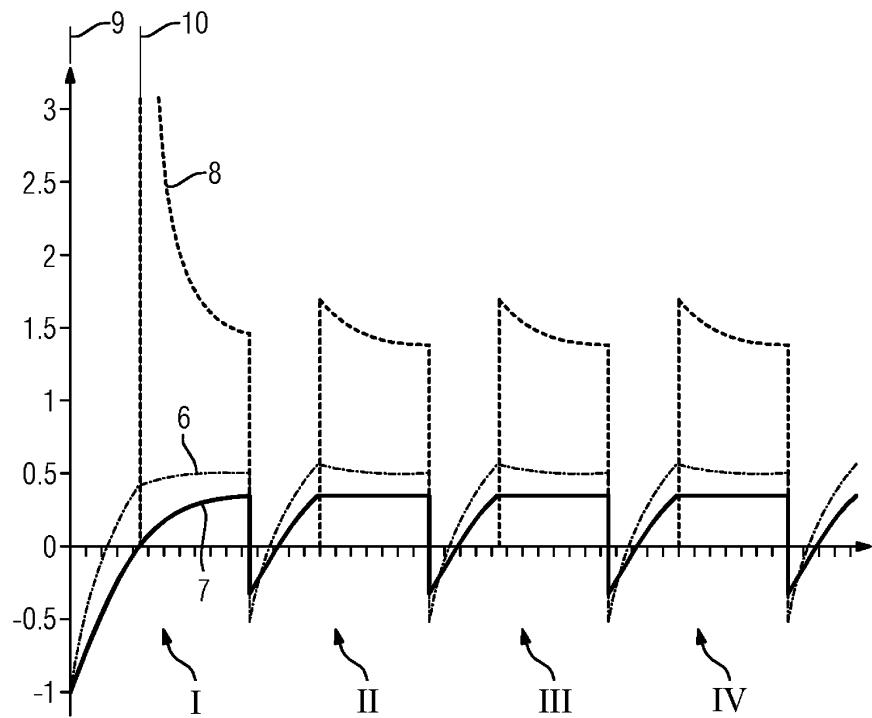
도면1



도면2



도면3



도면4

