



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0047019

(43) 공개일자 2015년05월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/055 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0126727

(22) 출원일자 2013년10월23일

심사청구일자 2013년10월23일

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

김수길

서울 성북구 안암로 145, 과학도서관 612 (안암동5가, 고려대학교이과대학)

성열민

서울 구로구 구일로10길 53, 101동 903호 (구로동, 현대아파트)

최상천

서울 용산구 후암로30길 8, 401호 (후암동, 리더스빌)

(74) 대리인

리엔목특허법인

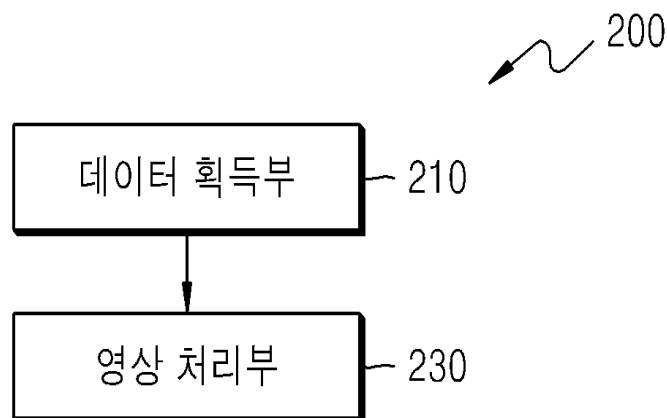
전체 청구항 수 : 총 26 항

(54) 발명의 명칭 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법

(57) 요약

자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법이 개시된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부, 및 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득하고, 상기 시공간 상관 계수를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득하는 영상 처리부를 포함하며, 시공간 상관 계수의 정확도를 높여서 영상의 화질을 개선할 수 있다.

대표도 - 도2



명세서

청구범위

청구항 1

고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부; 및

상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득하고, 상기 시공간 상관 계수를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득하는 영상 처리부를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복원된 K-t 공간 데이터에 포함되는 잡음이 감소되도록, 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 영상 처리부는

칼만 필터를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터를 보정하고, 상기 보정된 라인 데이터를 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 칼만 필터의 이득값을 계산하고, 상기 계산된 이득값을 적용해 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정하고, 상기 보정된 신호값을 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복원된 K-t 공간 데이터 및 상기 시공간 상관 계수를 이용하여, 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에 포함되는 상기 획득된 라인 데이터를 역으로 추정하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 역 추정된 라인 데이터의 값과 상기 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋보다 크면, 상기 차이가 상기 제1 오프셋보다 작아질 때까지 상기 시공간 상관 계수의 획득 동작을 반복하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 잡음 정보는

상기 복수개의 채널 코일들의 노이즈 맵을 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 상기 잡음 정보는

상기 고주파 멀티 코일에서 고주파 신호를 송신하였을 때 상기 송신된 고주파 신호에 대응하여 생성되며, 상기

복수개의 채널 코일들을 통하여 획득되는 갠트리 안의 잡음 신호를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 9

제1항에 있어서, 상기 데이터 획득부는

상기 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여, 계단 격자 형태를 갖는 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 데이터 획득부는

상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 K 공간에서, 상기 자기 공명 신호를 제1 라인 간격마다 언더 샘플링하고, 상기 K 공간의 중심 영역에서 추가적으로 나이퀴스트 샘플링을 수행하여, 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 11

제1항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 복수개의 상기 복원된 K-t 공간 데이터를 공간 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성하고, 상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 이용하여 최종 자기 공명 영상을 획득하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터를 역 푸리에 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 영상 처리부는

상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 제곱합 또는 복소합하여 상기 최종 자기 공명 영상을 생성하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상 장치.

청구항 14

고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 단계;

상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득하는 단계; 및

상기 시공간 상관 계수를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 15

제14항에 있어서, 상기 시공간 상관 계수를 획득하는 단계는

상기 복원된 K-t 공간 데이터에 포함되는 잡음이 감소되도록, 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 16

제14항에 있어서, 상기 시공간 상관 계수를 획득하는 단계는

칼만 필터를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터를 보정하는 단계; 및

상기 보정된 라인 데이터를 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는

자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 17

제14항에 있어서, 상기 시공간 상관 계수를 획득하는 단계는

상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 칼만 필터의 이득값을 계산하는 단계;

상기 계산된 이득값을 적용해 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정하는 단계; 및

상기 보정된 신호값을 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 복원된 K - t 공간 데이터 및 상기 시공간 상관 계수를 이용하여, 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터에 포함되는 상기 획득된 라인 데이터를 역으로 추정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 역 추정된 라인 데이터의 값과 상기 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋보다 큰지 판단하는 단계; 및

상기 차이가 상기 제1 오프셋보다 크면, 상기 차이가 상기 제1 오프셋보다 작아질 때까지 상기 시공간 상관 계수의 획득 동작을 반복하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 20

제14항에 있어서, 상기 채널 코일들의 잡음 정보는

상기 채널 코일들의 노이즈 맵을 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 21

제14항에 있어서,

상기 고주파 멀티 코일에서 고주파 신호를 송신하고, 상기 송신된 고주파 신호에 대응하여 생성되는 겐트리 안의 잡음 신호를 상기 복수개의 채널 코일들을 통하여 획득하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 22

제14항에 있어서, 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터를 획득하는 단계는

상기 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여, 계단 격자 형태를 갖는 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 23

제22항에 있어서, 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터를 획득하는 단계는

상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 K 공간에서, 상기 자기 공명 신호를 제1 라인 간격마다 언더 샘플링하는 단계; 및

상기 K 공간의 중심 영역에서 추가적으로 나이퀴스트 샘플링을 수행하여, 상기 언더 샘플링된 K - t 공간 데이터를 획득하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 24

제14항에 있어서,

상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 복수개의 상기 복원된 K-t 공간 데이터들을 공간 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성하는 단계; 및

복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 이용하여 최종 자기 공명 영상을 획득하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 25

제24항에 있어서, 상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성하는 단계는

상기 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터들을 역 푸리에 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

청구항 26

제24항에 있어서, 상기 최종 자기 공명 영상을 획득하는 단계는

상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 제곱합 또는 복소합하여 상기 최종 자기 공명 영상을 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 자기 공명 영상의 이미징 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본원 발명은 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 관한 것이다.

[0002] 구체적으로, 시공간을 기반으로 하여, 움직이는 대상체를 시계열적으로 촬영하여 대응되는 영상을 생성하기 위한 시공간 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 자기 공명 영상(MRI: magnetic resonance imaging) 촬영 장치는 자기장을 이용해 피사체를 촬영하는 장치로, 뼈는 물론 디스크, 관절, 신경 인대 등을 원하는 각도에서 입체적으로 보여주기 때문에 정확한 질병 진단을 위해서 널리 이용되고 있다.

[0004] 자기 공명 영상 장치는 자기 공명(MR: magnetic resonance) 신호를 획득하고, 획득된 신호를 영상으로 재구성하여 출력한다.

[0005] 획득된 자기 공명 신호를 처리하는 자기 공명 영상의 이미징 방법으로는 K 공간(K-space)에 기반한 그라파(GRAPPA, Generalized Auto-calibrating Partially Parallel Acquisition) 기법 등이 있다.

[0006] 그라파(GRAPPA: generalized autocalibrating partially parallel acquisitions) 기법은 K 공간 기반의 이미징 방법으로, 셀프 캘리브레이션을 통해 캘리브레이션 신호와 인접하는 측정된 소스 신호 사이의 공간 상호작용 값인 공간 상관(spatial correlations 또는 convolution kernels) 계수를 계산하고, 계산된 공간 상관 계수를 이용하여 미측정된 신호를 추정한다.

[0007] 구체적으로, 그라파 기법은 언더 샘플링(undersampling)된 데이터인 측정된 신호와 추가적인 오토캘리브레이팅 라인(ACS line: autocalibrating line)을 사용하여, 얻어지지 않은 K 공간의 라인들을 채널별로 복원한다.

[0008] 캘리브레이션을 수행하여 K 공간 데이터를 복원하는데 있어서, 영상 신호의 데이터가 노이즈에 의해 훼손되거나 공간 상호작용 값이 변화되는 경우에는, 최종적으로 획득되는 자기 공명 영상의 앨리어싱 결함(aliasing artifacts) 및 증폭된 노이즈가 발생하게 되는 문제가 있다.

[0009] 또한, 그라파 기법에 기반하여 움직이는 대상체를 시계열(time-series)적으로 촬영하여 영상을 획득하기 위한 시공간 병렬 자기 공명 영상 기법들은, 데이터에 존재하는 잡음으로 인하여 정확한 시공간 상관 계수를 구하기

가 어려웠으며, 잡음으로 인하여 시공간 상관 계수의 정확도가 떨어졌다. 전술한 바와 같이 잡음으로 인하여 정확도가 떨어진 시공간 상관 계수를 이용하여 복원된 영상은 엘리어링 결함(aliasing artifact)과 잡음(noise)을 많이 포함하게 된다. 그에 따라서 사용자가 영상을 관독하는데 어려움이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본원 발명은 잡음이 제거된 영상을 복원할 수 있는 시공간 기반의 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법의 제공을 목적으로 한다.

[0011] 구체적으로, 본원 발명은 시공간 상관관계를 추정할 때 채널 코일의 잡음을 고려함으로써, 잡음이 제거된 영상을 복원할 수 있도록 하는 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법의 제공을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 데이터 획득부, 및 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득하고, 상기 시공간 상관 계수를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득하는 영상 처리부를 포함한다.

[0013] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복원된 K-t 공간 데이터에 포함되는 잡음이 감소되도록, 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 상기 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다.

[0014] 또한, 상기 영상 처리부는 칼만 필터를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터를 보정하고, 상기 보정된 라인 데이터를 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다.

[0015] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 칼만 필터의 이득값을 계산하고, 상기 계산된 이득값을 적용해 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정하고, 상기 보정된 신호값을 이용하여 상기 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다.

[0016] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복원된 K-t 공간 데이터 및 상기 시공간 상관 계수를 이용하여, 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에 포함되는 상기 획득된 라인 데이터를 역으로 추정할 수 있다.

[0017] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 역 추정된 라인 데이터의 값과 상기 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋보다 크면, 상기 차이가 상기 제1 오프셋보다 작아질 때까지 상기 시공간 상관 계수의 획득 동작을 반복할 수 있다.

[0018] 또한, 상기 잡음 정보는 상기 복수개의 채널 코일들의 노이즈 맵을 포함할 수 있다.

[0019] 또한, 상기 잡음 정보는 상기 고주파 멀티 코일에서 고주파 신호를 송신하였을 때 상기 송신된 고주파 신호에 대응하여 생성되며, 상기 복수개의 채널 코일들을 통하여 획득되는 갠트리 안의 잡음 신호를 포함할 수 있다.

[0020] 또한, 상기 데이터 획득부는 상기 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여, 계단 격자 형태를 갖는 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터들을 획득할 수 있다.

[0021] 또한, 상기 데이터 획득부는 상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 K 공간에서, 상기 자기 공명 신호를 제1 라인 간격마다 언더 샘플링하고, 상기 K 공간의 중심 영역에서 추가적으로 나이퀴스트 샘플링을 수행하여, 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득할 수 있다.

[0022] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 복수개의 상기 복원된 K-t 공간 데이터들을 공간 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성하고, 상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 이용하여 최종 자기 공명 영상을 획득할 수 있다.

[0023] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터들을 역 푸리에 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.

[0024] 또한, 상기 영상 처리부는 상기 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 제곱합 또는 복소합하여 상기 최종 자기

공명 영상을 생성할 수 있다.

[0025]

본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법은 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 단계, 상기 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득하는 단계, 및 상기 시공간 상관 계수를 이용하여 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득하는 단계를 포함한다.

도면의 간단한 설명

[0026]

도 1은 일반적인 MRI 시스템의 개략도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 도면이다.

도 3은 도 2의 데이터 획득부의 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 나타내는 도면이다.

도 5는 칼만 필터 및 시공간 상관 계수의 획득을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 영상 처리부의 일 동작을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법을 나타내는 플로우차트이다.

도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법을 나타내는 플로우차트이다.

도 9는 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 도면이다.

도 10은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 다른 도면이다.

도 11은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 다른 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027]

본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법 및 장치는 첨부되는 도면과 함께 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다.

[0028]

본 명세서에서 사용되는 용어에 대해 간략히 설명하고, 본 발명에 대해 구체적으로 설명하기로 한다.

[0029]

본 발명에서 사용되는 용어는 본 발명에서의 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나, 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도 또는 관례, 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 발명의 설명 부분에서 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 본 발명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 본 발명의 전반에 걸친 내용을 토대로 정의되어야 한다.

[0030]

명세서 전체에서 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있음을 의미한다. 또한, 명세서에서 사용되는 "부"라는 용어는 소프트웨어, FPGA 또는 ASIC과 같은 하드웨어 구성요소를 의미하며, "부"는 어떤 역할들을 수행한다. 그렇지만 "부"는 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되는 의미는 아니다. "부"는 어드레싱 할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 따라서, 일 예로서 "부"는 소프트웨어 구성요소들, 객체지향 소프트웨어 구성요소들, 클래스 구성요소들 및 태스크 구성요소들과 같은 구성요소들과, 프로세스들, 함수들, 속성들, 프로시저들, 서브루틴들, 프로그램 코드의 세그먼트들, 드라이버들, 펌웨어, 마이크로 코드, 회로, 데이터, 데이터베이스, 데이터 구조들, 테이블들, 어레이들 및 변수들을 포함한다. 구성요소들과 "부"들 안에서 제공되는 기능은 더 작은 수의 구성요소들 및 "부"들

로 결합되거나 추가적인 구성요소들과 "부"들로 더 분리될 수 있다.

- [0031] 아래에서는 첨부한 도면을 참고하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략한다.
- [0032] 본 명세서에서 "이미지"는 이산적인 이미지 요소들(예를 들어, 2차원 이미지에 있어서의 픽셀들 및 3차원 이미지에 있어서의 볼륨들)로 구성된 다차원(multi-dimensional) 데이터를 의미할 수 있다. 예를 들어, 이미지는 X-ray, CT, MRI, 초음파 및 다른 의료 영상 시스템에 의해 획득된 대상체의 의료 이미지 등을 포함할 수 있다.
- [0033] 또한, 본 명세서에서 "대상체(object)"는 사람 또는 동물, 또는 사람 또는 동물의 일부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 대상체는 간, 심장, 자궁, 뇌, 유방, 복부 등의 장기, 또는 혈관을 포함할 수 있다. 또한, "대상체"는 팬텀(phantom)을 포함할 수도 있다. 팬텀은 생물의 밀도와 실험 원자 번호에 아주 근사한 부피를 갖는 물질을 의미하는 것으로, 신체와 유사한 성질을 갖는 구형(sphere)의 팬텀을 포함할 수 있다.
- [0034] 또한, 본 명세서에서 "사용자"는 의료 전문가로서 의사, 간호사, 임상 병리사, 의료 영상 전문가 등이 될 수 있으며, 의료 장치를 수리하는 기술자가 될 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.
- [0035] 또한, 본 명세서에서 "자기 공명 영상 (MRI: Magnetic Resonance Image)"이란 핵자기 공명 원리를 이용하여 획득된 대상체에 대한 영상을 의미한다.
- [0036] 또한, 본 명세서에서 "펄스 시퀀스"란, MRI 시스템에서 반복적으로 인가되는 신호의 연속을 의미한다. 펄스 시퀀스는 RF 펄스의 시간 파라미터, 예를 들어, 반복 시간(Repetition Time, TR) 및 에코 시간(Time to Echo, TE) 등을 포함할 수 있다.
- [0037] MRI 시스템은 특정 세기의 자기장에서 발생하는 RF(Radio Frequency) 신호에 대한 MR(Magnetic Resonance) 신호의 세기를 명암 대비로 표현하여 대상체의 단층 부위에 대한 이미지를 획득하는 기기이다. 예를 들어, 대상체를 강력한 자기장 속에 놓은 후 특성의 원자핵(예컨대, 수소 원자핵 등)만을 공명시키는 RF 신호를 대상체에 순간적으로 조사했다가 중단하면 상기 특성의 원자핵에서 MR 신호가 방출되는데, MRI 시스템은 이 MR 신호를 수신하여 MR 이미지를 획득할 수 있다. MR 신호는 대상체로부터 방사되는 RF 신호를 의미한다. MR 신호의 크기는 대상체에 포함된 소정의 원자(예컨대, 수소 등)의 농도, 이완시간 T1, 이완시간 T2 및 혈류 등의 흐름에 의해 결정될 수 있다.
- [0038] MRI 시스템은 다른 이미징 장치들과는 다른 특징들을 포함한다. 이미지의 획득이 감지 하드웨어(detecting hardware)의 방향에 의존하는 CT와 같은 이미징 장치들과 달리, MRI 시스템은 임의의 지점으로 지향된 2D 이미지 또는 3D 볼륨 이미지를 획득할 수 있다. 또한, MRI 시스템은, CT, X-ray, PET 및 SPECT와 달리, 대상체 및 검사자에게 방사선을 노출시키지 않으며, 높은 연부 조직(soft tissue) 대조도를 갖는 이미지의 획득이 가능하며, 비정상적인 조직의 명확한 묘사가 중요한 신경(neurological) 이미지, 혈관 내부(intravascular) 이미지, 근 골격(musculoskeletal) 이미지 및 종양(oncologic) 이미지 등을 획득할 수 있다.
- [0039] 도 1은 일반적인 MRI 시스템의 개략도이다. 도 1을 참조하면, MRI 시스템은 갠트리(gantry)(20), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)를 포함할 수 있다.
- [0040] 갠트리(20)는 주 자석(22), 경사 코일(24), RF 코일(26) 등에 의하여 생성된 전자파가 외부로 방사되는 것을 차단한다. 갠트리(20) 내 보어(bore)에는 정자기장 및 경사자장이 형성되며, 대상체(10)를 향하여 RF 신호가 조사된다.
- [0041] 주 자석(22), 경사 코일(24) 및 RF 코일(26)은 갠트리(20)의 소정의 방향을 따라 배치될 수 있다. 소정의 방향은 동축 원통 방향 등을 포함할 수 있다. 원통의 수평축을 따라 원통 내부로 삽입 가능한 테이블(table)(28)상에 대상체(10)가 위치될 수 있다.
- [0042] 주 자석(22)은 대상체(10)에 포함된 원자핵들의 자기 쌍극자 모멘트(magnetic dipole moment)의 방향을 일정한 방향으로 정렬하기 위한 정자기장 또는 정자장(static magnetic field)을 생성한다. 주 자석에 의하여 생성된 자장이 강하고 균일할수록 대상체(10)에 대한 비교적 정밀하고 정확한 MR 영상을 획득할 수 있다.
- [0043] 경사 코일(Gradient coil)(24)은 서로 직교하는 X축, Y축 및 Z축 방향의 경사자장을 발생시키는 X, Y, Z 코일을 포함한다. 경사 코일(24)은 대상체(10)의 부위 별로 공명 주파수를 서로 다르게 유도하여 대상체(10)의 각 부위의 위치 정보를 제공할 수 있다.

- [0044] RF 코일(26)은 환자에게 RF 신호를 조사하고, 환자로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다. 구체적으로, RF 코일(26)은, 세차 운동을 하는 원자핵을 향하여 세차운동의 주파수와 동일한 주파수의 RF 신호를 환자에게 전송한 후 RF 신호의 전송을 중단하고, 환자로부터 방출되는 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0045] 예를 들어, RF 코일(26)은 어떤 원자핵을 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이시키기 위하여 이 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수(Radio Frequency)를 갖는 전자파 신호, 예컨대 RF 신호를 생성하여 대상체(10)에 인가할 수 있다. RF 코일(26)에 의해 생성된 전자파 신호가 어떤 원자핵에 가해지면, 이 원자핵은 낮은 에너지 상태에서부터 높은 에너지 상태로 천이될 수 있다. 이후에, RF 코일(26)에 의해 생성된 전자파가 사라지면, 전자파가 가해졌던 원자핵은 높은 에너지 상태에서부터 낮은 에너지 상태로 천이하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파를 방사할 수 있다. 다시 말해서, 원자핵에 대하여 전자파 신호의 인가가 중단되면, 전자파가 가해졌던 원자핵에서는 높은 에너지에서 낮은 에너지로의 에너지 준위의 변화가 발생하면서 라모어 주파수를 갖는 전자파가 방사될 수 있다. RF 코일(26)은 대상체(10) 내부의 원자핵들로부터 방사된 전자파 신호를 수신할 수 있다.
- [0046] RF 코일(26)은 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 기능을 함께 갖는 하나의 RF 송수신 코일로서 구현될 수도 있다. 또한, 원자핵의 종류에 대응하는 무선 주파수를 갖는 전자파를 생성하는 기능을 갖는 송신 RF 코일과 원자핵으로부터 방사된 전자파를 수신하는 기능을 갖는 수신 RF 코일로서 각각 구현될 수도 있다.
- [0047] 또한, 이러한 RF 코일(26)은 갠트리(20)에 고정된 형태일 수 있고, 착탈이 가능한 형태일 수 있다. 착탈이 가능한 RF 코일(26)은 머리 RF 코일, 흉부 RF 코일, 다리 RF 코일, 목 RF 코일, 어깨 RF 코일, 손목 RF 코일 및 발목 RF 코일 등을 포함한 대상체의 일부분에 대한 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0048] 또한, RF 코일(26)은 유선 및/또는 무선으로 외부 장치와 통신할 수 있으며, 통신 주파수 대역에 따른 듀얼 튠(dual tune) 통신도 수행할 수 있다.
- [0049] 또한, RF 코일(26)은 코일의 구조에 따라 새장형 코일(birdcage coil), 표면 부착형 코일(surface coil) 및 링 전자파 코일(TEM 코일)을 포함할 수 있다.
- [0050] 또한, RF 코일(26)은 RF 신호 송수신 방법에 따라, 송신 전용 코일, 수신 전용 코일 및 송/수신 겸용 코일을 포함할 수 있다.
- [0051] 또한, RF 코일(26)은 16 채널, 32 채널, 72채널 및 144 채널 등 다양한 채널의 RF 코일을 포함할 수 있다.
- [0052] 이하에서는, RF 코일(26)이 다수개의 채널들인 제1 내지 제 N 채널에 각각 대응되는 N 개의 코일들을 포함하는 고주파 멀티 코일(Radio Frequency multi coil)인 경우를 예로 들어 설명한다. 여기서, 고주파 멀티 코일은 다 채널 RF 코일이라 칭할 수도 있다.
- [0053] 갠트리(20)는 갠트리(20)의 외측에 위치하는 디스플레이(29)와 갠트리(20)의 내측에 위치하는 디스플레이(미도시)를 더 포함할 수 있다. 갠트리(20)의 내측 및 외측에 위치하는 디스플레이를 통해 사용자 또는 대상체에게 소정의 정보를 제공할 수 있다.
- [0054] 신호 송수신부(30)는 소정의 MR 시퀀스에 따라 갠트리(20) 내부, 즉 보어에 형성되는 경사자장을 제어하고, RF 신호와 MR 신호의 송수신을 제어할 수 있다.
- [0055] 신호 송수신부(30)는 경사자장 증폭기(32), 송수신 스위치(34), RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)를 포함할 수 있다.
- [0056] 경사자장 증폭기(Gradient Amplifier)(32)는 갠트리(20)에 포함된 경사 코일(24)을 구동시키며, 경사자장 제어부(54)의 제어 하에 경사자장을 발생시키기 위한 펄스 신호를 경사 코일(24)에 공급할 수 있다. 경사자장 증폭기(32)로부터 경사 코일(24)에 공급되는 펄스 신호를 제어함으로써, X축, Y축, Z축 방향의 경사 자장이 합성될 수 있다.
- [0057] RF 송신부(36) 및 RF 수신부(38)는 RF 코일(26)을 구동시킬 수 있다. RF 송신부(36)는 라모어 주파수(Larmor frequency)의 RF 펄스를 RF 코일(26)에 공급하고, RF 수신부(38)는 RF 코일(26)이 수신한 MR 신호를 수신할 수 있다.
- [0058] 송수신 스위치(34)는 RF 신호와 MR 신호의 송수신 방향을 조절할 수 있다. 예를 들어, 송신 모드 동안에 RF 코일(26)을 통하여 대상체(10)로 RF 신호가 조사되게 하고, 수신 모드 동안에는 RF 코일(26)을 통하여 대상체(1

0)로부터의 MR 신호가 수신되게 할 수 있다. 이러한 송수신 스위치(34)는 RF 제어부(56)로부터의 제어 신호에 의하여 제어될 수 있다.

[0059] 모니터링부(40)는 갠트리(20) 또는 갠트리(20)에 장착된 기기들을 모니터링 또는 제어할 수 있다. 모니터링부(40)는 시스템 모니터링부(42), 대상체 모니터링부(44), 테이블 제어부(46) 및 디스플레이 제어부(48)를 포함할 수 있다.

[0060] 시스템 모니터링부(42)는 경사자장의 상태, 경사자장의 상태, RF 신호의 상태, RF 코일의 상태, 테이블의 상태, 대상체의 신체 정보를 측정하는 기기의 상태, 전원 공급 상태, 열 교환기의 상태, 컴프레서의 상태 등을 모니터링하고 제어할 수 있다.

[0061] 대상체 모니터링부(44)는 대상체(10)의 상태를 모니터링한다. 구체적으로, 대상체 모니터링부(44)는 대상체(10)의 움직임 또는 위치를 관찰하기 위한 카메라, 대상체(10)의 호흡을 측정하기 위한 호흡 측정기, 대상체(10)의 심전도를 측정하기 위한 ECG 측정기, 또는 대상체(10)의 체온을 측정하기 위한 체온 측정기를 포함할 수 있다.

[0062] 테이블 제어부(46)는 대상체(10)가 위치하는 테이블(28)의 이동을 제어한다. 테이블 제어부(46)는 시퀀스 제어부(52)의 시퀀스 제어에 따라 테이블(28)의 이동을 제어할 수도 있다. 예를 들어, 대상체의 이동 영상 촬영(moving imaging)에 있어서, 테이블 제어부(46)는 시퀀스 제어부(52)에 의한 시퀀스 제어에 따라 지속적으로 또는 단속적으로 테이블(28)을 이동시킬 수 있으며, 이에 의해, 갠트리의 FOV(field of view)보다 큰 FOV로 대상체를 촬영할 수 있다.

[0063] 디스플레이 제어부(48)는 갠트리(20)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이를 제어한다. 구체적으로, 디스플레이 제어부(48)는 갠트리(20)의 외측 및 내측에 위치하는 디스플레이의 온/오프 또는 디스플레이에 출력될 화면 등을 제어할 수 있다. 또한, 갠트리(20) 내측 또는 외측에 스피커가 위치하는 경우, 디스플레이 제어부(48)는 스피커의 온/오프 또는 스피커를 통해 출력될 사운드 등을 제어할 수도 있다.

[0064] 시스템 제어부(50)는 갠트리(20) 내부에서 형성되는 신호들의 시퀀스를 제어하는 시퀀스 제어부(52), 및 갠트리(20)와 갠트리(20)에 장착된 기기들을 제어하는 갠트리 제어부(58)를 포함할 수 있다.

[0065] 시퀀스 제어부(52)는 경사자장 증폭기(32)를 제어하는 경사자장 제어부(54), 및 RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어하는 RF 제어부(56)를 포함할 수 있다. 시퀀스 제어부(52)는 오퍼레이팅부(60)로부터 수신된 펄스 시퀀스에 따라 경사자장 증폭기(32), RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어할 수 있다. 여기에서, 펄스 시퀀스(pulse sequence)란, 경사자장 증폭기(32), RF 송신부(36), RF 수신부(38) 및 송수신 스위치(34)를 제어하기 위해 필요한 모든 정보를 포함하며, 예를 들면 경사 코일(24)에 인가하는 펄스(pulse) 신호의 강도, 인가 시간, 인가 타이밍(timing) 등에 관한 정보 등을 포함할 수 있다.

[0066] 오퍼레이팅부(60)는 시스템 제어부(50)에 펄스 시퀀스 정보를 지령하는 것과 동시에, MRI 시스템 전체의 동작을 제어할 수 있다.

[0067] 오퍼레이팅부(60)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 MR 신호를 처리하는 영상 처리부(62), 출력부(64) 및 입력부(66)를 포함할 수 있다.

[0068] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)로부터 수신되는 MR 신호를 처리하여, 대상체(10)에 대한 MR 화상 데이터를 생성할 수 있다.

[0069] 영상 처리부(62)는 RF 수신부(38)가 수신한 MR 신호에 증폭, 주파수 변환, 위상 검파, 저주파 증폭, 필터링(filtering) 등과 같은 각종의 신호 처리를 가한다.

[0070] 영상 처리부(62)는, 예를 들어, 메모리의 k 공간에 디지털 데이터를 배치하고, 이러한 데이터를 2차원 또는 3차원 푸리에 변환을 하여 화상 데이터로 재구성할 수 있다.

[0071] 또한, 영상 처리부(62)는 필요에 따라, 화상 데이터(data)의 합성 처리나 차분 연산 처리 등도 수행할 수 있다. 합성 처리는, 픽셀에 대한 가산 처리, 최대치 투영(MIP)처리 등을 포함할 수 있다. 또한, 영상 처리부(62)는 재구성되는 화상 데이터뿐만 아니라 합성 처리나 차분 연산 처리가 행해진 화상 데이터를 메모리(미도시) 또는 외부의 서버에 저장할 수 있다.

[0072] 또한, 영상 처리부(62)가 MR 신호에 대해 적용하는 각종 신호 처리는 병렬적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 다채널 RF 코일에 의해 수신되는 복수의 MR 신호에 신호 처리를 병렬적으로 가하여 복수의 MR 신호를 화상 데이터

터로 재구성할 수도 있다.

- [0073] 출력부(64)는 영상 처리부(62)에 의해 생성된 화상 데이터 또는 재구성 화상 데이터를 사용자에게 출력할 수 있다. 또한, 출력부(64)는 UI(user interface), 사용자 정보 또는 대상체 정보 등 사용자가 MRI 시스템을 조작하기 위해 필요한 정보를 출력할 수 있다. 출력부(64)는 스피커, 프린터, CRT 디스플레이, LCD 디스플레이, PDP 디스플레이, OLED 디스플레이, FED 디스플레이, LED 디스플레이, VFD 디스플레이, DLP 디스플레이, PFD 디스플레이, 3D 디스플레이, 투명 디스플레이 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 출력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0074] 사용자는 입력부(66)를 이용하여 대상체 정보, 파라미터 정보, 스캔 조건, 펄스 시퀀스, 화상 합성이나 차분의 연산에 관한 정보 등을 입력할 수 있다. 입력부(66)는 키보드, 마우스, 트랙볼, 음성 인식부, 제스처 인식부, 터치 스크린 등을 포함할 수 있고, 기타 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 입력 장치들을 포함할 수 있다.
- [0075] 도 1은 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)를 서로 분리된 객체로 도시하였지만, 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60) 각각에 의해 수행되는 기능들이 다른 객체에서 수행될 수도 있다는 것은 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다. 예를 들어, 영상 처리부(62)는, RF 수신부(38)가 수신한 MR 신호를 디지털 신호로 변환한다고 전술하였지만, 이 디지털 신호로의 변환은 RF 수신부(38) 또는 RF 코일(26)이 직접 수행할 수도 있다.
- [0076] 갠트리(20), RF 코일(26), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60)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. 갠트리(20), RF 코일(26), 신호 송수신부(30), 모니터링부(40), 시스템 제어부(50) 및 오퍼레이팅부(60) 사이의 통신은, LVDS(Low Voltage Differential Signaling) 등의 고속 디지털 인터페이스, UART(universal asynchronous receiver transmitter) 등의 비동기 시리얼 통신, 과오 동기 시리얼 통신 또는 CAN(Controller Area Network) 등의 저지연형의 네트워크 프로토콜, 광통신 등이 이용될 수 있으며, 당업자에게 자명한 범위 내에서 다양한 통신 방법이 이용될 수 있다.
- [0077] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치를 나타내는 도면이다.
- [0078] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(200)는 데이터 획득부(210) 및 영상 처리부(230)를 포함한다.
- [0079] 자기 공명 영상 장치(200)는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들에서 획득된 데이터를 이용하여 자기 공명 영상을 이미징하는 장치이다. 구체적으로, 자기 공명 영상 장치(200)는 움직이는 대상체를 촬영하기 위해서 시공간 기반의 병렬 자기 공명 영상을 획득하는 장치이다.
- [0080] 자기 공명 영상 장치(200)는 갠트리(gantry)에 포함되는 RF 코일(26)인 고주파 멀티 코일(RF multi coil)과 유무선으로 연결될 수 있으며, 데이터 획득부(210)는 고주파 멀티 코일에서 감지되는 자기 공명 신호(Magnetic Resonance signal)를 수신할 수 있다.
- [0081] 데이터 획득부(210)는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열(time series)적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터(under sampled K-t space data)를 획득한다.
- [0082] 구체적으로, 데이터 획득부(210)는 도 1에 도시된 RF 수신부(38)와 동일 대응될 수 있다. 또는, 데이터 획득부(210)는 고주파 멀티 코일에서 감지되는 자기 공명 신호를 RF 수신부(38)로부터 수신하며, 도 1에 도시된 오퍼레이팅부(60)에 포함될 수도 있을 것이다.
- [0083] 데이터 획득부(210)의 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터 획득 동작은 이하에서 도3을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0084] 도 3은 도 2의 데이터 획득부의 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [0085] 도 3을 참조하면, 데이터 획득부(210)는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신되는 자기 공명 신호를 소정 주기 간격마다 샘플링하여 K 공간 데이터를 획득하며, 소정 주기 간격으로 획득되는 K 공간 데이터를 K-t 공간 데이터라 한다. 또한, 각각의 K-t 공간 데이터를 획득하기 위하여, 하나 채널 코일에 대응되는 K 공간 내에서 소정 라인 간격으로 언더 샘플링을 수행한다.
- [0086] 도 3을 참조하면, 소정 시간 간격마다 프레임 데이터 형태를 갖는 K-t 공간 데이터를 획득한다. 예를 들어, t 시간 간격마다 K-t 공간 데이터를 획득할 때, t, t+1, t+2 및 t+4 시점에서 각각 언더 샘플링된 K-t 공간 데이

터인 frame1, frame2, frame3, 및 frame4를 획득한다. 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터의 x 축은 Kx 방향으로 주파수 인코딩 방향(frequency encoding direction)을 나타내고, y 축은 Ky 방향으로 위상 인코딩 방향(phase encoding direction)을 나타낸다.

[0087] 데이터 획득부(210)는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신되는 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여, 계단 격자 형태를 갖는 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득할 수 있다.

[0088] 구체적으로, 데이터 획득부(210)는 자기 공명 신호를 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 K 공간에서 제1 라인 간격마다 언더 샘플링하고, K 공간의 중심 영역에서 추가적으로 나이퀴스트 샘플링(Nyquist sampling)을 수행하여, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득할 수 있다.

[0089] 이하에서는 프레임 내의 동일 영역(301, 302, 303, 304)에서 계단 격자 형태로 획득되는 라인 데이터들을 예로 들어 설명한다.

[0090] 도 3을 예로 들어 설명하면, t 시점에서 frame 1을 획득하는데 있어서, 4개의 라인 간격으로 언더 샘플링을 수행하여, n 라인 데이터(311) 및 n+4 라인 데이터(312)를 획득한다. 그리고, t 시점에 후속하는 t+1 시점에서 frame2를 획득하는데 있어서, n 라인 데이터(311)에 인접한 n+1 라인 데이터(313)를 획득한다. 계속하여, 후속하는 t+2 시점에서 frame3을 획득하는데 있어서, n+1 라인 데이터(313)에 인접한 n+2 라인 데이터(314)를 획득한다. 계속하여, 후속하는 t+3 시점에서 frame4를 획득하는데 있어서, n+2 라인 데이터(314)에 인접한 n+3 라인 데이터(315)를 획득한다. 이하에서는, 샘플링되어 신호값이 측정된 라인 데이터를 획득된 라인 데이터(acquired line data) 또는 측정된 데이터(measured data)라 한다.

[0091] 또한, 시공간 상관 계수의 초기값을 계산하기 위하여, ACS 영역(Auto-calibration area)을 설정하여, ACS 영역 전체의 신호값을 측정할 수 있다. 예를 들어, 301 영역이 ACS 영역으로 설정된 경우, n 라인 데이터(311) 및 n+4 라인 데이터(312)는 획득된 라인 데이터들이 되며, 나머지 라인 데이터들(321)은 캘리브레이션 라인 데이터들이 될 수 있다.

[0092] 도 4는 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 나타내는 도면이다.

[0093] 도 4를 참조하면, 데이터 획득부(210)에 의해서 생성된 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터가 도시된다. K-t 공간 데이터에 있어서, x 축은 시간을 나타내며, y 축은 Ky 방향을 나타낸다. 도 4에 있어서, 411 영역 데이터는 t 시점에서 언더 샘플링된 데이터로 331 데이터에 대응되며, 412 영역 데이터는 t+1 시점에서 언더 샘플링된 데이터로 332 데이터에 대응될 수 있다. 또한, 413 영역 데이터는 t+2 시점에서 언더 샘플링된 데이터로 333 데이터에 대응되며, 414 영역 데이터는 t+3 시점에서 언더 샘플링된 데이터로 334 데이터에 대응될 수 있다.

[0094] 영상 처리부(230)는 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여, 시공간 상관 계수를 획득한다. 그리고, 시공간 상관 계수를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득한다.

[0095] 먼저, 영상 처리부(230)는 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보를 획득한다. 구체적으로, 영상 처리부(230)는 고주파 멀티 코일을 구동시켜 복수개의 채널 코일들의 노이즈 맵(noise map)을 획득할 수 있다. 또는, 외부에서 복수개의 채널 코일들의 노이즈 맵을 수신할 수 있다.

[0096] 또는, 영상 처리부(230)는 고주파 멀티 코일을 통하여 캔트리 내부로 고주파 신호를 송신하고, 송신된 고주파 신호에 대응하여 생성되며 복수개의 채널 코일들을 통하여 획득되는 캔트리 안의 잡음 신호를 획득할 수 있다. 여기서, 획득된 잡음 신호가 잡음 정보로서 이용된다. 예를 들어, 고주파 멀티 코일이 수신용 RF 코일과 송신용 RF 코일을 포함하는 경우, 영상 처리부(230)는 수신용 RF 코일과 경사 코일을 끄고, 송신용 RF 코일만을 구동시켜 도 1에 도시된 MRI 시스템의 캔트리(20) 안의 잡음 신호를 수신용 RF 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들을 통하여 획득할 수 있다.

[0097] 그리고, 영상 처리부(230)는 획득된 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 계산한다.

[0098] 여기서, 시공간 상관 계수는 셀프 캘리브레이션을 통해, 캘리브레이션 라인 데이터에 포함되는 캘리브레이션 신호와 획득된 라인 데이터에 포함되는 획득된 라인 데이터에 포함되는 획득된 신호 간의 공간 상호작용 및 시간 상호작용에 따른 계수 값이 된다. 예를 들어, 소정 신호값(420)을 구하기 위해서는, 시간상으로 인접한 프레임들의 신호값들 및 동일 시간에서 획득된 인접 라인들의 신호값들을 모두 이용하여 시공간 상관 계수를 획득하여야 한다.

- [0099] 구체적으로, 영상 처리부(230)는 복원된 K-t 공간 데이터에서 잡음이 감소되도록, 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다. 즉, 영상 처리부(230)는 적응 필터(adaptive filter)를 이용하여 시공간 상관 계수를 추정할 때 고주파 멀티 코일의 각 채널의 잡음을 고려할 수 있다. 그에 따라서, 영상 처리부(230)는 최종 자기 공명 영상을 복원하는데 있어서, 해당 코일의 잡음이 큰 경우 대응되는 K 공간 데이터의 기여도가 낮아져서 잡음이 제거된 자기 공명 영상을 복원할 수 있다.
- [0100] 영상 처리부(230)의 시공간 상관 계수 획득 동작은 이하에서 도 5 및 도 6을 참조하여 상세히 설명한다.
- [0101] 도 5는 칼만 필터 및 시공간 상관 계수의 획득을 설명하기 위한 도면이다. 도 5의 (a)는 칼만 필터의 구조를 설명하기 위한 도면이다. 도 5의 (b)는 시공간 상관 계수의 획득을 설명하기 위한 도면이다.
- [0102] 영상 처리부(230)는 칼만 필터(Kalman filter)를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터를 보정하고, 보정된 라인 데이터를 이용하여 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다.
- [0103] 도 5의(a)를 참조하면, 칼만 필터(510)는 예측 모듈(515)과 보정 모듈(517)을 포함한다. 칼만 필터는 잡음이 포함되어 있는 선형 역학계의 상태를 추적하는 재귀 필터로, 이전 시간에 추정된 값 또는 초기값을 토대로, 현재의 값을 추정한다.
- [0104] 구체적으로, 예측 모듈(515)은 이전 시간에 추정된 상태(X1) 또는 초기 상태에 대해, 잡음이 존재할 때 예상되는 상태를 계산하며, 이러한 동작을 '예측 단계(prediction step)'라 한다. 보정 모듈(517)은 예측 모듈(515)에서 예측된 상태와 실제로 측정된 상태를 토대로 정확한 상태를 계산하여 보정된 상태(X2)를 출력하며, 이러한 동작을 '보정 단계(correction step) 또는 업데이트 단계(update step)'이라 한다. 칼만 필터(510)의 구조 및 동작은 널리 알려진 것으로 당업자에게 자명하므로 상세 설명은 생략한다.
- [0105] 영상 처리부(230)는 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 칼만 필터의 이득값을 계산하고, 계산된 이득값을 적용해 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정하고, 보정된 신호값을 이용하여 시공간 상관 계수를 계산한다.
- [0106] 구체적으로, 영상 처리부(230)는 시공간 상관 계수를 구하는데 이용되는 획득된 라인 데이터들(y_n : target signal matrix)에 대응되는 채널 코일의 영역에서의 잡음 정보(v : measurement noise vector with covariance matrix R)를 이용하여, 칼만 필터의 이득값(K_n)을 계산한다. 그리고, 계산된 이득값(K_n)을 적용해 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정한다. 그리고, 보정된 신호값을 이용해 시공간 상관 계수를 획득한다.
- [0107] 도 5의 (b)를 참조하면, 시공간 상관 계수(K_c)를 구하기 위한 매트릭스 연산의 좌항(560)은 획득된 라인 데이터들의 신호값들을 포함하고, 우항(570)은 캘리브레이션 라인 데이터들의 신호값들이 포함된다. 따라서, 매트릭스 연산의 좌항(560)을 우항으로 이동시켜 역행렬 연산하면, 시공간 상관 계수(K_c)를 구할 수 있다. 영상 처리부(230)는 칼만 필터에 의해서 보정된 신호값들이 매트릭스 연산의 좌항(560)에 포함되도록 하여, 시공간 상관 계수를 구할 수 있다.
- [0108] 또한, 영상 처리부(230)는 획득된 시공간 상관 계수를 이용해 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미 획득 라인 데이터들을 복원하여, 복원된 K-t 공간 데이터를 획득한다.
- [0109] 도 6은 영상 처리부의 일 동작을 설명하기 위한 도면이다.
- [0110] 도 6의 Iteration 1 부분(601)을 참조하면, 영상 처리부(230)는 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터(611) 및 그에 대응되는 잡음 정보를 이용하여 획득된 라인 데이터(611)를 수정하고, 수정된 값을 매트릭스 연산의 좌항(630)에 대입한다. 또한, 좌항(630)에는 시간상으로 인접한 K-t 공간 데이터들의 신호값들이 포함될 수 있다, 매트릭스 연산에서 우항(640)은 캘리브레이션 라인 데이터(612)에 포함되는 신호값들이 된다.
- [0111] 그리고, 역행렬 연산을 통하여, 시공간 상관 계수(K_c)를 계산한다. 그리고, 시공간 상관 계수(K_c)를 이용해 미 획득된 라인 데이터들(620)을 복원함으로써 K-t 공간 데이터를 복원한다.
- [0112] 또한, 시공간 상관 계수(K_c)를 획득한 후, 영상 처리부(230)는 복원된 K-t 공간 데이터 및 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에 포함되는 획득된 라인 데이터를 역으로 추정할 수 있다.
- [0113] 도 6의 Iteration 2 부분(605)을 참조하면, 복원된 K-t 공간 데이터들(652)을 매트릭스 연산의 좌항(660)에 대입하고, 좌항(660)과 시공간 상관 계수(K_c)를 연산하여 우항(670)을 획득한다. 우항(670)은 획득된 라인 데이터(651)에 대응되는 신호값으로, 역추정된 신호값이 된다.

- [0114] 영상 처리부(230)는 역추정된 라인 데이터의 값, 예를 들어, 도 6의 우향(670)에 포함되는 신호값과 획득된 라인 데이터의 값, 예를 들어, 역추정되기 이전의 신호 값으로 샘플링되어 획득된 라인 데이터에 포함되는 신호값의 차이가 제1 오프셋(TH1)보다 크면, 차이가 제1 오프셋(TH1)보다 작아질 때까지 시공간 상관 계수의 획득 동작을 반복할 수 있다.
- [0115] 구체적으로, 역 추정되기 이전의 신호 값과, 역 추정된 신호 값이 제1 오프셋(TH1) 이하로 될 때까지, 역 추정된 신호 값을 이용하여 시공간 상관 계수를 다시 획득하고, 다시 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여 미 획득 라인 데이터들을 복원하며, 복원된 라인 데이터들을 이용하여 획득된 라인 데이터들을 역 추정하는 동작을 반복할 수 있다.
- [0116] 여기서, 제1 오프셋(TH1)은 전술한 차이가 수렴한다고 판단할 수 있는 값으로, 최종 자기 공명 영상의 화질을 고려하여 실험적으로 소정 값으로 설정될 수 있다.
- [0117] 계속하여, 영상 처리부(230)는 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터들을 공간 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성할 수 있다. 그리고, 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 이용하여 최종 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.
- [0118] 구체적으로, 영상 처리부(230)는 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터들을 주파수 영역에서 공간 영역으로 변환하기 위하여 역 푸리에 변환(Inverse Fourier Transform) 또는 역 고속 푸리에 변환(Inverse Fast Fourier Transform)하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 생성할 수 있다.
- [0119] 그리고, 영상 처리부(230)는 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 합성하여 최종 자기 공명 영상을 생성할 수 있다. 예를 들어, 영상 처리부는 복수개의 채널 별 자기 공명 영상을 제곱 합(sum of squares) 또는 복소합(complex sum)하여 최종 자기 공명 영상을 획득할 수 있다.
- [0120] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법을 나타내는 플로우차트이다. 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법(700)은 도 2를 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(200)와 그 기술적 사상이 동일하다. 따라서, 도 2에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0121] 도 7을 참조하면, 자기 공명 영상의 이미징 방법(700)은 고주파 멀티 코일에 포함되는 복수개의 채널 코일들 각각에서 수신된 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득한다(710 단계). 710 단계의 동작은 데이터 획득부(210)에서 수행될 수 있다.
- [0122] 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득한다(720 단계). 720 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0123] 720 단계에서 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 미획득 라인 데이터들을 복원하여 복원된 K-t 공간 데이터를 획득한다(730 단계). 730 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0124] 도 8은 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법을 나타내는 플로우차트이다. 도 8에 도시된 본 발명의 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법(800)은 도 1 내지 도 6을 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치(200)와 그 기술적 사상이 동일하다. 또한, 도 8에 있어서, 810 단계, 820 단계 및 830 단계는 각각 도 7에서 설명한 710 단계, 720 단계 및 730 단계와 동일 대응된다. 따라서, 도 2 및 도 7에서와 중복되는 설명은 생략한다.
- [0125] 도 8을 참조하면, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득한다(810 단계). 810 단계의 동작은 데이터 획득부(210)에서 수행될 수 있다.
- [0126] 구체적으로, 810 단계는 자기 공명 신호를 시계열적으로 언더 샘플링하여, 도 3에 도시된 바와 같이 계단 격자 형태를 상기 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터들을 획득할 수 있다.
- [0127] 또한, 810 단계는 자기 공명 신호를 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 K 공간에서 제1 라인 간격마다 언더 샘플링하는 단계 및 K 공간의 중심 영역에서 추가적으로 나이퀴스트 샘플링을 수행하여, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 획득하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0128] 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 획득한다(820 단계). 820 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다. 구체적으로, 820 단계는 복원된 K-t 공간 데이터에서 잡음이 감소되도록,

복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 시공간 상관 계수를 계산할 수 있다.

- [0129] 또한, 820 단계는 칼만 필터를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터를 보정하는 단계, 및 보정된 라인 데이터를 이용하여 시공간 상관 계수를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0130] 보다 상세하게, 820 단계는 복수개의 채널 코일들의 잡음 정보에 근거하여 칼만 필터의 이득값을 계산하는 단계, 계산된 이득값을 적용해 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에서 획득된 라인 데이터의 신호값을 보정하는 단계, 및 보정된 신호값을 이용하여 시공간 상관 계수를 계산하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0131] 그리고, 복원된 K-t 공간 데이터 및 시공간 상관 계수를 이용하여, 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터에 포함되는 획득된 라인 데이터를 역으로 추정한다(840 단계). 840 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0132] 840 단계에서 획득된 역 추정된 라인 데이터의 값과 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋(TH1)보다 큰 지 판단한다(850 단계). 850 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0133] 그리고, 850 단계의 판단 결과, 역 추정된 라인 데이터의 값과 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋보다 크면, 전술한 차이가 제1 오프셋보다 작아질 때까지 시공간 상관 계수의 획득 동작을 반복한다.
- [0134] 850 단계의 판단 결과, 역 추정된 라인 데이터의 값과 획득된 라인 데이터의 값의 차이가 제1 오프셋보다 작아지면, 복수개의 채널 코일들 각각에 대응되는 복수개의 복원된 K-t 공간 데이터들을 공간 변환하여 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 생성한다(860 단계). 860 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0135] 복수개의 채널 별 자기 공명 영상들을 이용하여 최종 자기 공명 영상을 획득한다(870 단계). 870 단계의 동작은 영상 처리부(230)에서 수행될 수 있다.
- [0136] 도 9는 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 일 도면이다.
- [0137] 도 9의 910 영상은 그라파(GRAPPA) 기법에 따라서 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.
- [0138] 도 9의 960 영상은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 따라서, 코일 채널들의 잡음에 근거하여 시공간 상관 계수가 획득되고, 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.
- [0139] 910 영상과 960 영상을 비교하면, 960 영상은 910 영상에 비하여 전체적으로 잡음이 감소하고 앨리어싱 결함이 감소한 것을 알 수 있다.
- [0140] 도 10은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 다른 도면이다.
- [0141] 도 10의 1010 영상은 그라파(GRAPPA) 기법에 따라서 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.
- [0142] 도 10의 1030 영상은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 따라서, 코일 채널들의 잡음에 근거하여 시공간 상관 계수가 획득되고, 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.
- [0143] 1010 영상의 1021 영역 및 1023 영역을 참조하면, 1010 영상에는 잡음이 많이 포함되어 경계가 불분명하며 영상의 화질이 저하된 것을 알 수 있다. 이에 비하여, 1030 영상의 1031 및 1033 영역을 참조하면, 1030 영상에는 잡음이 거의 존재하지 않으며, 선명한 경계로 표현되어 있는 것을 알 수 있다.
- [0144] 도 11은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 의해 생성된 최종 자기 공명 영상을 나타내는 다른 도면이다.
- [0145] 도 11의 1110 영상은 그라파(GRAPPA) 기법에 따라서 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.
- [0146] 도 11의 1130 영상은 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법에 따라서, 코일 채널들의 잡음에 근거하여 시공간 상관 계수가 획득되고, 획득된 시공간 상관 계수를 이용하여 언더 샘플링된 K-t 공간 데이터를 복원하여 획득된 최종 자기 공명 영상이다.

- [0147] 또한, 1110 영상 및 1130 영상은 움직이는 대상체인 혈관을 촬영하여 획득된 영상들이다.
- [0148] 1110 영상의 1121 영역 및 1123 영역을 참조하면, 1110 영상에는 잡음이 많이 포함되어 경계가 불분명하며 영상의 화질이 저하된 것을 알 수 있다. 이에 비하여, 1130 영상의 1131 및 1133 영역을 참조하면, 1130 영상에는 잡음이 거의 존재하지 않으며, 선명한 경계로 표현되어 있는 것을 알 수 있다.
- [0149] 전술한 바와 같이, 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법은 시공간 상관관계를 추정할 때 각 채널 코일의 잡음을 고려함으로써, 잡음이 제거된 영상을 복원할 수 있다. 그에 따라서, 자기 공명 영상의 화질을 개선할 수 있다.
- [0150] 또한, 본 발명의 일 또는 다른 실시예에 따른 자기 공명 영상 장치 및 그에 따른 자기 공명 영상의 이미징 방법은 복원된 영상을 이용하여 획득된 라인 데이터를 역 추정하여 시공간 상관관계를 수정함으로써, 시공간 상관관계의 정확도를 향상시킬 수 있다. 또한, 시공간 상관관계의 정확도가 향상됨에 따라서, 앨리어싱 결함을 제거할 수 있다.
- [0151] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다.
- [0152] 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, 시디롬, 디브이디 등) 및 캐리어 웨이브(예를 들면, 인터넷을 통한 전송)와 같은 저장매체를 포함한다.
- [0153] 이상과 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

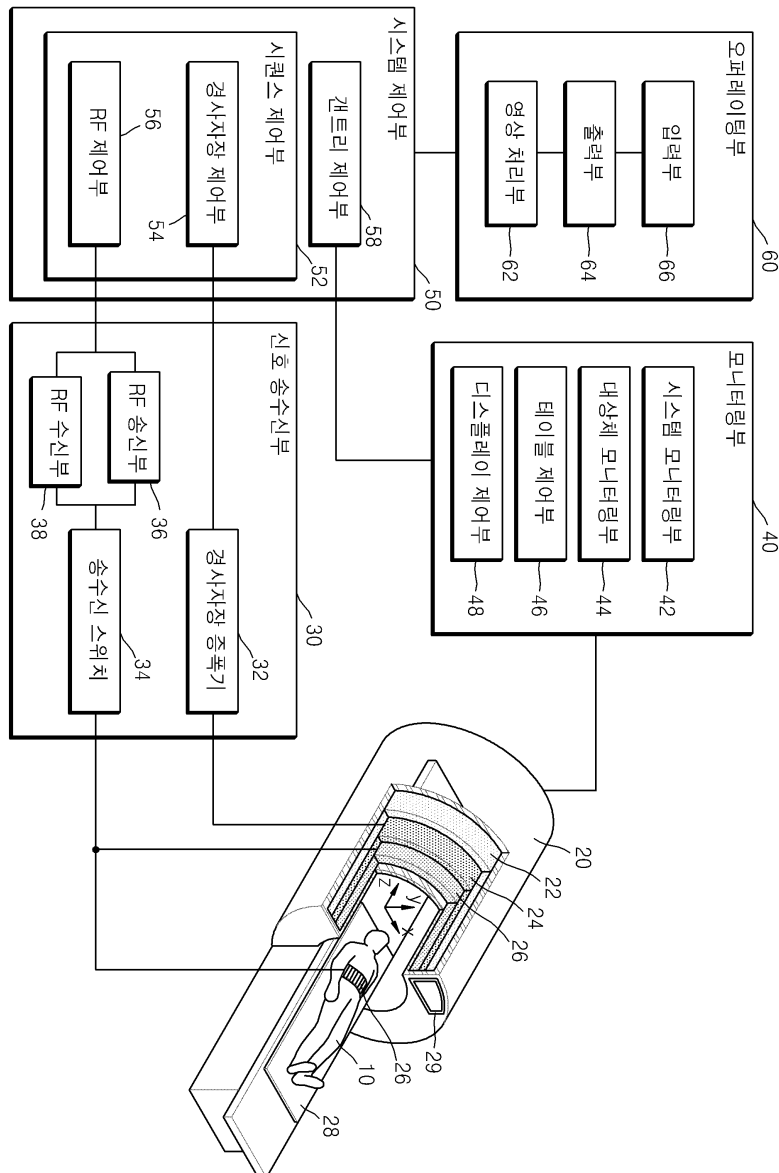
부호의 설명

- [0154] 20: 갠트리
22: 주 자석
24: 경사 코일
26: RF 코일
28: 테이블
30: 신호 송수신부
32: 경사자장 증폭기
34: 송수신 스위치
36: RF 송신부
38: RF 수신부
40: 모니터링부
42: 시스템 모니터링부
44: 대상체 모니터링부
46: 테이블 제어부
48: 디스플레이 제어부
50: 시스템 제어부
52: 시퀀스 제어부
54: 경사자장 제어부

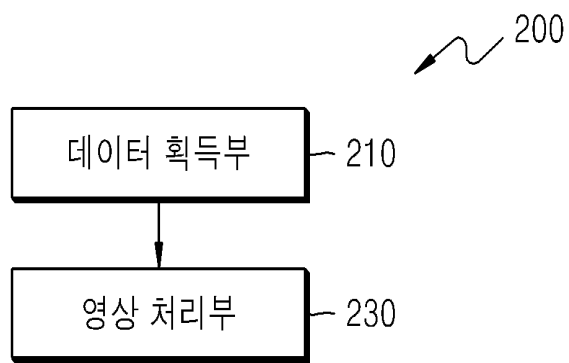
- 56: RF 제어부
- 58: 갠트리 제어부
- 60: 오퍼레이팅부
- 62: 영상 처리부
- 64: 출력부
- 66: 입력부
- 200: 자기 공명 영상 장치
- 210: 데이터 획득부
- 230: 영상 처리부

도면

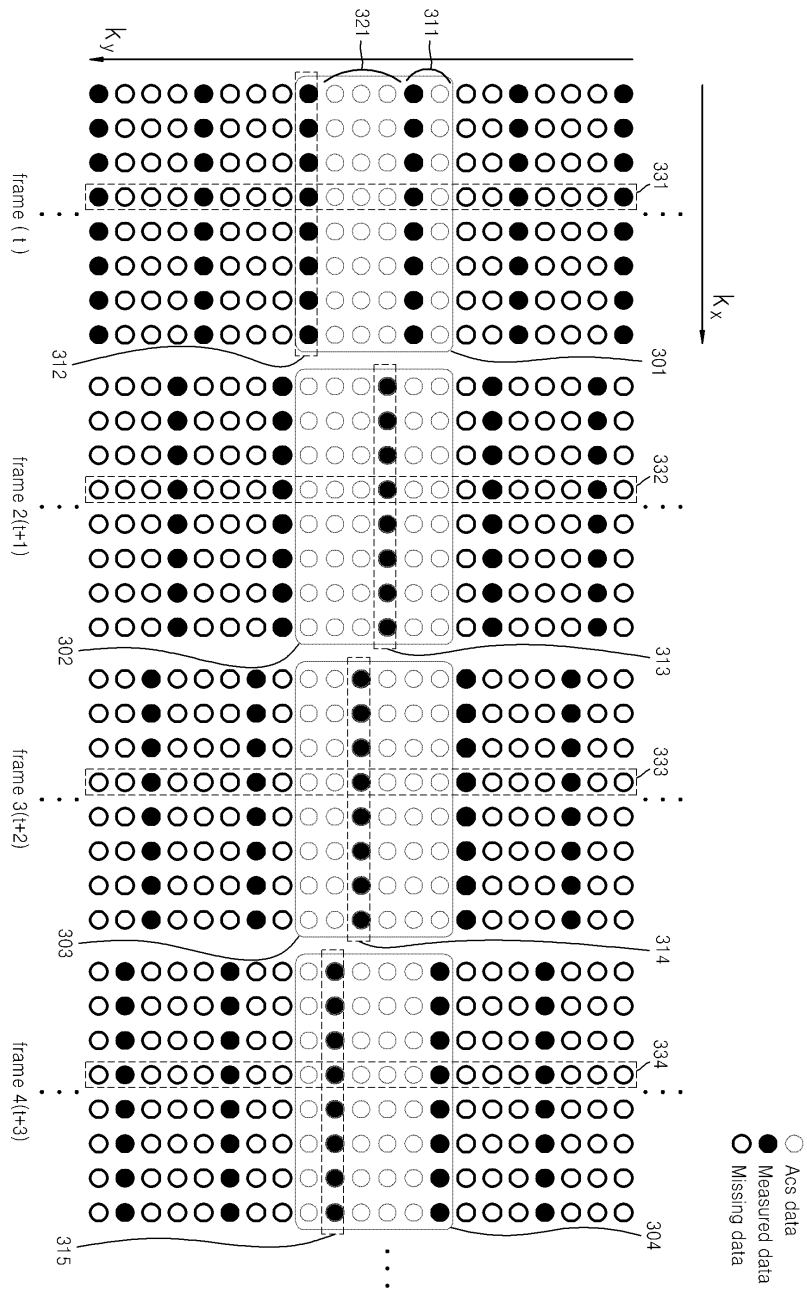
도면1



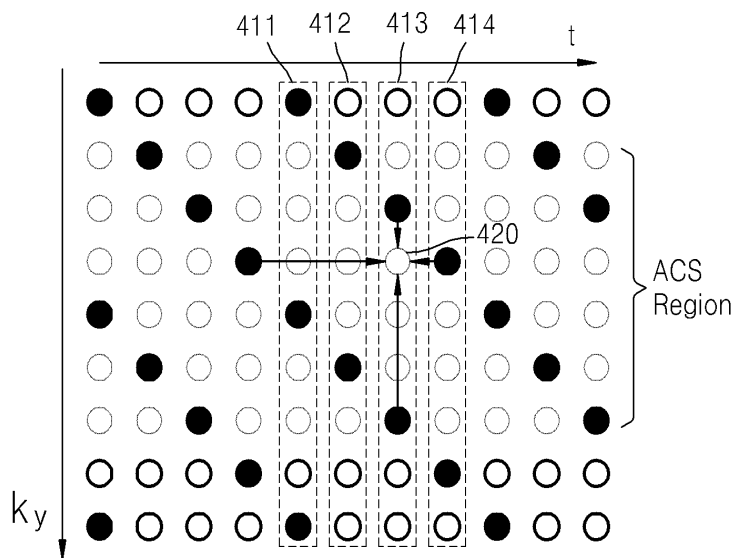
도면2



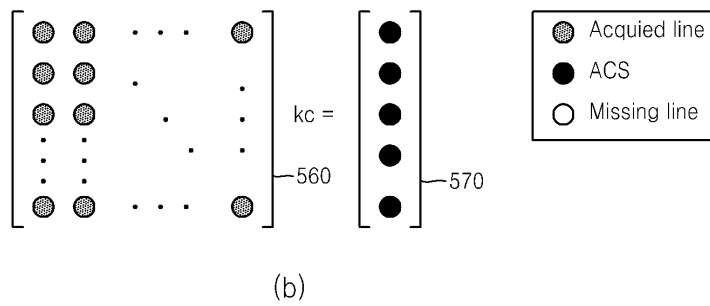
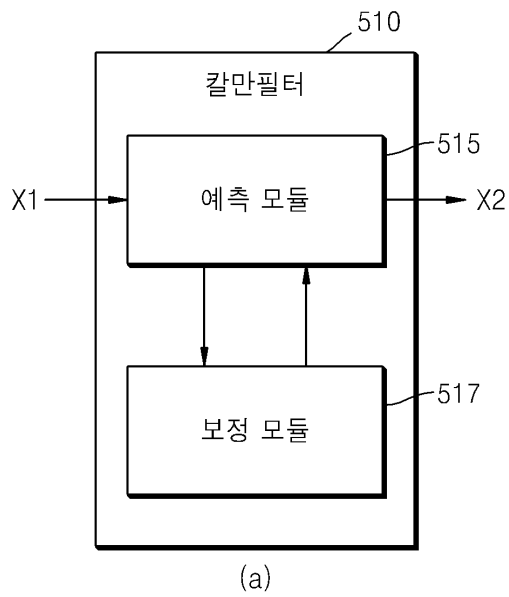
도면3



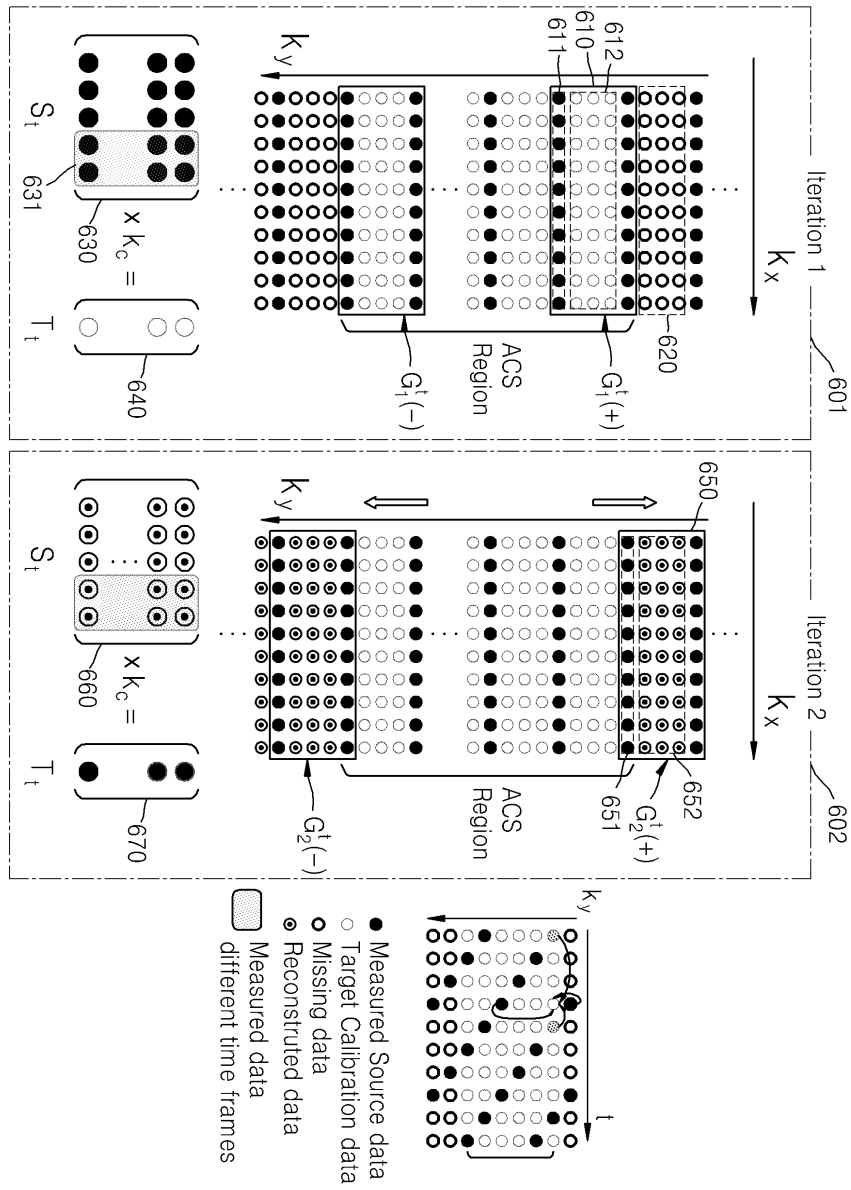
도면4



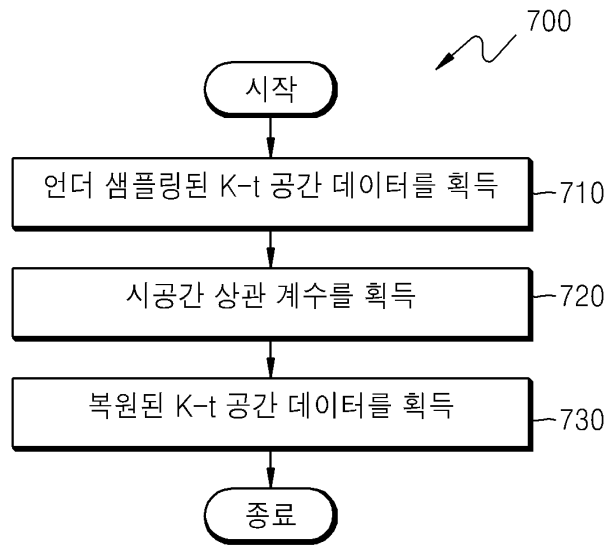
도면5



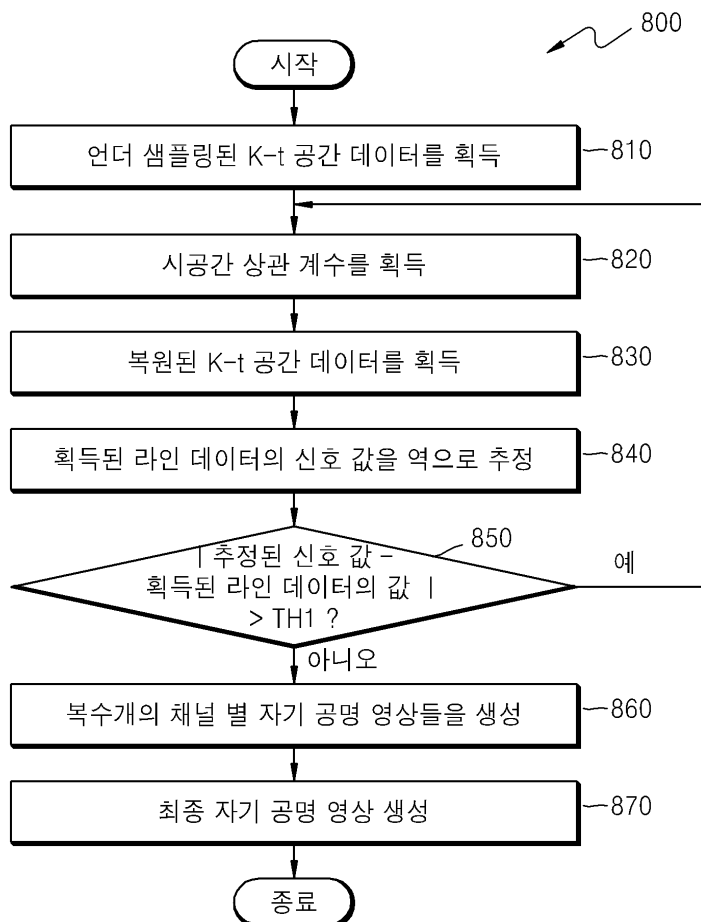
도면6



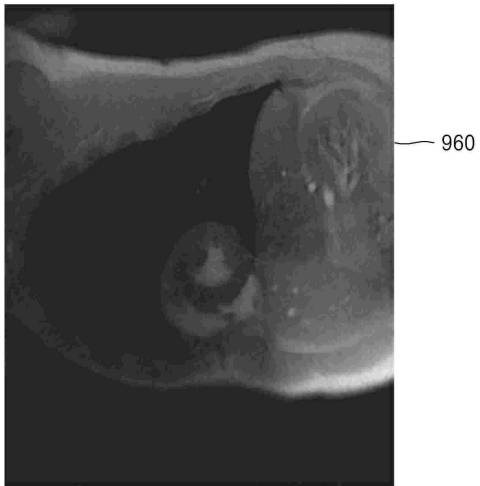
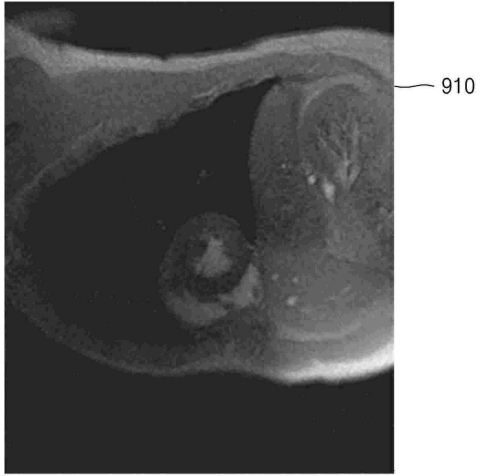
도면7



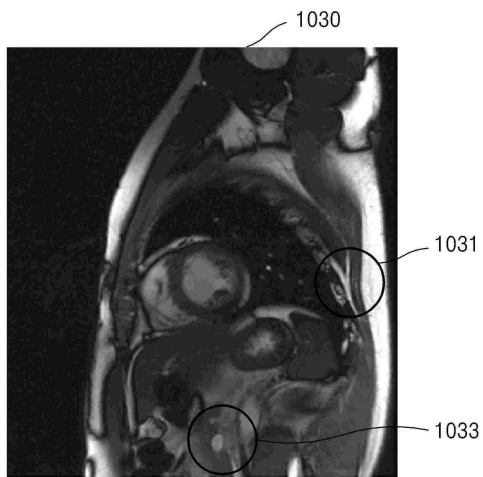
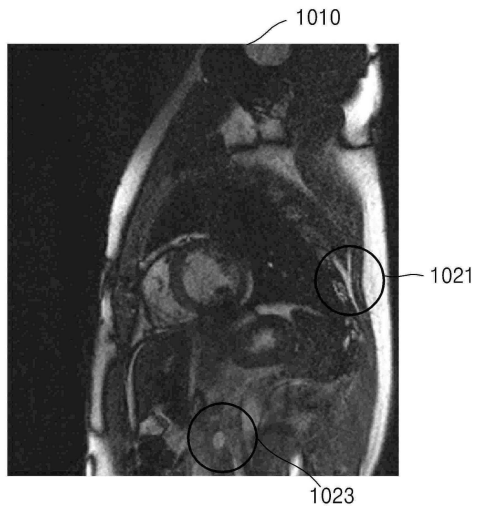
도면8



도면9



도면10



도면11

