



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0052621
(43) 공개일자 2017년05월12일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 33/44 (2015.01) G01R 33/385 (2006.01)
G01R 33/3875 (2006.01) G01R 33/422 (2006.01)
G01R 33/48 (2006.01) G01R 33/54 (2006.01)
G01R 33/56 (2006.01) G01R 33/58 (2006.01)
H01F 7/02 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
G01R 33/445 (2013.01)
G01R 33/3854 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-7008944
(22) 출원일자(국제) 2015년09월04일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2017년03월31일
(86) 국제출원번호 PCT/US2015/048479
(87) 국제공개번호 WO 2016/037028
국제공개일자 2016년03월10일
(30) 우선권주장
62/046,814 2014년09월05일 미국(US)
(뒷면에 계속)
- (71) 출원인
하이퍼파인 리서치, 인크.
미국, 코네티컷 06437, 길포드, 올드 화이트필드
스트리트 530
(72) 발명자
리어릭 토드
미국 코네티컷주 06410 체셔 윈드미어 코트 5
샤바트 그레고리 엘.
미국 코네티컷주 06437 길퍼드 페이지스 레인 2
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김태홍, 김진희

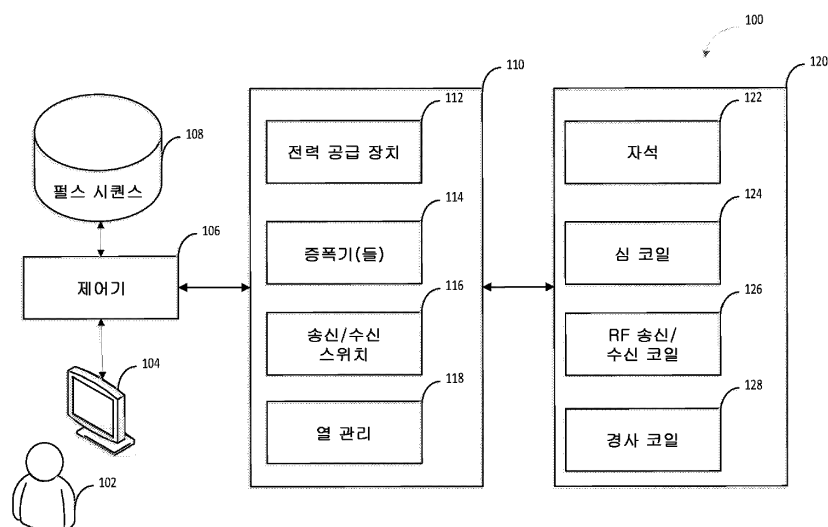
전체 청구항 수 : 총 49 항

(54) 발명의 명칭 잡음 억제 방법 및 장치

(57) 요약

일부 양태들에 따르면, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법이 제공된다. 방법은 적어도 하나의 주 코일 및 적어도 하나의 보조 센서에 의해 환경으로부터 각각 획득된 다수의 교정 측정치에 기초하여 전달 함수를 추정하는 단계, 전달 함수에 적어도 부분적으로 기초하여 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하는 단계, 및 잡음 추정치를 이용하여 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하는 단계를 포함한다.

대표도



(52) CPC특허분류

G01R 33/3856 (2013.01)
G01R 33/3858 (2013.01)
G01R 33/3875 (2013.01)
G01R 33/422 (2013.01)
G01R 33/48 (2013.01)
G01R 33/543 (2013.01)
G01R 33/5608 (2013.01)
G01R 33/58 (2013.01)
H01F 7/02 (2013.01)

(72) 발명자

로젠 매튜 스콧

미국 메사추세츠주 02144 서머빌 아파트먼트 2 피
 어슨 애비뉴 21

로스버그 조나단 엠.

미국 코네티컷주 06437 길퍼드 웅카스 포인트 로드
 215

(30) 우선권주장

| | | |
|------------|-------------|--------|
| 62/110,049 | 2015년01월30일 | 미국(US) |
| 62/111,320 | 2015년02월03일 | 미국(US) |
| 62/174,666 | 2015년06월12일 | 미국(US) |

명세서

청구범위

청구항 1

자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법에 있어서,
적어도 하나의 주 코일 및 적어도 하나의 보조 센서에 의해 상기 환경으로부터 각각 획득된 다수의 교정 측정치(multiple calibration measurements)에 기초하여 전달 함수를 추정하는 단계;
상기 전달 함수에 적어도 부분적으로 기초하여, 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하는 단계; 및
잡음 추정치를 이용하여 상기 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 주 코일은 시야(field of view) 내에 배치될 경우의 샘플에 의해 생성된 자기 공명 신호들을 검출하기 위하여 자기 공명 이미징 시스템의 상기 시야 내에 배열되고, 상기 적어도 하나의 보조 센서는 상기 시야의 외부에 배열된 적어도 하나의 보조 코일을 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
상기 전달 함수는, 상기 적어도 하나의 보조 코일에 의해 수신된 잡음 신호에 적용될 때, 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 잡음의 추정치를 제공하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
상기 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하는 단계는, 상기 적어도 하나의 주 코일이 상기 자기 공명 신호를 수신하는 것과 동시에, 상기 전달 함수를 상기 적어도 하나의 보조 코일에 의해 수신된 잡음 신호에 적용하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
상기 다수의 교정 측정치는 상기 적어도 하나의 보조 센서에 의해 획득된 제 1 복수의 교정 측정치, 및 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 획득된 제 2 복수의 교정 측정치를 포함하고, 상기 제 1 복수의 교정 측정치의 각각은 상기 제 2 복수의 교정 측정치의 개개의 측정치와 실질적으로 동시에 획득되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 6

제 2 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 보조 코일은 복수의 보조 코일들을 포함하고, 상기 전달 함수는 상기 복수의 보조 코일들의 각각에 의해 상기 환경으로부터 획득된 복수의 교정 측정치를 이용하여 추정되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 복수의 보조 코일들의 각각은 상이한 개개의 로케이션에 배치되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 복수의 보조 코일들 중의 적어도 하나는 적어도 하나의 다른 보조 코일과는 상이한 타입인, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 잡음을 추정하는 단계는, 상기 전달 함수를, 상기 복수의 보조 코일들의 각각에 의해 수신되고, 상기 적어도 하나의 주 코일이 상기 자기 공명 신호를 수신하는 것과 실질적으로 동시에 획득된 잡음 신호에 적용하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 전달 함수를 추정하는 단계는, 관심 있는 스펙트럼(spectrum of interest)에 걸쳐 복수의 주파수 빈(frequency bin)의 각각마다 상기 전달 함수를 추정하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 보조 센서는 전력 라인에 의해 생성된 환경적 잡음을 억제하기 위하여 상기 전력 라인에 결합된 센서를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 자기 공명 시스템은 로우 필드(low-field) 자기 공명 이미징 시스템인, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 로우 필드 자기 공명 이미징 시스템은 대략 .2 T 이하의 B_0 필드를 생성하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 로우 필드 자기 공명 이미징 시스템은 대략 .1 T 이하의 B_0 필드를 생성하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 15

제 12 항에 있어서,

상기 로우 필드 자기 공명 이미징 시스템은 대략 20 mT 이하의 B_0 필드를 생성하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법.

청구항 16

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI) 시스템에 있어서,

적어도 하나의 주 코일;

적어도 하나의 보조 센서; 및

상기 적어도 하나의 주 코일 및 상기 적어도 하나의 보조 센서로 하여금, 상기 자기 공명 이미징 시스템의 환경으로부터 다수의 교정 측정치를 각각 획득하게 하고, 개개의 다수의 교정 측정치에 기초하여 전달 함수를 추정하게 하도록 구성된 적어도 하나의 제어기

를 포함하고,

상기 제어기는 또한, 상기 전달 함수에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하고, 잡음 추정치를 이용하여 상기 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하도록 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 17

제 16 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 주 코일은 시야 내에 배치될 경우의 샘플에 의해 생성된 자기 공명 신호들을 검출하기 위하여 상기 MRI 시스템의 상기 시야 내에 배열되고, 상기 적어도 하나의 보조 센서는 상기 시야의 외부에 배열된 적어도 하나의 보조 코일을 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 전달 함수는, 상기 적어도 하나의 보조 코일에 의해 수신된 잡음 신호에 적용될 때, 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 잡음의 추정치를 제공하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는, 적어도 부분적으로, 상기 전달 함수를, 상기 자기 공명 신호가 상기 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신되는 것과 실질적으로 동시에 상기 적어도 하나의 보조 코일에 의해 수신된 잡음 신호에 적용함으로써, 상기 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하도록 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 20

제 17 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 적어도 하나의 보조 코일로 하여금, 제 1 복수의 교정 측정치를 획득하게 하고, 상기 적어도 하나의 주 코일로 하여금, 제 2 복수의 교정 측정치를 획득하게 하고, 상기 제 1 복수의 교정 측정치의 각각은 상기 제 2 복수의 교정 측정치의 개개의 교정치와 실질적으로 동시에 획득되게 되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 21

제 16 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 보조 센서는 복수의 보조 코일들을 포함하고, 상기 전달 함수는 상기 복수의 보조 코일들의 각각에 의해 상기 환경으로부터 획득된 복수의 교정 측정치를 이용하여 추정되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 22

제 21 항에 있어서,

상기 복수의 보조 코일들의 각각은 상이한 개개의 로케이션에 배치되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 23

제 21 항에 있어서,

상기 복수의 보조 코일들 중의 적어도 하나는 적어도 하나의 다른 보조 코일과는 상이한 타입인, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 24

제 21 항에 있어서,

상기 잡음을 추정하는 것은, 상기 전달 함수를, 상기 적어도 하나의 주 코일이 상기 자기 공명 신호를 수신한 것과 실질적으로 동시에 상기 복수의 보조 코일들의 각각으로부터 획득된 잡음 신호에 적용하는 것을 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 25

제 16 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 관심 있는 스펙트럼에 걸쳐 복수의 주파수 bin의 각각마다 상기 전달 함수를 추정하도록 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 26

제 16 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 보조 센서는 전력 라인에 의해 생성된 환경적 잡음을 억제하기 위하여 상기 전력 라인에 결합된 센서를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 27

MRI 시스템의 환경에서 잡음을 회피하기 위하여 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법에 있어서,

관심 있는 스펙트럼 내의 복수의 주파수 bin의 각각에 존재하는 상기 환경으로부터의 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는 단계;

개개의 적어도 하나의 잡음 신호에 적어도 부분적으로 기초하여 상기 복수의 주파수 bin 중의 하나를 선택하는 단계; 및

상기 선택된 주파수 bin 내의 주파수에서 동작하도록 로우 필드 MRI 시스템의 적어도 하나의 주 송신/수신 코일을 구성하는 단계

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 28

제 27 항에 있어서,

상기 복수의 주파수 bin 중의 하나를 선택하는 단계는, 상기 개개의 적어도 하나의 잡음 신호에 기초하여, 상기 복수의 주파수 bin 중에서 최저 잡음(least noise)을 갖는 주파수 bin을 선택하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 29

제 27 항에 있어서,

상기 로우 필드 MRI 시스템의 적어도 하나의 추가적인 컴포넌트가 상기 선택된 주파수 bin에 기초하여 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 30

제 29 항에 있어서,

상기 로우 필드 MRI 시스템의 B_0 자석의 자기장 강도는 상기 선택된 주파수 빈에 기초하여 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 31

제 27 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는 단계는 상기 적어도 하나의 주 송신/수신 코일에 의해 수행되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 32

제 27 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는 단계는 적어도 하나의 보조 센서에 의해 수행되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법.

청구항 33

MRI 시스템의 환경에서 잡음을 회피하기 위하여 상이한 모드들에서 동작하도록 구성될 수 있는 자기 공명 이미징(MRI) 시스템에 있어서,

자기 공명 신호들을 검출하기 위한 적어도 하나의 주 송신/수신 코일; 및

관심 있는 스펙트럼 내의 복수의 주파수 빈의 각각에 존재하는 환경으로부터의 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하고, 개개의 적어도 하나의 잡음 신호에 적어도 부분적으로 기초하여 복수의 주파수 빈 중의 하나를 선택하고, 상기 선택된 주파수 빈 내의 주파수에서 동작하도록 상기 적어도 하나의 주 송신/수신 코일을 구성하도록 구성된 적어도 하나의 제어기

를 포함하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 34

제 33 항에 있어서,

상기 시스템은 B_0 자석을 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 제어기는 상기 선택된 주파수 빈에 기초하여 상기 B_0 자석의 필드 강도를 변경하도록 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 35

제 33 항에 있어서,

상기 시스템은 B_0 자석을 더 포함하고, 상기 적어도 하나의 제어기는 상기 선택된 주파수 빈에 기초하여 상기 B_0 자석의 필드 강도를 변경하도록 구성되는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 36

제 33 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 적어도 하나의 주 송신/수신 코일을 동작시킴으로써 상기 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 37

제 33 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 적어도 하나의 보조 센서를 동작시킴으로써 상기 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는, 자기 공명 이미징(MRI) 시스템.

청구항 38

자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법에 있어서,

제 1 공간적 인코딩(spatial encoding)을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스를 적용함으로써 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호를 취득하는 단계;

제 1 공간적 인코딩을 이용하여 상기 제 1 펄스 시퀀스를 적용함으로써 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 취득하는 단계;

상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호와 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호 사이의 신호차를 산출하는 단계; 및

상기 산출된 신호차에 적어도 부분적으로 기초하여 잡음을 추정하는 단계

를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 39

제 38 항에 있어서,

상기 추정된 잡음에 적어도 부분적으로 기초하여 전달 함수를 산출하는 단계를 더 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 40

제 39 항에 있어서,

상기 전달 함수를 이용하여 상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호 및/또는 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하는 단계를 더 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 41

제 38 항에 있어서,

위상 시프트(phase shift)를 이용하여 상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호 및 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 정렬(align)하는 단계를 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 42

제 38 항에 있어서,

상기 제 1 펄스 시퀀스는 균형 정상 상태 자유 세차(balanced steady state free precession; bSSFP) 펄스 시퀀스인, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 43

제 38 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호는 제 1 로케이션으로부터 취득된 제 1 복수의 평균화된 자기 공명 신호들을 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법.

청구항 44

자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치에 있어서,

자기 공명 신호들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 수신 코일;

공간적 인코딩을 위한 적어도 하나의 경사 코일(gradient coil); 및

적어도 하나의 제어기

를 포함하고,

상기 적어도 하나의 제어기는,

적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호를 취득하기 위하여 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스에 따라 상기 적어도 하나의 수신 코일 및 상기 적어도 하나의 경사 코일을 동작시키고;

적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 취득하기 위하여 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스에 따라 상기 적어도 하나의 수신 코일 및 상기 적어도 하나의 경사 코일을 동작시키고;

상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호와 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호 사이의 신호차를 산출하고; 그리고

상기 산출된 신호차에 적어도 부분적으로 기초하여 잡음을 추정하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

청구항 45

제 44 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 추정된 잡음에 적어도 부분적으로 기초하여 전달 함수를 산출하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

청구항 46

제 44 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 상기 전달 함수를 이용하여 상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호 및/또는 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

청구항 47

제 44 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제어기는 위상 시프트를 이용하여 상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호 및 상기 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 정렬하도록 구성되는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

청구항 48

제 44 항에 있어서,

상기 제 1 펄스 시퀀스는 균형 정상 상태 자유 세차(bSSFP) 펄스 시퀀스인, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

청구항 49

제 44 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호는 제 1 로케이션으로부터 취득된 제 1 복수의 평균화된 자기 공명 신호들을 포함하는, 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치.

발명의 설명

배경 기술

[0001]

자기 공명 이미징(magnetic resonance imaging; MRI)은 다수의 응용에 대한 중요한 이미징 양식을 제공하고, 인간 신체의 내부의 이미지들을 생성하기 위한 임상 및 연구 설정에 폭넓게 사용된다. 일반적으로, MRI는 인가된 전자기장들로부터 기인하는 상태 변화에 응답하여 원자들에 의해 방출되는 전자기파인 자기 공명(magnetic resonance; MR) 신호들을 검출하는 것에 기초한다. 예를 들어, 핵 자기 공명(nuclear magnetic resonance; NMR) 기법들은 이미징되고 있는 객체에서의 원자들(예컨대, 인간 신체의 조직에서의 원자들)의 핵 스핀(nuclear spin)의 재정렬 또는 이완 시에 여기된 원자들의 핵들로부터 방출된 MR 신호들을 검출하는 것을 수반한다. 검출

된 MR 신호들은 이미지들을 생성하기 위하여 프로세싱될 수도 있고, 이것은 의료적 응용 상황에서, 진단, 치료 및/또는 연구 목적들을 위해 신체 내의 내부 구조체 및/또는 생물학적 프로세스의 조사(investigation)를 허용한다.

[0002] MRI는 다른 양식들의 안전 우려 없이(예컨대, 대상자를 이온화 방사선, 예컨대, x-선들에 노출할 필요 없이, 또는 방사성 재료를 신체에 도입하지 않으면서) 상대적으로 높은 해상도(resolution) 및 콘트라스트(contrast)를 가지는 비침습적(non-invasive) 이미지들을 생성할 수 있는 능력으로 인해 생체 이미징을 위한 매력적인 이미징 양식을 제공한다. 추가적으로, MRI는 다른 이미징 양식들이 만족스럽게 이미징할 수 없는 대상물을 이미징하기 위하여 활용될 수 있는 연약한 조직 콘트라스트를 제공하기에 특히 적합하다. 또한, MR 기법들은 다른 양식들이 취득할 수 없는 구조체 및/또는 생물학적 프로세스에 대한 정보를 포착(capture)할 수 있다. 그러나, 소정의 이미징 응용의 경우, 장비의 상대적으로 높은 비용, 제한된 이용가능성(예컨대, 임상적 MRI 스캐너에 대한 접근 얻기의 어려움), 및/또는 이미지 취득 프로세스의 기간을 수반할 수도 있다는, MRI에 대한 다수의 단점들이 있다.

[0003] 임상적 MRI에 있어서의 추세는 스캔 시간, 이미지 해상도, 및 이미지 콘트라스트 중의 하나 이상을 개선시키기 위하여 MRI 스캐너들의 필드 강도(field strength)를 증가시켜 왔고, 이것이 궁극적으로, 비용을 계속 끌어올린다. 엄청난 수로 설치된 MRI 스캐너들은 주 자기장(main magnetic field) B_0 의 필드 강도를 지칭하는 1.5 또는 3 테슬라(tesla)(T)에서 동작한다. 임상적 MRI 스캐너의 대략적인 비용 추정치는 대략 테슬라 당 백만 달러이고, 이것은 실질적인 동작, 서비스, 및 이러한 MRI 스캐너들을 동작시킴에 있어서 수반된 유지보수 비용들을 고려하지 않는다.

[0004] 이 하이 필드(high-field) MRI 시스템들은 전형적으로, 객체(예컨대, 환자)를 이미징하기 위한 강하고 균일한 정적 자기장(B_0)을 생성하기 위하여 대형의 초전도 자석 및 연관된 전자기기를 요구한다. 이러한 시스템들의 크기는 자석, 전자기기를, 열 관리 시스템, 및 제어 콘솔 영역들을 위한 다수의 방(room)들을 포함하는 전형적인 하이 필드 MRI 설비로 인해 상당하다. 하이 필드 MRI 시스템들의 크기 및 비용 때문에, 일반적으로 그 사용이, 충분한 공간과, 그것들을 구입하고 유지하기 위한 자원들을 가진 병원들 및 학술적 연구 센터들과 같은 시설들로 제한된다. 하이 필드 MRI 시스템들의 높은 비용 및 실질적인 공간 요건들은 MRI 스캐너들의 제한된 이용가능성으로 귀착된다. 이와 같이, MRI 스캔이 유익할 것이지만, 위에서 논의된 하나 이상의 제한으로 인해, 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이 실용적이지 않거나 불가능한 임상적 상황이 빈번하게 존재한다.

발명의 내용

[0005] 발명자들은 환경으로부터 획득된 잡음 측정치에 기초하는 잡음 억제 및/또는 회피 기법들을 개발하였다. 잡음 측정치는 환경적 잡음을 억제하는 것, 더 적은 잡음을 가지는 주파수 대역 또는 빈(bin)에서 동작하도록 MRI 시스템을 구성하는 것 중 어느 하나에 의해, 또는 양자에 의해, 동작 중에 자기 공명 이미징(MRI) 시스템에 의해 검출된 MR 신호들에 존재하는 잡음을 감소시키기 위하여 추후에 이용된다.

[0006] 일부 실시형태들은 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 잡음을 억제하는 방법을 포함하고, 방법은 적어도 하나의 주 코일(primary coil) 및 적어도 하나의 보조 센서(auxiliary sensor)에 의해 환경으로부터 각각 획득된 다수의 교정 측정치(calibration measurements)에 기초하여 전달 함수(transfer function)를 추정하는 단계, 전달 함수에 적어도 부분적으로 기초하여 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하는 단계, 및 잡음 추정치를 이용하여 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하는 단계를 포함한다.

[0007] 일부 실시형태들은 적어도 하나의 주 코일, 적어도 하나의 보조 센서, 및 적어도 하나의 제어기를 포함하는 자기 공명 이미징 시스템을 포함하고, 제어기는, 적어도 하나의 주 코일 및 적어도 하나의 보조 센서로 하여금, 자기 공명 이미징 시스템의 환경으로부터 다수의 교정 측정치를 각각 획득하게 하고, 개개의 다수의 교정 측정치에 기초하여 전달 함수를 추정하게 하도록 구성되며, 제어기는 또한, 전달 함수에 적어도 부분적으로 기초하여 적어도 하나의 주 코일에 의해 수신된 자기 공명 신호에 존재하는 잡음을 추정하고, 잡음 추정치를 이용하여 자기 공명 신호에서 잡음을 억제하도록 구성된다.

[0008] 일부 실시형태들은 MRI 시스템의 환경에서 잡음을 회피하기 위하여 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 동작시키는 방법을 포함하고, 방법은 관심 있는 스펙트럼 내의 복수의 주파수 빈의 각각에 존재하는 환경으로부터의 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하는 단계, 개개의 적어도 하나의 잡음 신호에 적어도 부분적으로 기초하여 복수의 주파수 빈 중의 하나를 선택하는 단계, 및 선택된 주파수 빈 내의 주파수에서 동작하도록 로우 필드(low-field)

MRI 시스템의 적어도 하나의 주 송신/수신 코일을 구성하는 단계를 포함한다.

[0009] 일부 실시형태들은 MRI 시스템의 환경에서 잡음을 회피하기 위하여 상이한 모드들에서 동작하도록 구성될 수 있는 자기 공명 이미징(MRI) 시스템을 포함하고, MRI 시스템은 자기 공명 신호들을 검출하기 위한 적어도 하나의 주 송신/수신 코일, 및 관심 있는 스펙트럼 내의 복수의 주파수 빈의 각각에 존재하는 환경으로부터의 적어도 하나의 잡음 신호를 획득하고, 개개의 적어도 하나의 잡음 신호에 적어도 부분적으로 기초하여 복수의 주파수 빈 중의 하나를 선택하고, 선택된 주파수 빈 내의 주파수에서 동작하도록 적어도 하나의 주 송신/수신 코일을 구성하도록 구성된 적어도 하나의 제어기를 포함한다.

[0010] 일부 실시형태들은 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하는 방법을 포함하고, 방법은 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스(pulse sequence)를 적용함으로써 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호를 취득하는 단계, 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스를 적용함으로써 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 취득하는 단계, 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호와 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호 간의 신호차를 산출하는 단계, 및 산출된 신호차에 적어도 부분적으로 기초하여 잡음을 추정하는 단계를 포함한다.

[0011] 일부 실시형태들은 자기 공명 이미징 시스템의 환경에서 검출된 잡음을 억제하기 위한 장치를 포함하고, 시스템은 자기 공명 신호들을 검출하도록 구성된 적어도 하나의 수신 코일, 공간적 인코딩을 위한 적어도 하나의 경사 코일(gradient coil), 및 적어도 하나의 제어기를 포함하고, 제어기는, 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호를 취득하기 위하여 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스에 따라 적어도 하나의 수신 코일 및 적어도 하나의 경사 코일을 동작시키고, 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호를 취득하기 위하여 제 1 공간적 인코딩을 이용하여 제 1 펄스 시퀀스에 따라 적어도 하나의 수신 코일 및 적어도 하나의 경사 코일을 동작시키고, 적어도 하나의 제 1 자기 공명 신호와 적어도 하나의 제 2 자기 공명 신호 사이의 신호차를 산출하고, 산출된 신호차에 적어도 부분적으로 기초하여 잡음을 추정하도록 구성된다.

도면의 간단한 설명

[0012] 개시된 기술의 다양한 양태들 및 실시형태들은 다음의 도면들을 참조하여 설명될 것이다. 도면들은 반드시 축척에 맞게 그려지지 않는다는 것이 인식되어야 한다.

도 1은 자기 공명 이미징(MRI) 시스템의 예시적인 컴포넌트들의 블록도를 예시한다.

도 2는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위하여 이용된 MRI 시스템의 예시적인 컴포넌트들을 예시한다.

도 3은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위하여 이용된 MRI 시스템의 예시적인 컴포넌트들을 예시한다.

도 4는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위하여 이용된 MRI 시스템의 예시적인 컴포넌트들을 예시한다.

도 5는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위하여 이용된 MRI 시스템의 예시적인 컴포넌트들을 예시한다.

도 6은 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위한 예시적인 프로세스의 플로우차트이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0013] MRI 스캐너 시장은 하이 필드 시스템들에 의해 압도적으로 지배되고, 의료적 또는 임상적 MRI 응용에 대해서도 배타적으로 그러하다. 위에서 논의된 바와 같이, 의료적 이미징에서의 일반적인 추세는 점점 더 큰 필드 강도들을 갖는 MRI 스캐너들을 생산해 왔고, 엄청난 수의 임상적 MRI 스캐너들은 1.5 T 또는 3 T에서 동작하고, 7 T 및 9 T의 더 높은 필드 강도들이 연구 설정에 이용된다. 본원에서 이용된 바와 같이, "하이 필드(high-field)"는 임상적 설정에서 현재 이용 중인 MRI 시스템들, 및 더욱 상세하게는, 1.5 T 에서, 또는 1.5 T를 초과하는 주 자기장(즉, B_0 필드)에서 동작하는 MRI 시스템들을 일반적으로 지칭하지만, 통상 .5 T 내지 1.5 T 사이에서 동작하는 임상적 시스템들도 "하이 필드"라고 간주된다. 대조적으로, "로우 필드(low-field)"는 대략 0.2 T 이하의 B_0 필드에서 동작하는 MRI 시스템들을 일반적으로 지칭한다.

[0014] 하이 필드 MRI 시스템들의 매력은 로우 필드 시스템들과 비교하여 개선된 해상도 및/또는 감소된 스캔 시간들을

포함하므로, 임상적 및 의료적 MRI 응용을 위해 점점 더 하이 필드 강도에 대한 압박을 유도한다. 그러나, 위에서 논의된 바와 같이, MRI 시스템들의 필드 강도를 증가시키는 것은 점점 더 비싸고 복잡한 MRI 스캐너들을 산출하고, 이에 따라, 이용가능성을 제한하고, 일반적인 목적 및/또는 일반적으로 이용가능한 이미징 해결책으로서의 그 이용을 방지한다.

[0015] 로우 필드 MRI는 비이미징(non-imaging) 연구 목적들과, 좁고 특정한 콘트라스트-증대된 이미징 응용을 위한 제한된 상황에서 탐구되었지만, 기존에는 임상적으로 유용한 이미지들을 생성하기에는 부적당한 것으로서 간주된다. 예를 들어, 해상도, 콘트라스트, 및/또는 이미지 취득 시간은 일반적으로, 조직 구별, 혈류(flood flow) 또는 관류(perfusion) 이미징, 확산-가중화된(diffusion-weighted; DW) 또는 확산 텐서(diffusion tensor; DT) 이미징, 기능적 MRI(functional MRI; fMRI) 등과 같은, 그러나 이것으로 제한되지 않는 임상적 용도에 적당한 것으로서 간주되지 않는다.

[0016] 발명자들은 병원들 및 연구 시설들에서의 대형 MRI 설비들을 초월하는 다양한 환경에서 MRI 기술의 대규모 전개 가능성(deployability)을 개선시킬 수 있는 개선된 품질의 휴대 가능하고/하거나 더 낮은 비용의 로우 필드 MRI 시스템들을 생성하기 위한 기법들을 개발하였다. 이와 같이, 로우 필드 MRI는 매력적인 이미징 해결책을 제시하여, 상대적으로 낮은 비용, 하이 필드 MRI에 대안적인 높은 이용가능성을 제공한다. 특히, 로우 필드 MRI 시스템들은 예를 들어, 필요한 곳에 전개 가능하도록 하기 위하여, 수송 가능하거나, 운반 가능하거나, 또는 그렇지 않을 경우에 일반적으로 이동 가능한 것으로 인해, 하이 필드 MRI 시스템들은 불가능한, 폭넓게 다양한 임상적 설정으로 전개 가능한 자체-포함된 시스템들로서 구현될 수 있다. 그 결과, 이러한 로우 필드 MRI 시스템들은 일반적으로 차폐되거나 부분적으로 차폐된 환경(예컨대, 특수하게 차폐된 방 또는 둘러싸인 케이지(cage)의 외부)에서 동작하고 그것들이 전개되는 특정한 잡음 환경을 처리하도록 기대될 수도 있다.

[0017] 발명자들이 기여한 일부 양태들은 그 인식으로부터, 융통성 있는 로우 필드 MRI 시스템들(예컨대, 일반적으로 이동 가능하거나, 수송 가능하거나, 운반 가능한 시스템 및/또는 응급실, 사무실, 또는 병원 등의 다양한 설정으로 설치될 수 있는 시스템)의 성능이 다수의 기존의 높은 필드 MRI 시스템들이 대규모 차폐를 갖는 특화된 방에 설치되는 것으로 인해 주로 면역성이 있는 RF 간섭과 같은 잡음에 특히 취약할 수도 있다는 것을 도출한다. 특히, 이러한 시스템들은 비차폐되거나 부분적으로 차폐된 환경뿐만 아니라, 서로 경합하는 상이하고/하거나 가변적인 잡음 소스(source)들을 가질 수도 있는 다수의 환경에서도 동작하도록 요구될 수도 있다.

[0018] 융통성 있게 그리고 폭넓게 전개될 수 있는 로우 필드 MRI 시스템들을 가능하게 하기 위하여, 발명자들은 원하지 않는 잡음을 제거하거나 완화하기 위하여, 또는 로우 필드 시스템들의 동작에 대한 그 영향을 감소시키기 위하여, 로우 필드 MRI 시스템들과 함께 이용하기 위한 잡음 억제 기법들을 개발하였다. 일부 실시형태들에 따르면, 잡음 억제 및/또는 회피 기법들은 환경으로부터 획득된 잡음 측정치에 기초한다. 잡음 측정치는, 환경적 잡음을 억제하는 것, 더 적은 잡음을 가지는 주파수 대역 또는 빈에서 동작하도록 로우 필드 MRI 시스템을 구성하는 것 중의 어느 하나에 의해, 또는 양자에 의해, 동작 중에 로우 필드 MRI 시스템(예컨대, 대략 .2 T 이하, 대략 .1 T 이하, 대략 50 mT 이하, 대략 20 mT 이하, 대략 10 mT 이하 등의 B_0 필드를 갖는 시스템)에 의해 검출된 MR 신호들에 존재하는 잡음을 감소시키기 위하여 추후에 이용된다. 이에 따라, 로우 필드 MRI 시스템은, 시스템이 전개되고, 그러므로, 특화된 차폐된 방들로 제한되지 않는 비차폐되거나 부분적으로 차폐된 환경에서 동작할 수 있는 모든 환경에서 존재하는 잡음을 보상한다.

[0019] 발명자들에 의해 개발된 잡음 억제 기법들은 이하에서 더욱 상세하게 설명되고, 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들은 휴대가능하고 운반가능한 MRI 시스템들을 포함하는, 사실상 임의의 시설에서 전개된 임의의 적당한 로우 필드 또는 하이 필드 MRI 시스템들과 함께 이용될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들이 이용될 수도 있는 로우 필드 MRI 시스템들의 비제한적인 예들은 "Low Field Magnetic Resonance Imaging Methods and Apparatus(로우 필드 자기 공명 이미징 방법 및 장치)"라는 명칭의 2015년 9월 4일자로 출원된, 대리인 관리번호 제00354.70000US01호 하의 공동-출원된 미국 특허 출원에서 설명되고, 그리고/또는 "Thermal Management Methods and Apparatus(열 관리 방법 및 장치)"라는 명칭의 2015년 9월 4일자로 출원된, 대리인 관리번호 제00354.70004US01호 하의 공동-출원된 미국 특허 출원에서 설명되고, 그 각각은 그 전체적으로 참조로 본원에 편입된다. 본원에서 설명된 잡음 억제의 양태들은 대규모 차폐가 이용 가능하지 않을 수도 있거나, 또는 그렇지 않을 경우에, 제공되지 않는 로우 필드 상황에서 특히 유익할 수도 있지만, 본원에서 설명된 기법들은 또한, 하이 필드 상황에서 적당하고, 임의의 특정한 타입의 MRI 시스템에 의한 이용에 제한되지 않는다는 것이 인식되어야 한다.

[0020] 따라서, 본원에서 설명된 기술의 양태들은 RF 간섭과 같은 잡음의 존재가 이러한 시스템들의 성능에 불리하게

영향을 줄 수도 있는 환경에서 로우 필드 MRI 시스템들의 성능을 개선시키는 것에 관한 것이다. 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 잡음(예컨대, 환경적 잡음, 내부 시스템 잡음, 무선 주파수 간섭 등)을 검출하고, 이에 응답하여, 시스템의 동작에 대한 잡음의 영향을 감소시키기 위하여 로우 필드 MRI 시스템을 적응시키도록 구성될 수도 있다. 로우 필드 MRI 시스템은 RF 수신 코일에 의해 획득된 RF 신호에서 잡음을 억제함으로써, 환경 내의 잡음(예컨대, RF 간섭)과 파괴적으로 간섭하는 RF 신호들을 생성함으로써, 간섭이 만족스럽게 제거된 주파수 대역에서 송신/수신 코일들이 동작하도록, 로우 필드 MRI 시스템에 의해 생성되고(예컨대, B_0 자석의 자기장 강도를 조절함) 및/또는 수신된 자기장들의 특성들을 조절함으로써, 또는 이 기법들의 조합을 이용하여, 잡음의 영향을 감소시키도록 구성될 수도 있다.

[0021] 일부 실시형태들에 따르면, 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들은 적어도 부분적으로, 잡음 보상을, MRI 시스템이 전개되는 특정한 환경에 적응시킴으로써, MRI 시스템이 비차폐되거나 부분적으로 차폐된 환경에서 동작되는 것을 허용한다. 그 결과, MRI 시스템의 전개는 특수하게 차폐된 방들 또는 다른 맞춤형된 시설들로 국한되지 않고, 그 대신에, 폭넓게 다양한 환경에서 동작될 수 있다.

[0022] 일부 실시형태들에서, 시스템은 시스템의 환경에서, 또는 시스템 자체(예컨대, RF 간섭) 내의 잡음에 대한 정보를 획득하고, 획득된 정보에 적어도 부분적으로 기초하여 RF 수신 코일에 의해 측정된 RF 신호에서 잡음을 억제하도록 구성될 수도 있다. 시스템은 하나 이상의 보조 센서들을 이용함으로써 환경 내의 잡음에 대한 정보를 획득하도록 구성될 수도 있다. 용어 "보조(auxiliary)"는 잡음을 검출할 수 있는 센서 또는 검출기와, MRI에서 이용할 MR 신호들을 수신하는 주 수신 채널 사이를 구별하기 위하여 이용된다. 일부 실시형태들에서, 보조 센서는 또한, 하나 이상의 MR 신호들을 수신할 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 예를 들어, 로우 필드 MRI 시스템은 이미징되고 있는 대상자에 의해 방출된 MR 신호들을 검출하지 않으면서 RF 잡음을 검출하기 위하여, 주 송신/수신 코일(들)에 근접하지만, B_0 필드의 시야(field of view)의 외부에 배치된 하나 이상의 보조 RF 수신 코일들을 포함할 수도 있다. 보조 RF 코일(들)에 의해 검출된 잡음은 MRI 시스템의 주 RF 코일에 의해 획득된 MR 신호에서 잡음을 억제하기 위하여 이용될 수도 있다.

[0023] 이러한 배열은 예를 들어, 로우 필드 MRI 시스템이 동작되는 환경에 따라 상이하고/하거나 변하는 레벨의 RF 잡음을 받을 가능성이 있는 일반적으로 수송 가능한 및/또는 운반 가능한 로우 필드 MRI 시스템의 제공을 가능하게 하기 위하여 RF 잡음을 동적으로 검출하고 억제할 수 있다. 즉, 잡음 억제는 현재의 잡음 환경에 기초하므로, 본원에서 설명된 기법들은 시스템이 전개되는 특정한 환경에 고유한 잡음 억제 능력을 제공한다.

[0024] 발명자들은 보조 센서(들)에 의해 검출된 잡음의 이득이 조절되더라도, 주 수신 코일(들)에 의해 측정된 신호로부터 하나 이상의 보조 센서들에 의해 획득된 잡음의 샘플들을 감산하는 단순한 접근법이 불만족스러운 잡음 억제를 제공할 수도 있다는 것을 인지하였다. 주 코일(들) 및 보조 센서(들)이 상이한 로케이션에 있을 수도 있고, 상이한 방향들을 가질 수도 있고, 그리고/또는 상이한 물리적 특성들(예컨대, 상이한 수의 코일 턴(turn)을 가질 수도 있거나, 크기, 형상, 임피던스(impedance)에 있어서 상이할 수도 있거나, 완전히 상이한 타입의 센서일 수도 있음)를 가질 수도 있으므로, 주 수신 코일(들) 및 보조 센서(들)은 상이한 잡음 신호들을 측정할 수도 있다.

[0025] 주 코일(들) 및 보조 센서(들)의 상이한 로케이션 및/또는 방향들은 주 코일 및 보조 센서에 의해 수신된 잡음 신호들의 특성차로 이어질 수도 있다. 주 코일(들)과 보조 센서(들) 사이의 상이한 물리적 특성들은 주 코일(들) 및 보조 센서(들)에 의해 수신된 잡음 신호들 사이의 주파수-중속적 차이로 이어질 수도 있다. 그 결과, 주 코일(들)에 의해 측정된 신호로부터 하나 이상의 보조 센서들에 의해 측정된 잡음 신호를 감산하는 것은 주 코일(들)에 의해 검출된 잡음을 적절하게 억제하지 않을 수도 있다. 보조 센서(들)에 의해 측정된 잡음 신호가 주 코일(들) 및 보조 센서(들)에 의해 수신된 잡음 신호들의 이득차를 보상하기 위한 시도로 상수에 의해 스케일링되었더라도, 이러한 보상이 잡음 신호들의 주파수-중속적 차이를 고려하지는 않을 것이다.

[0026] 따라서, 일부 실시형태들에서, 전달 함수는 로우 필드 MRI 시스템의 하나 이상의 주 수신 코일(들)에 의해 수신된 RF 신호에서 잡음을 억제하기 위하여 추정되고 이용된다. 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, 전달 함수는 하나 또는 다수의 보조 센서들(예컨대, 본원에서 설명된 하나 이상의 보조 RF 코일들 및/또는 다른 타입들의 센서들)을 통해 수신된 잡음 신호를, 주 수신 코일(또는 다수의 주 수신 코일들)에 의해 수신된 잡음의 추정치로 변환하도록 작용할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 잡음 억제는, (1) 하나 이상의 보조 센서(들)을 이용함으로써 잡음의 샘플들을 획득하는 것; (2) 주 RF 코일을 이용하여 MR 데이터의 샘플들을 획득하는 것; (3) 전달 함수를 획득하는 것; (4) 전달 함수를 이용하여 잡음 샘플들을 변환하는 것; 및 (5) 잡음을 억제 및/또는

제거하기 위하여 획득된 MR 데이터로부터 변환된 잡음 샘플들을 감산하는 것을 포함할 수도 있다.

[0027] 전달 함수는 보조 센서(들) 및 주 코일(들)을 이용하여 획득된 다수의(예컨대, 적어도 10 개, 적어도 100 개, 적어도 1000 개 등의) 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 다수의 교정 측정치는 높은 정확도로 전달 함수를 추정하는 것을 허용할 수도 있고, 특히, 전달 함수가 정의되는 주파수 스펙트럼에 걸쳐 복수의 주파수 빈에 대한 전달 함수의 진폭 및 위상을 추정하는 것을 허용할 수도 있다. 예를 들어, K-포인트 DFT(예컨대, 여기서, K는 128, 256, 512, 1024 등과 동일한 정수임)를 이용하여 신호들을 프로세싱할 때, 다수의 측정치는 K 개 주파수 빈 각각마다 전달 함수의 진폭 및 위상을 추정하는 것을 허용할 수도 있다.

[0028] 일부 실시형태들에서, 다수의 보조 수신 코일들은 로우 필드 MRI 시스템의 주 송신/수신 코일(들)에 의해 수신된 잡음을 억제하기 위하여 보조 센서들로서 이용될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 이미징되고 있는 대상자에 의해 방출된 MR 신호를 감지하도록 배치된/구성된 다수의 RF 코일들(예컨대, 다수의 "주" 코일들), 및/또는 잡음 데이터를 수신하지만, MR 신호를 거의 또는 전혀 검출하지 않도록 배치된/구성된 다수의 코일들(예컨대, 다수의 "보조" 코일들)을 포함할 수도 있다. 이러한 배열은 주어진 환경에 존재할 수도 있는 다양한 잡음을 억제하기 위하여 다수의 잡음 소스들의 검출 및 특징화를 가능하게 한다. 본원에서 설명하는 잡음 특징화 기법들을 고려하는 다수의 주 수신 코일들이 또한 이용될 수도 있을 뿐만 아니라, 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, 병렬(parallel) MR을 통해, 또는 다른 적당한 방법들로 이미지 취득을 가속화하는데 이용될 수도 있다.

[0029] 일부 실시형태들에서, 다수의 보조 센서들은 로우 필드 MRI 시스템의 환경에 다수의 잡음 소스들이 있을 때 잡음 보상을 수행하기 위하여 이용될 수도 있다. 예를 들어, 하나 이상의 보조 RF 코일들 및/또는 하나 이상의 다른 타입들의 센서들은 다수의 소스들에 의해 생성된 잡음으로부터 기인하는 잡음 환경에 대한 정보를 획득하기 위하여 이용될 수도 있고, 이 정보는 궁극적으로, 다수의 소스들에 의해 생성된 잡음을 보상하기 위하여 주 수신 코일(들)에 의해 수신된 RF 신호를 프로세싱하는데 이용될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 멀티채널(multichannel) 전달 함수는 이하에서 더욱 상세하게 설명된 바와 같이, 다수의 보조 센서들 및 주 RF 코일(들)을 이용하여 획득된 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 멀티채널 전달 함수는 주 RF 코일(들) 및 다수의 보조 센서들의 각각에 의해 포착된 잡음 신호들 사이의 관계들을 나타낼 수도 있다. 예를 들어, 전달 함수는 다수의 보조 센서들에 의해 수신된 잡음 신호들 사이의 상관관계(correlation)를 포착할 수도 있다. 전달 함수는 또한, 다수의 보조 센서들에 의해 수신된 잡음 신호들과, 주 RF 코일(들)에 의해 수신된 잡음 신호들 사이의 상관관계를 포착할 수도 있다.

[0030] 일부 실시형태들에서, 다수의 보조 센서들은, (1) 다수의 보조 센서들을 이용함으로써 잡음의 샘플들을 획득하는 것; (2) 주 RF 코일들을 이용하여 MR 데이터의 샘플들을 획득하는 것; (3) 멀티채널 전달 함수를 획득하는 것; (4) 멀티채널 전달 함수를 이용하여 잡음 샘플들을 변환하는 것; 및 (5) 잡음을 억제 및/또는 제거하기 위하여 획득된 MR 데이터로부터 변환된 잡음 샘플들을 감산하는 것에 의해 잡음 억제를 수행하는데 이용될 수도 있다.

[0031] 일부 실시형태들에서, 멀티채널 전달 함수는 다수의(예컨대, 적어도 10 개, 적어도 100 개, 적어도 1000 개 등의) 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 다수의 교정 측정치는 높은 정확도로 멀티채널 전달 함수를 추정하는 것을 허용할 수도 있고, 특히, 멀티채널 전달 함수가 정의되는 복수의 주파수 빈에 대해 전달 함수의 진폭 및 위상을 추정하는 것을 허용할 수도 있다. 예를 들어, K-포인트 DFT(예컨대, 여기서, K는 128, 256, 512, 1024 등과 동일한 정수임)를 이용하여 신호들을 프로세싱할 때, 다수의 교정 측정치는 K 개 주파수 빈의 각각마다 멀티채널 전달 함수의 진폭 및 위상을 추정하는 것을 허용할 수도 있다.

[0032] 발명자들은 하나 이상의 주 수신 코일들에 의해 검출된 MR 신호가 또한, MR 데이터로부터 잡음을 억제하거나 추정하기 위하여 잡음을 특징화하는데 사용될 수도 있다는 것도 인식하였다. 특히, 발명자들은 동일한 공간적 인코딩(spatial encoding)을 이용하여 MR 데이터 취득을 반복함으로써(예컨대, 경사 코일들에 대한 동일한 동작 파라미터들로 펄스 시퀀스를 반복함으로써), 취득된 "중복적인(redundant)" 데이터가 잡음을 특징화하는데 이용될 수 있다는 것을 인지하였다. 예를 들어, 펄스 시퀀스가 동일한 공간적 인코딩으로 다수 회 반복될 경우, 획득된 MR 데이터는 이론적으로 동일해야 한다. 이에 따라, 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 다수의 취득으로부터 취득된 신호차는 잡음으로부터 기인한 것으로 간주될 수 있다. 따라서, 동일한 공간적 인코딩을 이용하는 것으로부터 획득된 다수의 신호들은 잡음의 척도(measure)를 획득하기 위하여 위상 시프트될 수도 있고 감산(또는 가산)될 수도 있다.

[0033] 일부 실시형태들에 따르면, 이 방식으로 특징화된 잡음은 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, 전달 함

수를 산출하는데 이용될 수 있거나, 멀티-채널 전달 함수에 채널로서 포함될 수 있다. 대안적으로, 이 방식으로 특징화된 잡음은 취득된 MR 신호들로부터 잡음을 억제하기 위하여 단독으로, 또는 다른 기법들과의 조합으로 이용될 수 있다. 예를 들어, 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 획득된 다수의 MR 신호들에 기초하여 획득된 잡음 추정치는, 다른 적당한 기법들을 이용할 경우에는, 전달 함수를 산출하지 않으면서 잡음을 억제하는데 이용될 수도 있다.

[0034] 발명자들은 송신/수신 코일(들)이 식별된 주파수 대역에서 동작하도록 구성될 수도 있도록, 스펙트럼 내의 어느 대역이 잡음의 관점으로부터 가장 깨끗한지를 평가하기 위해, 관심 있는 스펙트럼에서 잡음 배경(noise background)을 평가하는 데에 하나 이상의 센서들(예컨대, 전자기장들을 검출할 수 있는 하나 이상의 RF 코일들 또는 다른 센서들)이 이용될 수도 있다는 것도 인식하였다. 따라서, 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 송신/수신 코일(들)이 동작하도록 구성될 수 있는 다른 주파수 대역들에 비해 더 적은 간섭을 가지는 주파수 대역에서 동작하도록 송신/수신 코일(들)을 조절함으로써 적용될 수도 있다. 예를 들어, 하나 이상의 보조 RF 코일들은 주 RF 코일이 동작할 수 있는 다수의 주파수 대역들에 걸쳐 잡음을 모니터링하도록 구성될 수도 있고, 주 RF 코일은 보조 RF 코일들을 이용하여 획득된 측정치에 의해 결정되는, 최저 양의 잡음을 갖는 주파수 대역에서 동작하도록 구성될 수도 있다. 특히, 보조 RF 코일은 주파수들의 넓은 대역에 걸쳐 잡음 레벨(예컨대, 잡음 바닥(noise floor))을 측정하도록 구성된 광대역(wideband) RF 코일일 수도 있다. 관심 있는 주파수 대역에 걸쳐 측정된 잡음에 기초하여, (예컨대, 협대역(narrowband) 코일일 수도 있는) 주 송신/수신 코일(들)은 다른 주파수 대역들보다 더 작은 잡음을 가지는 것으로 결정된 대역에서 동작하도록 구성될 수도 있다. 대안적으로, 각각이 개개의 주파수 대역에서 잡음 레벨들을 측정하는 다수의 센서들이 제공될 수도 있다. 그 다음으로, 주 송신/수신 코일(들)은 존재하는 최저 양의 잡음을 갖는 것으로 결정된 주파수 대역에서 동작하도록 구성될 수도 있다.

[0035] 발명자들은 또한, 로우 필드 MRI 시스템에 대한 간섭의 중요한 소스가, 전력을 로우 필드 MRI 시스템에 공급하는 하나 이상의 전력 라인들(예컨대, 전력 코드들)일 수도 있다는 것도 인식하였다. 따라서, 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 전력 라인(들)으로 인한 임의의 간섭을 직접적으로 측정하고 이러한 간섭을 억제하거나 상쇄시키기 위하여 측정치를 이용하도록 구성된다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 전력 라인에 의해 생성되거나 반송(carry)된 임의의 RF 신호들을 측정하기 위하여 시스템의 전력 라인에 결합된 하나 이상의 센서들을 포함할 수도 있고, 센서(들)에 의해 획득된 측정치는 (예컨대, 잡음 환경을 추가로 특징화하고 포괄적인 전달 함수의 추정을 가능하게 하기 위하여) 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들의 일부로서 이용될 수도 있다.

[0036] 일부 실시형태들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 시스템의 전력 라인들 중의 하나에 용량성으로(capacitively) 결합된 안테나를 포함할 수도 있고, 로우 필드 MRI 시스템의 주 RF 코일에 의해 수신된 RF 신호에서 잡음을 억제하기 위하여 안테나에 의해 획득된 측정치를 이용하도록 구성될 수도 있다. 이러한 안테나는 임의의 적당한 타입일 수도 있고, 예를 들어, 전력 라인 주위에 둘러싸인 얇은 금속 시트(metal sheet) 및/또는 전력 라인에 결합된 하나 이상의 커패시터(capacitor)들을 포함할 수도 있다. 로우 필드 MRI 시스템은 단일-위상, 2-위상, 또는 3-위상 전력을 반송하는 예를 들어, 핫 라인들을 포함하는, 전력을 시스템에 공급하는(또는 그렇지 않을 경우에 시스템에 영향을 주는) 임의의 원하는 수의 전력 라인들로부터 기인하는 잡음을 검출하기 위하여 다수의 이러한 안테나를 포함할 수도 있다. 일부 사례들에서, 로우 필드 MRI 시스템은 접지 배선을 위해 이러한 안테나를 포함할 수도 있다. 또 다른 예로서, 로우 필드 MRI 시스템은 이들 측정치가 로우 필드 MRI 시스템의 주 RF 코일에 의해 측정된 RF 신호에서 잡음을 억제하는데 이용될 수도 있도록, 전력 라인에 의해 반송된 RF 신호들을 측정하기 위하여 (예컨대, 토로이드(toroid) 또는 임의의 다른 적당한 방법을 이용하여) 전력 라인 또는 다수의 개개의 전력 라인들에 유도성으로(inductively) 결합된 센서를 포함할 수도 있다.

[0037] 일부 실시형태들에서, 전력 라인으로 인한 센서의 간섭 측정치는 주 RF 수신 코일과 센서 사이의 전달 함수를 추정함으로써 주 RF 수신 코일에 의해 측정된 RF 신호에서 잡음을 억제하는데 이용될 수도 있다. 이것은 임의의 적당한 방법으로 행해질 수도 있고, 예를 들어, 주 RF 수신 코일과 보조 RF 수신 코일 사이의 전달 함수를 추정하기 위하여 본원에서 설명된 기법들을 이용하여 행해질 수도 있다. 예를 들어, 이 방식으로 특징화된 잡음은 단독으로 전달 함수를 추정하는데 이용될 수도 있거나, 멀티-채널 전달 함수에서의 채널일 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 하나 이상의 전력 라인들에 결합된 센서에 의해 특징화된 잡음은 다른 방식들(예컨대, 잡음을 억제하기 위하여 직접적으로 이용됨)로 사용될 수도 있다.

[0038] 발명자들은 하나 이상의 센서들을 하나 이상의 전자기 간섭(electromagnetic interference; EMI) 차폐부들에 결합함으로써 환경 내의 잡음이 검출될 수도 있다는 것도 인식하였다. 예를 들어, 센서는 차폐물에 의해 포착된

EMI를 검출하기 위하여, 하나 이상의 EMI 차폐부들과 접지 사이에 유도성으로 또는 용량성으로 접속될 수도 있다. 이 방식으로 특징화된 잡음은 주 수신 코일(들)에 의해 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제하거나 제거하는데 이용될 수도 있다. 예를 들어, 센서를 하나 이상의 EMI 차폐부들에 결합함으로써 특징화된 잡음은 단독으로 전달 함수를 추정하는데 이용될 수도 있거나, 멀티-채널 전달 함수에서의 채널로서 이용될 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 하나 이상의 EMI 차폐부들에 결합된 센서에 의해 특징화된 잡음은 다른 방식으로 사용될 수도 있다.

[0039] 일부 실시형태들에 따르면, 다양한 소스들로부터의 잡음은 다양한 잡음 소스들로부터의 잡음을 억제하거나 제거하는데 이용될 수 있는 멀티-채널 전달 함수를 결정하기 위하여 위에서 설명한 기법들의 조합을 이용하여 특징화된다. 잡음 측정치는 멀티채널 전달 함수가 동적으로 결정될 수 있도록, MRI 시스템의 동작 중에 획득될 수도 있어서, MRI 시스템의 변화하는 잡음 환경에 적응시키는 잡음 억제를 허용할 수도 있다. 그러나, 환경 내의 잡음은 시스템 시동(start-up) 시에, 시스템이 상이한 로케이션으로 이동할 때, 및/또는 임의의 이벤트의 발생 시에 특징화될 수도 있고, 본원에서 설명된 기법들이 원하는 대로 적용될 수 있기 때문에, 특징화된 잡음은 취득된 MR 신호들에서 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수도 있다.

[0040] 잡음 억제 및/또는 상쇄를 위한 방법 및 장치에 관련된 다양한 개념들 및 이 방법 및 장치의 실시형태들의 더욱 상세한 설명들이 이하에 뒤따른다. 본원에서 설명된 다양한 양태들은 여러 가지 중의 임의의 방식으로 구현될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 특정 구현예들의 예들은 오직 예시적인 목적들을 위하여 본원에서 제공된다. 게다가, 이하의 실시형태들에서 설명된 다양한 양태들은 단독으로 또는 임의의 조합으로 이용될 수도 있고, 본원에서 명시적으로 설명된 조합들로 제한되지 않는다.

[0041] 도 1은 MRI 시스템(100)의 예시적인 컴포넌트들의 블록도이다. 잡음 억제 기법들은 로우 필드 MRI 시스템에 대한 특정한 장점들을 가질 수도 있지만, 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 본원에서 설명된 기법들은 로우 필드에서의 이용에 제한되지 않고 하이 필드 상황에서 잡음을 억제하는데 이용될 수도 있다. 도 1의 예시적인 예에서, MRI 시스템(100)은 워크스테이션(workstation; 104), 제어기(106), 펄스 시퀀스 스토어(108), 전력 관리 시스템(110), 및 자기적 컴포넌트들(120)을 포함한다. 시스템(100)은 예시적이고, MRI 시스템은 도 1에서 예시된 컴포넌트들에 추가하여 또는 그 대신에, 임의의 적당한 타입의 하나 이상의 다른 컴포넌트들을 가질 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0042] 도 1에서 예시된 바와 같이, 자기적 컴포넌트들(120)은 B_0 자석(122), shim 코일(shim coil)들(124), RF 송신 및 수신 코일들(126), 및 경사 코일들(128)을 포함한다. B_0 자석(122)은 적어도 부분적으로, 주 자기장 B_0 을 생성하는데 이용될 수도 있다. B_0 자석(122)은 주 자기장(예컨대, 대략 0.2 T 이하의 로우 필드 강도)을 생성할 수 있는 임의의 적당한 타입의 자석일 수도 있고, 하나 이상의 B_0 코일들, 정정 코일(correction coil)들 등을 포함할 수도 있다. shim 코일들(124)은 자석(122)에 의해 생성된 B_0 필드의 균질성(homogeneity)을 개선시키도록 자기장(들)에 기여하는데 이용될 수도 있다. 경사 코일들(128)은 경사 필드(gradient field)들을 제공하도록 배열될 수도 있고, 예를 들어, MR 신호들이 유도되는 곳을 국소화하기 위하여 3 개의 실질적으로 직교하는 방향들(X, Y, Z)로 자기장에 경사(gradient)를 생성하도록 배열될 수도 있다.

[0043] RF 송신 및 수신 코일들(126)은 자기장 B_1 을 유도하기 위한 RF 펄스들을 생성하는데 이용될 수도 있는 하나 이상의 송신 코일들을 포함할 수도 있다. 송신 코일(들)은 대상자에서의 MR 응답을 여기시키고 방출된 결과적인 MR 신호들을 검출하도록 구성된 임의의 적당한 타입의 RF 펄스들을 생성하도록 구성될 수도 있다. RF 송신 및 수신 코일들(126)은 하나 또는 다수의 송신 코일들 및 하나 또는 다수의 수신 코일들을 포함할 수도 있다. 송신 및 수신 코일들은 동일한 코일들을 이용하여 구현될 수도 있거나, 송신 및 수신을 위한 별도의 코일들을 이용하여 구현될 수도 있고, 송신/수신 코일들 또는 Tx/Rx 코일들로서 일반적으로 지칭된다. 자기적 컴포넌트들(120)의 각각은 임의의 적당한 방법으로 구성될 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 자기적 컴포넌트들(120) 중의 하나 이상은 상기 편입된 공동-출원된 출원들에서 설명된 라미네이트(laminate) 기법들을 이용하여 제작될 수도 있다.

[0044] 전력 관리 시스템(110)은 동작 전력을 로우 필드 MRI 시스템(100)의 하나 이상의 컴포넌트들에 제공하기 위한 전자기기들을 포함한다. 예를 들어, 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, 전력 관리 시스템(110)은 하나 이상의 전력 공급 장치들, 경사 전력 증폭기(gradient power amplifier)들, 송신 코일 증폭기들, 및/또는 로우 필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들을 급전시키고 동작시키기 위하여 적당한 동작 전력을 제공하기 위하여

필요한 임의의 다른 적당한 전력 전자기기들을 포함할 수도 있다.

[0045] 도 1에서 예시된 바와 같이, 전력 관리 시스템(110)은 전력 공급 장치(112), 증폭기(들)(114), 송신/수신 스위치(116), 및 열 관리 컴포넌트들(118)을 포함한다. 전력 공급 장치(112)는 동작 전력을 로우 필드 MRI 시스템(100)의 자기적 컴포넌트들(120)에 제공하기 위한 전자기기들을 포함한다. 예를 들어, 전력 공급 장치(112)는 로우 필드 MRI 시스템을 위한 주 자기장을 생성하기 위하여 동작 전력을 하나 이상의 B_0 코일들(예컨대, B_0 자석(122))에 제공하기 위한 전자기기들을 포함할 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 전력 공급 장치(112)는 단극성의 연속파(continuous wave; CW) 전력 공급 장치이지만, 그러나, 임의의 적당한 전력 공급 장치가 이용될 수도 있다. 송신/수신 스위치(116)는 RF 송신 코일들 또는 RF 수신 코일들이 동작되고 있는지 여부를 선택하는데 이용될 수도 있다.

[0046] 증폭기(들)(114)는 하나 이상의 RF 수신 코일들(예컨대, 코일들(124))에 의해 검출된 MR 신호들을 증폭시키는 하나 이상의 RF 수신(RX) 전치-증폭기(pre-amplifier)들, 전력을 하나 이상의 RF 송신 코일들(예컨대, 코일들(126))에 제공하도록 구성된 하나 이상의 RF 송신(Tx) 증폭기들, 전력을 하나 이상의 경사 코일들(예컨대, 경사 코일들(128))에 제공하도록 구성된 하나 이상의 경사 전력 증폭기들, 전력을 하나 이상의 심 코일들(예컨대, 심 코일들(124))에 제공하도록 구성된 심 증폭기들을 포함할 수도 있다.

[0047] 열 관리 컴포넌트들(118)은 로우 필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들을 위한 냉각을 제공하고, 로우 필드 MRI 시스템(100)의 하나 이상의 컴포넌트들에 의해 생성된 열 에너지를 그 컴포넌트들로부터 멀어지게 전달함으로써, 냉각을 제공하도록 구성될 수도 있다. 열 관리 컴포넌트들(118)은, B_0 코일들, 경사 코일들, 심 코일들, 및/또는 송신/수신 코일들을 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는, 열을 생성하는 MRI 컴포넌트들과 통합될 수도 있거나 MRI 컴포넌트들에 매우 근접하게 배열될 수도 있는, 물-기반 또는 공기-기반 냉각을 수행하기 위한 컴포넌트들을 제한 없이 포함할 수도 있다. 열 관리 컴포넌트들(118)은 로우 필드 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들로부터 멀어지게 열을 전달하기 위하여, 물 및 공기를 포함하지만, 이것으로 제한되지는 않는 임의의 적당한 열 전달 매체를 포함할 수도 있다.

[0048] 도 1에서 예시된 바와 같이, 로우 필드 MRI 시스템(100)은 명령어를 전력 관리 시스템(110)에 전송하고 전력 관리 시스템(110)으로부터 정보를 수신하기 위한 제어 전자기기들을 가지는 제어기(106)(콘솔(console)로서 또한 지칭됨)를 포함한다. 제어기(106)는 원하는 시퀀스로 자기적 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위하여 전력 관리 시스템(110)에 전송되는 명령어를 결정하는데 이용되는 하나 이상의 펄스 시퀀스(pulse sequence)들을 구현하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 제어기(106)는 균형 정상-상태 자유 세차(balance steady-state free precession; bSSFP) 펄스 시퀀스, 로우 필드 경사 에코 펄스 시퀀스(low-field gradient echo pulse sequence), 로우 필드 스핀 에코 펄스 시퀀스(low-field spin echo pulse sequence), 로우 필드 반전 복구 펄스 시퀀스(low-field inversion recovery pulse sequence), 및/또는 임의의 다른 적당한 펄스 시퀀스에 따라 자기적 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위하여 전력 관리 시스템(110)을 제어하도록 구성될 수도 있다. 본원에서 제공된 개시내용의 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 제어기(106)는 하드웨어, 소프트웨어, 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 임의의 적당한 조합으로서 구현될 수도 있다.

[0049] 일부 실시형태들에서, 제어기(106)는 하나 이상의 펄스 시퀀스의 각각마다 정보를 저장하는 펄스 시퀀스 스토어(pulse sequences repository; 108)로부터 펄스 시퀀스에 대한 정보를 획득함으로써 펄스 시퀀스를 구현하도록 구성될 수도 있다. 특정한 펄스 시퀀스를 위한 펄스 시퀀스 스토어(108)에 의해 저장된 정보는 제어기(106)가 특정한 펄스 시퀀스를 구현하는 것을 허용하는 임의의 적당한 정보일 수도 있다. 예를 들어, 펄스 시퀀스를 위한 펄스 시퀀스 스토어(108)에 저장된 정보는 펄스 시퀀스에 따라 자기적 컴포넌트들(120)을 동작시키기 위한 하나 이상의 파라미터들(예컨대, RF 송신 및 수신 코일들(126)을 동작시키기 위한 파라미터들, 경사 코일들(128)을 동작시키기 위한 파라미터들 등), 펄스 시퀀스에 따라 전력 관리 시스템(110)을 동작시키기 위한 하나 이상의 파라미터들, 제어기(106)에 의해 실행될 때, 제어기(106)로 하여금, 펄스 시퀀스에 따라 동작하도록 시스템(100)을 제어하게 하는 명령어를 포함하는 하나 이상의 프로그램들, 및/또는 임의의 다른 적당한 정보를 포함할 수도 있다. 펄스 시퀀스 스토어(108)에 저장된 정보는 하나 이상의 비일시적(non-transitory) 저장 매체들 상에 저장될 수도 있다.

[0050] 도 1에서 예시된 바와 같이, 제어기(106)는 또한, 수신된 MR 데이터를 프로세싱하도록 프로그래밍된 컴퓨팅 디바이스(104)와 상호작용한다. 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(104)는 임의의 적당한 이미지 재구성 프로세스(들)를 이용하여 하나 이상의 MR 이미지들을 생성하기 위하여 수신된 MR 데이터를 프로세싱할 수도 있다. 제어기(106)는 컴퓨팅 디바이스에 의한 데이터의 프로세싱을 위하여, 하나 이상의 펄스 시퀀스에 대한 정보를 컴퓨팅 디바

이스(104)에 제공할 수도 있다. 예를 들어, 제어기(106)는 하나 이상의 펄스 시퀀스에 대한 정보를 컴퓨팅 디바이스(104)에 제공할 수도 있고, 컴퓨팅 디바이스는 제공된 정보에 적어도 부분적으로 기초하여 이미지 재구성 프로세스를 수행할 수도 있다.

[0051] 컴퓨팅 디바이스(104)는, 취득된 MR 데이터를 프로세싱할 수도 있고 이미징되고 있는 대상자의 하나 이상의 이미지들을 생성할 수도 있는 임의의 전자 디바이스일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 컴퓨팅 디바이스(104)는, MR 데이터를 프로세싱하고 이미징되고 있는 대상자의 하나 이상의 이미지들을 생성하도록 구성될 수도 있는 데스크톱 컴퓨터, 서버, 랙-장착형(rack-mounted) 컴퓨터, 또는 임의의 다른 적당한 고정된 전자 디바이스와 같은 고정된 전자 디바이스일 수도 있다. 대안적으로, 컴퓨팅 디바이스(104)는, MR 데이터를 프로세싱하고 이미징되고 있는 대상자의 하나 또는 이미지들을 생성하도록 구성될 수도 있는 스마트 폰, 개인 정보 단말, 랩톱 컴퓨터, 태블릿 컴퓨터, 또는 임의의 다른 휴대용 디바이스와 같은 휴대용 디바이스일 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 컴퓨팅 디바이스(104)는 임의의 적당한 타입의 다수의 컴퓨팅 디바이스들을 포함할 수도 있다. 사용자(102)는 로우 필드 MR 시스템(100)의 양태들을 제어하고(예컨대, 특정한 펄스 시퀀스에 따라 동작하도록 시스템(100)을 프로그래밍하고, 시스템(100)의 하나 이상의 파라미터들을 조절하는 등) 그리고/또는 로우 필드 MR 시스템(100)에 의해 획득된 이미지들을 보기 위하여 워크스테이션(104)과 상호작용할 수도 있다.

[0052] 도 2는 본원에서 설명하는 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위하여 이용될 수도 있는 일 예의 MRI 시스템의 부분의 예시적인 컴포넌트들을 도시한다. 예를 들어, 송신/수신 시스템(200)은 상기 편입된 공동-출원된 특허 출원들에서 설명된 예시적인 시스템들 중의 임의의 것과 같은 로우 필드 MRI 시스템의 송신/수신 장비(예컨대, 송신/수신 코일들(126), 하나 이상의 제어기들 등)의 적어도 일부를 형성할 수도 있다. 송신/수신 시스템(200)은 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, 이미징되고 있는 대상자(204)의 여기된 원자들로부터 방출된 MR 신호들을 검출하고, 환경 내의 잡음을 특징화하여 검출된 MR 신호들로부터 특징화된 잡음을 억제하거나 제거하도록 구성된다.

[0053] 도 2에서 도시된 바와 같이, 송신/수신 시스템(200)은 여기 펄스 시퀀스(excitation pulse sequence)(예컨대, 펄스 시퀀스 스토어(108)로부터 선택되고 제어기(102)에 의해 실행된 펄스)에 응답하여 대상자(204)에 의해 방출된 MR 신호들을 측정하도록 구성된 주 RF 수신 코일(202)을 포함한다. 여기 펄스 시퀀스는 주 RF 수신 코일(202)에 의해, 그리고/또는 대상자(204)에 근접하게 배치되고 동작될 때에 적당한 MR 펄스 시퀀스를 생성하도록 구성된 하나 이상의 다른 송신 RF 코일들에 의해 생성될 수도 있다. 주 수신 코일(202)은 단일 코일일 수도 있거나 복수의 코일들일 수도 있고, 후자의 경우에는, 병렬 MRI를 수행하는데 이용될 수도 있다. 튜닝 회로부(208)는 주 수신 코일(202)의 동작을 가능하게 하고, RF 코일(들)(202)에 의해 검출된 신호들은 취득 시스템(210)에 제공되는데, 이 취득 시스템(210)은 검출된 신호들을 증폭시킬 수도 있고, 검출된 신호들을 디지털화할 수도 있고, 그리고/또는 임의의 다른 적당한 타입의 프로세싱을 수행할 수도 있다.

[0054] 송신/수신 시스템(200)은 또한, 환경 내의 잡음 소스들 및/또는 MRI 시스템 자체에 의해 생성된 환경적 잡음을 검출하거나, 또는 그렇지 않을 경우에 측정하도록 구성된 임의의 수 또는 타입의 센서(들)를 포함할 수도 있는 보조 센서(들)(206)를 포함한다. 보조 센서(들)(206)에 의해 측정된 잡음은 이하에서 더욱 상세하게 설명된 기법들을 이용하여 주 RF 코일(들)(202)에 의해 검출된 MR 신호에서 잡음을 억제하기 위하여 특징화될 수도 있고 이용될 수도 있다. 취득 시스템(210)이 RF 코일(들)(202) 및 보조 센서(들)(206)에 의해 검출된 신호들을 프로세싱한 후, 취득 시스템(210)은 추가의 프로세싱을 위하여(예컨대, 대상자(204)의 하나 이상의 MR 이미지들을 형성할 때에 이용하기 위하여), 프로세싱된 신호들을 MRI 시스템의 하나 이상의 다른 컴포넌트들에 제공할 수도 있다. 취득 시스템(210)은 임의의 적당한 회로부를 포함할 수도 있고, 예를 들어, 본원에서 설명된 실시형태들에 따라 잡음 억제를 수행하도록 MRI 시스템을 제어하도록 구성된 하나 이상의 제어기들 및/또는 프로세서들을 포함할 수도 있다. 도 2에서 예시된 컴포넌트들은 MRI 시스템에 의해 생성된 MR 신호들을 검출하도록 구성될 수도 있고, 예를 들어, RF 코일들은 상기 편입된 공동-출원된 출원들에서 설명된 것들과 유사하거나 동일할 수도 있거나, 임의의 다른 적당한 타입의 코일일 수도 있다.

[0055] 일부 실시형태들에서, 보조 센서(들)(206)는 도 3에서 도시된 바와 같이, MRI 시스템이 동작하고 있는 환경에서 하나 이상의 잡음 소스들로부터의 잡음을 측정하도록 구성된 하나 이상의 보조 코일들(306)을 포함할 수도 있다. 일부 사례들에서, 보조 RF 코일(들)(306)은 코일 자체에 의해 생성된 임의의 잡음에 대한 것보다, 주변 잡음에 대해 실질적으로 더욱 민감하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 보조 코일이 보조 코일 자체에 의해 생성된 잡음에 대한 것보다, 환경으로부터의 잡음에 더욱 민감하도록, 보조 RF 코일(306)은 충분히 큰 개구부(aperture) 및/또는 턴 수를 가질 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 보조 RF 코일(들)(306)은 주 RF 코일

(들)(202)보다 더 큰 개구부 및/또는 더 많은 턴 수를 가질 수도 있다. 그러나, 본원에서 설명된 기법들이 코일들의 임의의 특정한 선택으로 제한되지 않으므로, 보조 RF 코일(들)(306)은 이 점에서 주 RF 코일과 동일할 수도 있고, 및/또는 다른 점에서 주 RF 코일(들)(202)과는 상이할 수도 있다. 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 상이한 타입의 보조 센서는 이하에서 더욱 상세하게 논의되는 바와 같이, RF 코일 타입 센서 대신에 이용된다.

[0056] 도 3의 예시적인 실시형태에서, 보조 RF 코일(들)(306)은 주 RF 코일(202)로부터 떨어진 거리(305)에 배치된다. 거리(305)는, 보조 코일(들)(306)이 이미징 시에 샘플에 의해 방출된 MR 신호들을 감지하는 것을 회피하기 위하여 샘플(204)로부터 충분히 멀리 떨어져 있지만, 그렇지 않을 경우에, 주 RF 코일(202)에 가능한 한 근접하게 배열되어, 보조 코일(들)(306)이 주 코일(들)(202)에 의해 검출된 잡음과 유사한 잡음을 검출하도록 선택될 수도 있다. 이러한 방식으로, 보조 코일(들)(306)에 의해 측정되고 본원에서 논의된 기법들을 이용하여(예컨대, 검출된 MR 신호들 상에 존재하는 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수 있는 전달 함수를 적어도 부분적으로 계산하기 위하여 검출된 잡음을 이용함으로써) 특징화된 하나 이상의 잡음 소스들로부터의 잡음은 주 코일(들)(202)에 의해 검출된 잡음을 나타낼 수도 있다. 본원에서 설명된 기법들이 임의의 특정한 타입의 센서에 의한 이용에 제한되지 않으므로, 보조 코일(들)(306)은 RF 코일일 필요는 없지만, MRI 시스템의 성능에 영향을 줄 수도 있는 환경에서 잡음을 검출할 수 있거나 측정할 수 있는 임의의 타입의 센서일 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0057] 일부 실시형태들에 따르면, 보조 센서(들)(206)는 도 4에서 개략적으로 도시된 바와 같이, 센서(들)를 MRI 시스템의 하나 이상의 컴포넌트들에 결합함으로써 잡음을 측정하도록 구성된 하나 이상의 보조 센서들(406)을 포함할 수도 있다. 예를 들어, 보조 센서들(406)은, MRI 시스템의 하나 이상의 컴포넌트들에 결합되거나, 또는 그렇지 않을 경우에, MRI 시스템에 의해 생성된 잡음을 검출하도록 배열된 하나 이상의 센서들을 포함할 수도 있다. 위에서 논의된 바와 같이, 전력 케이블들은 주로, MRI 시스템의 동작에 대해 부정적인 영향을 가질 수 있는 잡음 소스이고, 특히, 하나 이상의 주 코일들에 의해 검출되는 잡음을 생성할 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 보조 센서(들)(406)는 그로부터 생성된 잡음을 검출하기 위하여 시스템의 하나 이상의 전력 케이블들에 (예컨대, 용량성으로 또는 유도성으로) 결합된 하나 이상의 센서들을 포함한다. 검출된 잡음은 예를 들어, 보조 센서(들)(406)에 의해 검출된 잡음을 특징화하는 전달 함수를 적어도 부분적으로 생성하기 위하여 검출된 잡음을 이용함으로써, 또는 검출된 MR 신호들에 직접적으로 적용됨으로써, 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제하도록 특징화될 수도 있고 이용될 수도 있다.

[0058] 위에서 논의된 바와 같이, 로우 필드 체제(regime)는, 폭넓게 다양한 상황에서 사용될 수 있고 그리고/또는 하나의 로케이션으로부터 또 다른 것으로 일반적으로 수송될 수 있는 시스템들을 가능하게 할 수도 있다. 그 결과, 로우 필드 MRI 시스템들은 특수하게 차폐된 방들의 외부에서 주로 동작할 것이다. 이에 따라, 일부 로우 필드 MRI 시스템들은 적어도 일부 EMI가 차폐된 컴포넌트들에 도달하는 것을 방지하기 위하여, 시스템의 하나 이상의 컴포넌트들의 부분적인 차폐를 사용할 수도 있다. 발명자들은 하나 이상의 센서들을 시스템의 하나 이상의 EMI 차폐부들(예컨대, 하나 이상의 컴포넌트들의 패러데이 케이지(Faraday cage) 등등)에 결합함으로써, 하나 이상의 EMI 차폐부들에 의해 흡수된 잡음은 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제 및/또는 제거하기 위하여 측정될 수 있고, 특징화될 수 있고, 이용될 수 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 보조 센서(들)(406)는 잡음 억제를 가능하게 하기 위해 이용될 수 있는 EMI 차폐부에 의해 흡수된 잡음을 측정하기 위하여, 하나 이상의 EMI 차폐부들과 접지 사이에 결합된 하나 이상의 센서들을 포함한다. 예를 들어, EMI 차폐부로부터 검출된 잡음은 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제 및/또는 제거할 때에 사용될 수 있는 전달 함수를 적어도 부분적으로 산출하는데 이용될 수도 있다. 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 보조 센서(들)(406)는 잡음을 검출할 수 있는 임의의 다른 타입의 센서를 포함할 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0059] 일부 실시형태들에 따르면, 보조 센서(들)(206)는 도 5에서 예시된 바와 같은 주 코일(들) 자체를 포함하고, 여기서, 주 RF 코일(들)은 일부 상황에서의 양쪽의 역할을 수행할 수도 있으므로, 주 RF 코일(들)은 시스템을 위한 주 수신 코일(202) 및 보조 센서(506) 둘 다로서 표기된다. 위에서 논의된 바와 같이, 발명자들은 어떤 펄스 시퀀스가 그 상의 잡음을 또한 억제하기 위하여, 주 코일(들)로부터 취득된 신호들을 이용하는 것을 가능하게 한다는 것을 인지하였다. 펄스 시퀀스는 일반적으로, MR 응답을 유도하기 위하여 규정된 시퀀스에서 송신 코일(들) 및 경사 코일(들)을 동작시키는 것을 지칭한다. 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 동일한 펄스 시퀀스를 반복함으로써, "중복적인" MR 신호들이 획득되어 MR 신호들에 존재하는 잡음을 추정하는데 이용될 수 있다.

[0060] 로우 필드 MRI의 상대적으로 낮은 신호-대-잡음 비율(signal-to-noise ratio; SNR)을 다루기 위하여, (예컨대, 동일한 방식으로 경사 코일들을 구동하기 위하여 동일한 동작 파라미터들로 펄스 시퀀스를 반복함으로써) 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 MR 데이터 취득을 반복하는 펄스 시퀀스가 사용되었다. 다수회 취득을 통해 획득

된 MR 신호들은 SNR을 증가시키기 위하여 평균화된다. 예를 들어, 균형 정상-상태 자유 세차(bSSFP) 펄스 시퀀스는 다수회 취득을 통해 MR 데이터를 신속하게 획득하는데 이용될 수도 있고, 이들 취득치는 그 다음에 SNR을 증가시키기 위하여 함께 평균화된다. 용어 "평균"은 절대 평균(예컨대, 평균), 가중 평균, 또는 다수의 취득치로부터 MR 데이터를 합성함으로써 SNR을 증가시키기 위하여 이용될 수 있는 임의의 다른 기법을 포함하는, 신호들을 합성하기 위한 임의의 타입의 방식을 설명하기 위하여 본원에서 이용된다. bSSFP 펄스 시퀀스는 연속적인 MR 데이터 취득 중에 순 자화(net magnetization)가 B_0 필드와 재정렬하기를 대기하는 것을 요구하지 않으므로(예컨대, 연속적인 취득치는 횡방향 자화 벡터(transverse magnetization vector)가 0으로 감소하는 것을 대기할 필요 없이 획득될 수도 있음), 다수의 취득치가 신속하게 획득될 수도 있다. 그러나, 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 임의의 펄스 시퀀스는 동일한 로케이션에서 다수의 취득을 수행하는데 이용될 수 있다.

[0061] 발명자들은 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 수행된 다수회 취득 중에 획득된 MR 데이터가 검출된 MR 신호로부터 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수도 있다는 것을 인식하였다. 위에서 논의된 바와 같이, 다수회 취득이 동일한 공간적 인코딩으로 펄스 시퀀스를 반복함으로써 수행될 때, 획득된 MR 신호들은 동일해야 하거나 거의 동일해야 하고, 그 차이는 잡음에서 기인할 수 있다. 이와 같이, 다수회 취득을 통해 획득된 MR 신호를 위상 시프트(phase shift)하는 것과, 신호들 사이의 신호차를 산출하는 것은, MR 데이터에서 오류를 일으키는 잡음을 평가하기 위한 수단을 제공한다. 신호차는 위상 시프트하는 것과, 사용된 펄스 시퀀스의 타입에 따라 위상 시프트된 MR 신호들을 가산하거나 감산하는 것 중 어느 하나에 의해 획득될 수도 있다. 예를 들어, 위상에 있어서 적절하게 시프트되었던 MR 신호들을 가산함으로써 신호차가 산출될 수도 있도록, bSSFP 펄스 시퀀스는 추후의 취득 시에 펄스 시퀀스의 극성을 반전(flip)한다. 그러나, 극성을 반전하지 않는 다른 펄스 시퀀스를 이용하여 획득된 MR 신호들은 다수의 MR 취득치 사이의 신호차를 획득하기 위하여 적절하게 위상 시프트된 후에 감산될 수도 있다. 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 획득된 다수회(예컨대, 10, 20, 50, 100, 150회 이상) 취득이 충분히 큰 SNR을 달성하기 위하여 로우 필드 상황에서 이미 수행(그리고 평균화)될 수도 있으므로, 잡음 추정치를 산출하기 위하여 취득치 중 하나 이상을 이용하는 것은, 취득 횟수를 실질적으로 전혀 증가시키지 않을 것이다.

[0062] 산출된 잡음(예컨대, 동일한 공간적 인코딩으로 다수회 취득을 통해 획득된 MR 신호들 사이의 신호차)은 검출된 MR 신호에서 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 위에서 설명한 기법에 따라 산출된 잡음은 이하에서 더욱 상세하게 논의된 방식으로 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수 있는 전달 함수를 적어도 부분적으로 결정하기 위하여 이용될 수도 있다. 그러나, 양태들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 다수의 MR 취득치 사이의 신호차를 결정함으로써 산출된 잡음은 잡음을 억제 및/또는 제거하기 위하여 다른 방법들로 사용될 수 있다. 예를 들어, 동일한 로케이션으로부터 획득된 다수의 MR 취득치 사이의 신호차를 결정하는 것에 기초하여 산출된 잡음은 검출된 MR 신호들에 직접적으로 적용될 수도 있거나, 추가의 프로세싱 후에 적용될 수도 있다. 동일한 공간적 인코딩을 이용하여 획득된 다수의 취득치를 비교함으로써 산출된 잡음은 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 동적으로 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 이러한 방법으로, 잡음 상쇄는 변화하는 잡음 조건들에 동적으로 적응한다.

[0063] 위에서 논의된 바와 같이, 그 일부 예들이 상기에서 설명되는 하나 이상의 보조 센서들에 의해 검출된 잡음은 하나 이상의 잡음 소스들로부터의 잡음을 특징화하고 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수도 있다. 일부 실시형태들에 따르면, 하나 이상의 보조 센서들에 의해 검출된 잡음은 검출된 잡음을, 하나 이상의 주 수신 코일들에 의해 검출된 잡음의 근사치로 변환하는데 이용될 수 있는 전달 함수를 결정하기 위하여 이용된다. 일부 실시형태들에 따르면, 하나 이상의 보조 센서들에 의해 검출된 잡음은 전달 함수를 이용하지 않으면서 잡음을 억제하기 위하여, 검출된 MR 신호들에 적용된다.

[0064] 비제한적인 예로서, 잡음 억제 컴포넌트(예컨대, 도 2 내지 도 5에서 예시된 취득 시스템(210))는 다음의 표현식을 통해 보조 센서(206)에 의해 검출된 신호 $S_{aux}(t)$ 및 주-대-보조 센서(PA) 전달 함수 $H_{PA}(\omega)$ 를 이용함으로써, 주 RF 코일(202)에 의해 검출된 신호 $s_{pri}(t)$ 에서 잡음을 억제할 수도 있다:

[0065]
$$s_{comp}(t) = s_{pri}(t) - \mathcal{F}^{-1}\{H_{PA}(\omega)S_{aux}(\omega)\}, \quad (1)$$

[0066] 여기서, $S_{aux}(\omega)$ 는 $s_{aux}(t)$ 의 푸리에 변환(Fourier transform)이고, $\mathcal{F}^{-1}\{\}$ 은 역 푸리에 변환 연산자이고, $s_{comp}(t)$ 는 잡음 억제된 신호이다. 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들이 이 점에서 제한되지 않으므로, 수학식 (1)의 잡음 보상 계산은 여러 방법들 중의 임의의 것으로 구현될 수도 있고, 예를 들어, 주파수 도메인에서, 또는 시

간 도메인에서 구현될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. PA 전달 함수를 추정하기 위한 예시적인 기법들은 이하에서 더욱 상세하게 설명된다.

[0067] 도 6은 먼저, 보조 센서와 주 수신 코일 사이의 전달 함수에 대하여, 예시적인 전달 함수를 결정하기 위한 기법의 상세한 설명과, 그 다음으로, 다수의 보조 센서들과 주 수신 코일 사이의 전달 함수(멀티-채널 전달 함수)의 설명을 포함하는 본원에서 설명된 기술의 일부 실시형태들에 따라, 잡음 억제를 수행하기 위한 예시적인 프로세스(600)의 플로우차트이다. 이 점에서의 잡음 상쇄가 임의의 수 및 타입의 보조 센서와 임의의 수 및 타입의 수신 코일을 이용하여 수행될 수 있도록, 단일 또는 멀티-채널 전달 함수는 임의의 수의 수신 코일들에 대하여 산출될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 프로세스(600)는 임의의 적당한 MRI 시스템의 컴포넌트들에 의해 수행될 수도 있고, 예를 들어, 도 1을 참조하여 설명된 MRI 시스템(100)의 컴포넌트들 및 도 2 내지 도 5에서 예시된 연관된 컴포넌트들에 의해 수행될 수도 있다.

[0068] 프로세스(600)는 단계(act) 602 및 604에서 시작되고, 여기서, MRI 시스템은 주 RF 코일(예컨대, RF 코일(202))을 이용함으로써 MR 데이터를 획득하고, 하나 이상의 보조 센서들(예컨대, 하나 이상의 RF 코일들(306)) 및/또는 하나 이상의 다른 센서들(206, 406, 506) 등을 이용하여 잡음 데이터를 획득한다. 위에서 논의된 바와 같이, MRI 시스템의 환경에서 잡음을 특징화하는데 임의의 수의 임의의 타입의 보조 센서들이 이용될 수도 있다. 잡음 억제 기법들의 양태들을 예시하기 위하여, 주 RF 코일 및 보조 센서의 경우가 먼저 고려된다. 보조 센서에 의해 취득된 잡음 데이터가 주 RF 코일에 의해 취득된 MR 데이터에서 잡음을 억제하기 위하여 이용될 수도 있도록, 주 RF 코일 및 보조 센서는 MR 및 잡음 데이터를 실질적으로 동시에 획득하도록 동작할 수도 있다.

[0069] 주 RF 코일에 의해 획득된 신호는 이미징되고 있는 샘플에 의해 방출된 잡음 및 MR 신호 둘 다를 포함할 수도 있다. 예를 들어, $s_{pri}(t)$ 가 주 RF 코일에 의해 측정된 전체 신호를 나타낼 경우, $s_{pri}(t)$ 는 다음과 같이 표현될 수도 있다:

$$s_{pri}(t) = m_{pri}(t) + n_{pri}(t),$$

[0070]

[0071] 여기서, $m_{pri}(t)$ 및 $n_{pri}(t)$ 는 주 RF 코일에 의해 측정된 전체 신호의 MR 신호 및 잡음 성분들을 나타낸다. 보조 센서가 (주 RF 코일 및 이미징되고 있는 샘플에 관련된 보조 센서의 배치로 인해) 무시할 정도의 양의 MR 신호를 측정하는 것으로 가정하면, 보조 센서에 의해 측정된 신호는 주로 주변의 RF 잡음을 포함한다. 예를 들어, $s_{aux}(t)$ 가 보조 센서에 의해 측정된 전체 신호를 나타낼 경우, $s_{aux}(t)$ 는 하기에 따라 표현될 수도 있다:

$$s_{aux}(t) = n_{aux}(t),$$

[0072]

[0073] 여기서, $n_{aux}(t)$ 는 보조 센서에 의해 측정된 잡음이다.

[0074] 위에서 논의된 바와 같이, 주 RF 코일 및 보조 센서에 의해 측정된 신호들의 잡음 성분들은 주 코일과 보조 센서 사이의 물리적 차이뿐만 아니라, 로케이션 및 방향의 차이로 인해 상이할 수도 있다(예컨대, $n_{pri}(t)$ 는 $n_{aux}(t)$ 와는 상이할 수도 있음). 그러나, 발명자들은 주 코일 및 보조 센서에 의해 측정된 잡음 신호들 사이의 관계가 양쪽에서 하나 이상의 공통의 소스들로부터의 잡음을 측정된 이후로 확립될 수도 있다는 것을 인식하였다. 이러한 관계는 일부 실시형태들에서, 이하에서 상세하게 설명되는 바와 같이 주 대 보조 전달 함수 $H_{PA}(\omega)$ 에 의해 나타내어질 수도 있다.

[0075] 예를 들어, 일부 실시형태들에서, 잡음 신호들 $n_{pri}(t)$ 및 $n_{aux}(t)$ 의 각각은 로우 필드 MRI 시스템의 환경에서의 하나 이상의 소스들로부터의 잡음, 주 RF 코일 및/또는 보조 센서에 의해 생성된 잡음, 및 MRI 시스템의 하나 이상의 다른 컴포넌트들에 의해 생성된 잡음(예컨대, 튜닝 회로부, 취득 시스템, 전력 케이블 등에 의해 생성된 잡음)을 포함하지만, 이것으로 제한되지 않는 몇몇 독립적인 소스들로부터의 잡음을 포함할 수도 있다. 이에 따라, 예를 들어, 잡음 신호들 $n_{pri}(t)$ 및 $n_{aux}(t)$ 는 다음과 같이 표현될 수도 있다:

$$n_{pri}(t) = c_{pri}(t) + u_{pri}(t), \text{ 그리고}$$

[0076]

$$n_{aux}(t) = c_{aux}(t) + u_{aux}(t) \cong c_{aux}(t),$$

[0077]

[0078] 여기서, $c_{pri}(t)$ 및 $c_{aux}(t)$ 는 주 코일 및 보조 센서에 의해 검출된 하나 이상의 공통 잡음 소스들에 의해 생성된 상관 잡음(즉, 신호들 $c_{pri}(t)$ 및 $c_{aux}(t)$ 는 상관됨)을 각각 나타내고, 여기서, $u_{pri}(t)$ 및 $u_{aux}(t)$ 는 주 코일 및 보조 센서들에 의해 검출된 비상관 잡음(예컨대, 주 코일 및 보조 센서 자체에 의해 생성된 잡음)을 각각 나타낸다. 위에서 설명된 바와 같이, 일부 실시형태들에서, 보조 센서는 그것이 센서 자체에 의해 생성된 잡음보다 환경으로부터의 잡음에 더욱 민감하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 보조 센서는 충분히 큰 개구부 및/또는 터널 수를 가진 보조 RF 코일일 수도 있다. 이와 같이, $c_{aux}(t)$ 는 $n_{aux}(t) \approx c_{aux}(t)$ 가 되도록, 실질적으로 $u_{aux}(t)$ 보다 더 클 수도 있다.

[0079] 잡음 신호들 $c_{pri}(t)$ 및 $c_{aux}(t)$ 의 각각은 개개의 측정 전달 함수를 통해 공통 잡음 소스(들)과 관련하여 표현될 수 있다. 예를 들어, 푸리에 도메인에서, 잡음 신호들 $c_{pri}(t)$ 및 $c_{aux}(t)$ 의 푸리에 변환들 $C_{pri}(\omega)$ 및 $C_{aux}(\omega)$ 는 다음과 같이 표현될 수 있다:

$$C_{pri}(\omega) = H_{pri}(\omega)C_s(\omega)$$

$$C_{aux}(\omega) = H_{aux}(\omega)C_s(\omega)$$

[0081] 여기서, $C_s(\omega)$ 는 공통 잡음 소스의 푸리에 변환이고, $H_{pri}(\omega)$ 및 $H_{aux}(\omega)$ 는 공통 잡음 소스와, 주 수신 코일 및 보조 센서와의 사이의 채널을 각각 나타낸다. 상기 수학적식들을 합성하면 다음과 같다:

$$C_{pri}(\omega) = H_{PA}(\omega)C_{aux}(\omega),$$

[0083] 여기서,

$$H_{PA}(\omega) = \frac{H_{pri}(\omega)}{H_{aux}(\omega)}$$

[0085] 주-대-보조 전달 함수이다.

[0086] 프로세스(600)의 논의로 돌아가면, MR 및 잡음 신호들이 단계 602 및 604에서 취득된 후, 프로세스(600)는 단계 606으로 진행하고, 여기서, 주-대-보조(PA) 전달 함수가 획득된다. 일부 실시형태들에서, PA 전달 함수는 단계 606에서 PA 전달 함수를 획득하는 것이 PA 전달 함수의 표현(예컨대, PA 전달 함수의 주파수-도메인 또는 시간-도메인 표현)에 접근하는 것을 포함한다. 다른 실시형태들에서, 단계 606에서 PA 전달 함수를 획득하는 것은 전달 함수의 추정치를 추정하고 그리고/또는 업데이트하는 것을 포함할 수도 있다. PA 전달 함수를 추정하기 위한 기법들은 이하에서 더욱 상세하게 설명된다.

[0087] 다음으로, 단계 608에서, 단계 604에서 획득된 잡음 데이터 및 단계 606에서 획득된 PA 전달 함수는 단계 602에서 획득된 MR 데이터에서 잡음을 억제하거나 상쇄시키는데 이용될 수도 있다. 이것은 위에서 설명된 수학적식 (1)을 이용하여, 수학적식 (1)의 임의의 등가의 공식(예컨대, 완전한 계산은 주파수 도메인에서 수행될 수도 있음)을 이용하여, 또는 임의의 다른 적당한 방법으로 행해질 수도 있다.

[0088] 위에서 설명된 바와 같이, 주-대-보조 전달 함수는 로우 필드 MRI 시스템과 같은 MRI 시스템에서의 주 RF 코일에 의해 취득된 MR 데이터에서 잡음을 억제하는데 이용될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 주-대-보조 전달 함수는 주 RF 코일 및 보조 센서에 의해 획득된 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 이것은 임의의 적당한 방법으로 행해질 수도 있다. 예를 들어, PA 전달 함수는 MR 신호가 존재하지 않을 때, 또는 MR 신호의 강도가 주 RF 코일에 의해 검출된 잡음의 강도에 비해 작을 때에 획득된 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 또 다른 예로서, PA 전달 함수는 (예컨대, MRI 시스템의 동작 중에) MR 신호가 존재할 때에 획득된 교정 측정치로부터 추정될 수도 있다. 임의의 적당한 수의 교정 측정치가 이용될 수도 있다(예컨대, 적어도 100 개, 100 개 내지 1000 개, 적어도 1000 개 등). 더 많은 측정치가 이용될 때, PA 전달 함수는 더 높은 분해능에서(예컨대, 더 큰 주파수 값들에서) 그리고/또는 실제적인 잡음 환경에 대한 증가된 충실도(fidelity)로 추정될 수도 있다. 본원에서 설명된 기법들이 임의의 특정한 연산 방법으로 제한되지 않으므로, PA 전달 함수는 최소-제곱 추정(least-squares estimation) 기법 또는 임의의 다른 적당한 추정 기법을 이용하여 추정될 수도 있다.

[0089] 하나의 비제한적인 예로서, 시간들 $\{t_k\}$ 에서 주 코일에 의해 취득된 신호가 임의의 MR 신호를 포함하지 않을 때, 또는 MR 신호의 강도가 주 RF 코일에 의해 검출된 잡음의 강도에 비해 작을 때, $s_{pri}(t_k) = n_{pri}(t_k)$ 이며, 따

라서 $s_{pri}(t_k)$ 의 이산 푸리에 변환은 다음과 같이 주어진다:

$$S_{pri}(\omega_k) = C_{pri}(\omega_k) + U_{pri}(\omega_k),$$

여기서, $C_{pri}(\omega_k)$ 는 $C_{pri}(t_k)$ 의 이산 푸리에 변환이고, $U_{pri}(\omega_k)$ 는 $U_{pri}(t_k)$ 의 이산 푸리에 변환이다. $C_{pri}(\omega_k) = H_{PA}(\omega_k)S_{ref}(\omega_k)$ 이므로, 주 코일에서 수신된 신호의 이산 푸리에 변환은 다음과 같이 보조 센서에서 수신된 신호의 이산 푸리에 변환 함수로 표현될 수도 있다:

$$S_{pri}(\omega_k) = H_{PA}(\omega_k)S_{aux}(\omega_k) + U_{pri}(\omega_k) \quad (2)$$

수학식 (2)는 각각의 주파수 성분, ω_k 에 대하여 하나의 독립적인 수학식 세트를 나타낸다. U_{pri} 및 H_{PA} 둘 다 알려지지 않으므로, 단일 교정 측정치로부터 H_{PA} 를 결정하는 것이 가능하지 않을 수도 있다. M 개의 교정 측정치 (예컨대, 적어도 10 개, 적어도 100 개, 적어도 1000 개의 교정 측정치)이 각각의 주파수 성분에 대한 S_{pri} 및 S_{aux} 의 다수의 예들이 획득되도록 행해질 경우, PA 전달 함수는 알려지지 않은 U_{pri} 에도 불구하고, 임의의 적당한 추정 기법을 통해, 예를 들어, 최소 제곱 추정을 통해 결정될 수 있다. 이것은 다수의 측정치가 비상관 잡음을 평균화하는데 이용될 수도 있기 때문에 그러하다. M 개의 교정 측정치가 주어지면, PA 전달 함수에 대한 최소 제곱 추정자는 각각의 주파수 성분 ω_k 에 대한 다음의 행렬 수학식을 고려함으로써 획득될 수도 있고,

$$\begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix} = H_{PA}(\omega_k) \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix},$$

이것은 다음과 같이 구해질 수 있다:

$$H_{PA}(\omega_k) = \left\{ \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} S_{aux}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{aux}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix}.$$

진술한 바로부터 알겠지만, 진술한 추정자는 다수의 주파수 빈에 대한 주-대-보조 전달 함수의 값을 추정하기 위하여 다수의 측정치(즉, 주 및 보조 코일들의 각각에 의해 측정된 M 개의 잡음 신호들)를 이용한다. 이에, 전달 함수를 추정하기 위하여 단일 측정(즉, 주 및 보조 코일들의 각각에 의해 측정된 단일 신호)에 의존하는 기법들과 비교하여 PA 전달 함수의 상당히 개선된 추정치가 된다. 이러한 단일-측정 기법들은 감산 전에 기준 신호를 스케일링하고 시간-시프트하는 것을 포함할 수도 있고, 이것은 주 코일 및 보조 코일에서 수신되는 것인 잡음 신호 사이의 위상차에 대하여 정정할 것이지만, (본원에서 설명된 다수의 측정 기법과는 달리) 주파수-종속적 위상차에 대하여 정정하지 않을 것이다.

또 다른 단일-측정 기법은 주 코일에서 수신된 신호로부터 보조 잡음 신호를 감산하기 전에, 주파수 도메인에서 보조 잡음 신호를 스케일링하고 위상 조정하는 것을 포함할 수도 있다. 이것은 주 코일 및 보조 코일에 의해 수신된 신호들의 이산 푸리에 변환(discrete Fourier transform; DFT)을 이용함으로써 달성될 수 있다. 최적의 스케일링 및 위상 시프트는 다수의 주파수 빈에 걸쳐 최소-제곱 맞춤(least-squares fit)에 의해 결정될 수 있다. 예를 들어, $S_{pri}(\omega_k)$ 가 주 수신 코일 상에서 측정된 신호의 DFT이고, $S_{aux}(\omega_k)$ 가 보조 코일에서 동시에 측정된 신호의 DFT일 경우, ($[k_1, k_2]$ 범위에서의) 주파수 빈의 서브세트에 대한 평균 스케일링 및 위상 시프트 SPF는 다음과 같이 산출될 수도 있다:

$$SPF = \frac{\sum_{k_1}^{k_2} S_{aux}(\omega_k) S_{pri}(\omega_k)}{\sum_{k_1}^{k_2} S_{aux}(\omega_k) S_{aux}(\omega_k)}.$$

단일-측정 기법이 주파수-종속적 정정을 생성하는데 이용될 수도 있지만, 방법은 정정하는 주파수 분해능과, 스케일링 및 위상 오프셋의 추정의 정확성 사이에 트레이드오프를 요구한다. 특히, "단일 측정의 주파수 빈에 걸친 평균화" 기법은 PA 전달 함수의 열악한(예컨대, 고-분산의 바이어싱된) 추정으로 귀착된다. 대조적으로, 진술한 다수의 측정 기법은 바이어싱되지 않은 저-분산의 추정자를 제공한다.

위에서 설명된 바와 같이, 발명자들은 다수의 코일들의 이용이 더욱 강한 잡음 검출 및/또는 상쇄, 가속화된

이미지 취득 등을 포함하는 다수의 방법들로 개선된 MRI를 가능하게 할 수도 있다는 것을 인식하였다. 다수의 주 수신 코일들 및/또는 다수의 보조 센서들이 이용되는 실시형태들에서, 센서들의 전부는 동일한 타입일 수도 있거나 상이한 타입들일 수도 있다. 예를 들어, 하나 이상의 RF 코일들이 센서들로서 이용되는 상황에서, 코일들의 어떤 것도 차폐되지 않을 수도 있거나, 코일들의 일부 또는 전부가 차폐될 수도 있다. 또 다른 예로서, 코일들은 상이한 민감도들을 가질 수 있다. 다른 타입들의 센서들이 이용될 때, 센서들 및 주 수신 코일(들)의 특성들에 있어서 일부는 유사하거나 동일할 수도 있지만 적어도 일부는 반드시 상이해야 한다.

[0102] 일부 실시형태들에서, 다수의 보조 RF 코일들 및/또는 주 RF 코일들은 이미징을 가속화하는데 이용될 수도 있다. 예를 들어, 동일하거나 상이한 잡음 소스들로부터의 잡음을 감지하기 위하여 이용된 다수의 RF 코일들은 또한, 병렬 MR을 수행하는데 이용될 수도 있다. 이러한 방식으로, 다수의 RF 코일들은 잡음 특징화 기능뿐만 아니라, 병렬 수신 코일로서의 이용을 통한 이미지 취득 가속화 둘 다를 제공할 수도 있다.

[0103] 일부 실시형태들에서, 위에서 설명된 바와 같이, 다수의 센서들은 다수의 잡음 소스들의 존재 시에 잡음 보상을 수행하는데 이용될 수도 있다. N 개의 상관 잡음 소스를 가진 환경에서, 여기서, N은 1보다 더 큰 정수이고, 주 코일 및 보조 센서에 의해 수신된 잡음 신호들 $c_{pri}(t)$ 및 $c_{aux}(t)$ 의 푸리에 변환들 $C_{pri}(\omega)$ 및 $C_{aux}(\omega)$ 은 다음과 같이 표현될 수 있다:

$$C_{pri}(\omega) = H_{pri,1}(\omega)C_1(\omega) + H_{pri,2}(\omega)C_2(\omega) + \dots + H_{pri,N}(\omega)C_N(\omega)$$

$$C_{aux}(\omega) = H_{aux,1}(\omega)C_1(\omega) + H_{aux,2}(\omega)C_2(\omega) + \dots + H_{aux,N}(\omega)C_N(\omega),$$

[0104] 여기서, $C_j(\omega)$; $1 \leq j \leq N$ 은 j번째 잡음 소스로부터의 잡음 신호의 푸리에 변환이고, $H_{pri,j}(\omega)$ 는 주 코일과 j번째 잡음 소스 사이의 전달 함수이고, $H_{aux,j}(\omega)$ 는 보조 센서와 j번째 잡음 소스 사이의 전달 함수이다. 비율 $H_{pri,j}(\omega)/H_{aux,j}(\omega)$ 이 하나 이상의 잡음 소스들에 대하여 상이할 때, 오직 단일의 보조 센서를 이용함으로써 높은 품질의 잡음 보상을 수행하는 것이 가능하지 않을 수도 있다. 그러나, 다수의 보조 센서들은 이하에서 설명되는 바와 같이 이 상황에서 잡음 보상을 수행하는데 이용될 수도 있다.

[0106] 다수의 보조 센서들이 다수의 상이한 잡음 소스들에 대한 잡음 보상을 수행하기 위하여 어떻게 이용될 수도 있는지의 비제한적인 예가 이하에 설명되어 있다. 일반성의 손실 없이, MR 시스템이 주 코일 및 P 개의 보조 센서들(여기서, P는 1 이상인 임의의 정수임)을 가지는 것으로 가정한다. 또한, MR 시스템은 N 개의 상이한 잡음 소스들(여기서, N은 1 이상인 정수임)이 있는 환경에서 전개되는 것으로 가정한다. $H_{ij}(\omega)$ 는 i번째 보조 센서(여기서, $1 \leq i \leq P$) 및 j번째 잡음 소스(여기서, $1 \leq j \leq N$) 사이의 전달 함수를 나타낸다고 한다. 다음의 수학적 세트는 보조 센서들에 의해 수신된 신호들의 푸리에 변환을, 잡음 소스들에 의해 생성된 잡음 신호들의 푸리에 변환에 관련시킨다:

$$\begin{bmatrix} H_{11} & \dots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \dots & H_{PN} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix},$$

[0107] 여기서, $C_{aux,i}$; $1 \leq i \leq P$ 는 i번째 보조 센서에서 수신된 신호의 푸리에 변환이고, $C_j(\omega)$; $1 \leq j \leq N$ 는 j번째 잡음 소스로부터의 잡음 신호의 푸리에 변환이고, 여기서, 주파수에 대한 모든 항들의 종속성은 명시적으로 나타내지는 않지만(ω 는 간결함을 위하여 억제됨), 상기 행렬 수학적식에서의 모든 항들은 주파수의 함수들이라는 것이 인식되어야 한다.

[0109] 보조 센서들의 수가 잡음 소스들의 수 이상일 때(즉, $P \geq N$), 상기 행렬 수학적식은 다음과 같이 잡음 신호들에 대하여 풀릴 수도 있다:

$$\begin{bmatrix} C_1 \\ \vdots \\ C_N \end{bmatrix} = \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \dots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \dots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \dots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \dots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \dots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \dots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}.$$

[0110] 이러한 해법이 존재할 경우, 주 수신 코일 상에서 측정된 상관 잡음은 다음과 같이 보조 센서들 전부가 획득한 측정치에 관련하여 표현될 수도 있다:

$$C_{pri} = [H_{pri,1} \quad \cdots \quad H_{pri,N}] \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}$$

멀티-채널 전달 함수 H_{MPA} 는 하기에 따라 정의될 수도 있다:

$$H_{MPA} = [H_{PA,1} \quad \cdots \quad H_{PA,P}] = [H_{pri,1} \quad \cdots \quad H_{pri,N}] \left\{ \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix} \right\}^{-1} \begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}^T.$$

그 다음으로, 주 수신 코일에 의해 측정된 잡음은 모든 보조 코일들 상에서 측정된 잡음 신호들의 선형 조합이라는 것을 알게 될 수도 있다:

$$C_{pri} = [H_{PA,1} \quad \cdots \quad H_{PA,P}] \begin{bmatrix} C_{aux,1} \\ \vdots \\ C_{aux,P} \end{bmatrix}. \quad (3)$$

이에 따라, P 개의 보조 센서들에 의해 측정된 잡음 신호들(예컨대, 그 푸리에 변환들은 $1 \leq i \leq P$ 에 대하여 $C_{aux,i}$ 에 의해 주어짐)이 주어지면, 상기 수학식은 주 수신 코일에서 수신된 잡음 신호(예컨대, 그 푸리에 변환은 C_{pri} 에 의해 주어짐)를 추정하는데 이용될 수도 있다. 결국, 추정된 잡음 신호는 잡음 억제를 수행하기 위하여 주 수신 코일에 의해 측정된 전체 신호(이 신호는 MR 신호 성분 및 잡음 성분을 가질 것임)로부터 감산될 수도 있다.

그러나, 상기 수학식 (3)을 이용하기 위하여, 멀티채널 주-대-보조 전달 함수 $H_{MPA} = [H_{parc,1} \quad \dots \quad H_{parc,P}]$ 의 추정치가 필요하게 된다. 이것은 임의의 적당한 방법으로 달성될 수도 있고, 일부 실시형태들에서, (예컨대, 존재하는 MR 신호가 없는 시간에서) 주 수신 코일 및 보조 센서들을 이용하여 다수의 측정을 행함으로써, 그리고 멀티채널 주-대-보조 전달 함수를 추정하기 위하여 이 측정치를 이용함으로써 행해질 수도 있다. 예를 들어, P 개의 보조 센서들의 각각 및 주 수신 코일에서의 잡음 신호들의 M 개의 측정치가 주어지면, H_{MPA} 는 다음과 같이 최소-제곱 추정을 이용하여 각각의 주파수 성분 ω_k (여기서, k는 주파수 빈 상에서의 인덱스임)에 대하여 추정될 수도 있다:

$$\begin{bmatrix} H_{PA,1}(\omega_k) \\ \vdots \\ H_{PA,P}(\omega_k) \end{bmatrix} = \left\{ \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix} \right\}^{-1} \times \begin{bmatrix} S_{aux,1}(\omega_k)_1 & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_1 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ S_{aux,1}(\omega_k)_M & \cdots & S_{aux,P}(\omega_k)_M \end{bmatrix}^T \times \begin{bmatrix} S_{pri}(\omega_k)_1 \\ \vdots \\ S_{pri}(\omega_k)_M \end{bmatrix}.$$

여기서, $S_{aux,i}(\omega_k)_m$ 은 i번째 보조 센서에 의해 획득된 m번째 측정된 신호의 푸리에 변환의 k번째 주파수 빈의 값을 나타내고, 여기서, $S_{pri}(\omega_k)_m$ 은 주 수신 코일에 의해 획득된 m번째 측정된 신호의 푸리에 변환의 k번째 주파수 빈의 값을 나타낸다. 이 최소-제곱 접근법은 다음의 행렬의 열(column)들이 서로에 대하여 가능한 한 직교적일 때에 가장 완전한 정정을 제공한다:

$$\begin{bmatrix} H_{11} & \cdots & H_{1N} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ H_{P1} & \cdots & H_{PN} \end{bmatrix}.$$

다시 말하면, 각각의 보조 센서는 다른 보조 센서들로부터 고유의 방법으로 상이한 잡음 소스들의 일부 또는 전부를 검출할 수도 있다. 근접장(near field) 소스들의 존재에 대하여 정정하기 위하여, 다수의 센서들은 잡음 소스들의 일부에 대해 더 민감하거나 덜 민감하도록 상이한 로케이션에 배치될 수도 있다. 일부 실시형태들에서, 다수의 센서들은 서로에 대해 직교적으로 지향될 수도 있다(예컨대, 하나의 센서는 "X" 방향으로 지향될 수도 있고, 또 다른 센서는 "Y" 방향으로 지향될 수도 있고, 또 다른 센서는 "Z" 방향으로 지향될 수

도 있음). 이 방법으로, 시변 간섭 필드들의 각각의 벡터가 포착될 수도 있다. 또한, 또 다른 직교 측정을 제공하기 위하여 하나 이상의 안테나들을 보조 센서로서 이용하는 것이 유리할 수도 있다.

[0123] 본원에서 설명된 기법들은 개개의 잡음 소스들에 의해 생성된 잡음을 검출하기 위하여 적당한 임의의 수 및/또는 타입의 센서를 이용하여 MRI 시스템의 환경에서 잡음을 검출하는 것을 가능하게 한다는 것이 인식되어야 한다. 그 결과, MRI 시스템의 성능에 영향을 줄 수도 있는 다양한 소스들로부터의 잡음이 검출되어, 동작 중에 MRI 시스템에 의해 검출된 MR 신호들로부터 잡음을 억제 및/또는 제거하는데 이용될 수도 있다. 본원에서 설명된 기법들은 MRI 시스템의 특정한 잡음 환경 상에서 동작하므로, 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들은 시스템이 필요하게 될 수도 있을 경우에 MRI 시스템의 전개를 가능하게 하여, 시스템이 특수하게 차폐된 방들에 설치된다는 요건을 제거할 수도 있다. 변화하는 잡음 환경에 동적으로 적응시키기 위한 능력은 잡음 소스들이 시간 경과에 따라 변화할 수도 있는 환경을 포함하는 일반적으로 잡음이 있는 환경에서 전개될 수 있는 MRI 시스템들의 개발을 가능하게 한다. 본원에서 설명된 기법들이 MRI 시스템의 동작 중에 사용될 수 있으므로, 잡음 환경은 그것이 시스템이 현재 노출되고 있는 동일한 잡음 환경을 반영하도록 동적으로 특징화될 수 있다. 로우 필드 MRI 시스템과 관련하여 사용될 때, 비용 효율적이고, 이용가능성이 높으며 수술 가능한 MRI 해결책은 본원에서 설명된 잡음 억제 기법들을 부분적으로 이용하여 달성될 수도 있다.

[0124] 개시내용에서 기재된 기술의 몇몇 양태들 및 실시형태들을 이와 같이 설명하였지만, 다양한 변경, 수정, 및 개선이 당해 분야의 당업자들에게 용이하게 안출될 것이라는 것이 인식되어야 한다. 이러한 변경, 수정, 및 개선은 본원에서 설명된 기술의 사상 및 범위 내에 있는 것이 의도된다. 예를 들어, 당해 분야의 당업자들은 기능을 수행하고 및/또는 결과들 및/또는 본원에서 설명된 장점들 중의 하나 이상을 획득하기 위한 다양한 다른 수단들 및/또는 구조들을 용이하게 구상할 것이고, 이러한 변동들 및/또는 수정들의 각각은 본원에서 설명된 실시형태들의 범위 내에 있도록 간주된다. 당해 분야의 당업자들은 본원에서 설명된 특정 실시형태들에 대한 다수의 균등물들을 인지할 것이고, 이 균등물들을 단지 일상적인 실험을 이용하여 확인할 수 있을 것이다. 그러므로, 상기한 실시형태들은 단지 예로서 제시되고, 첨부된 청구항들 및 그것에 대한 균등물들의 범위 내에서, 발명의 실시형태들은 구체적으로 설명된 것 외에 이와 다르게 실시될 수도 있다는 것이 이해되어야 한다. 게다가, 본원에서 설명된 2 개 이상의 특징들, 시스템들, 물품들, 재료들, 키트들, 및/또는 방법들의 임의의 조합은, 이러한 특징들, 시스템들, 물품들, 재료들, 키트들, 및/또는 방법들이 상호 불일치하지 않을 경우, 본 개시내용의 범위 내에 포함된다.

[0125] 상기 설명된 실시형태들은 여러 방법들 중의 임의의 것으로 구현될 수 있다. 프로세스들 또는 방법들의 수행을 수반하는 본 개시내용의 하나 이상의 양태들 및 실시형태들은 프로세스들 또는 방법들을 수행하거나, 프로세스들 또는 방법들의 수행을 제어하기 위하여 디바이스(예컨대, 컴퓨터, 프로세서, 또는 다른 디바이스)에 의해 실행가능한 프로그램 명령어를 사용할 수도 있다. 이 점에서, 다양한 발명 개념들은, 하나 이상의 컴퓨터들 또는 다른 프로세서들 상에서 실행될 때, 위에서 설명된 다양한 실시형태들 중의 하나 이상을 구현하는 방법들을 수행하는 하나 이상의 프로그램들로 인코딩된 컴퓨터 판독가능 저장 매체(또는 다수의 컴퓨터 판독가능 저장 매체들)(예컨대, 컴퓨터 메모리, 하나 이상의 플로피 디스크들, 콤팩트 디스크들, 광학 디스크들, 자기 테이프들, 플래시 메모리들, 필드 프로그래밍가능 게이트 어레이들 또는 다른 반도체 디바이스들에서의 회로 구성들, 또는 다른 유형의(tangible) 컴퓨터 저장 매체)로서 구체화될 수도 있다. 컴퓨터 판독가능 매체 또는 매체들은 수술 가능할 수 있어서, 그 위에 저장된 프로그램 또는 프로그램들은 위에서 설명된 양태들의 다양한 것들을 구현하기 위하여 하나 이상의 상이한 컴퓨터들 또는 다른 프로세서들 상으로 로딩될 수 있다. 일부 실시형태들에서, 컴퓨터 판독가능 매체들은 비일시적 매체들일 수도 있다.

[0126] 용어들 "프로그램" 또는 "소프트웨어"는 위에서 설명된 바와 같은 다양한 양태들을 구현하도록 컴퓨터 또는 다른 프로세서를 프로그래밍하기 위하여 채용될 수 있는 임의의 타입의 컴퓨터 코드 또는 컴퓨터-실행가능 명령어 세트를 지칭하기 위하여 일반적인 의미로 본원에서 이용된다. 추가적으로, 하나의 양태들에 따르면, 실행될 때, 본 개시내용의 방법들을 수행하는 하나 이상의 컴퓨터 프로그램들은 단일 컴퓨터 또는 프로세서 상에 상주할 필요가 없지만, 본 개시내용의 다양한 양태들을 구현하기 위하여 다수의 상이한 컴퓨터들 또는 프로세서들 사이에 모듈 방식으로 분산될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다.

[0127] 컴퓨터-실행가능 명령어는 하나 이상의 컴퓨터들 또는 다른 디바이스들에 의해 실행된, 프로그램 모듈들과 같은 다수의 형태들로 되어 있을 수도 있다. 일반적으로, 프로그램 모듈들은, 특정한 태스크들을 수행하거나 특정한 추상 데이터 타입(abstract data type)들을 구현하는 루틴들, 프로그램들, 오브젝트들, 컴포넌트들, 데이터 구조들 등을 포함한다. 전형적으로, 프로그램 모듈들의 기능성은 다양한 실시형태들에서 원하는 대로 조합될 수도

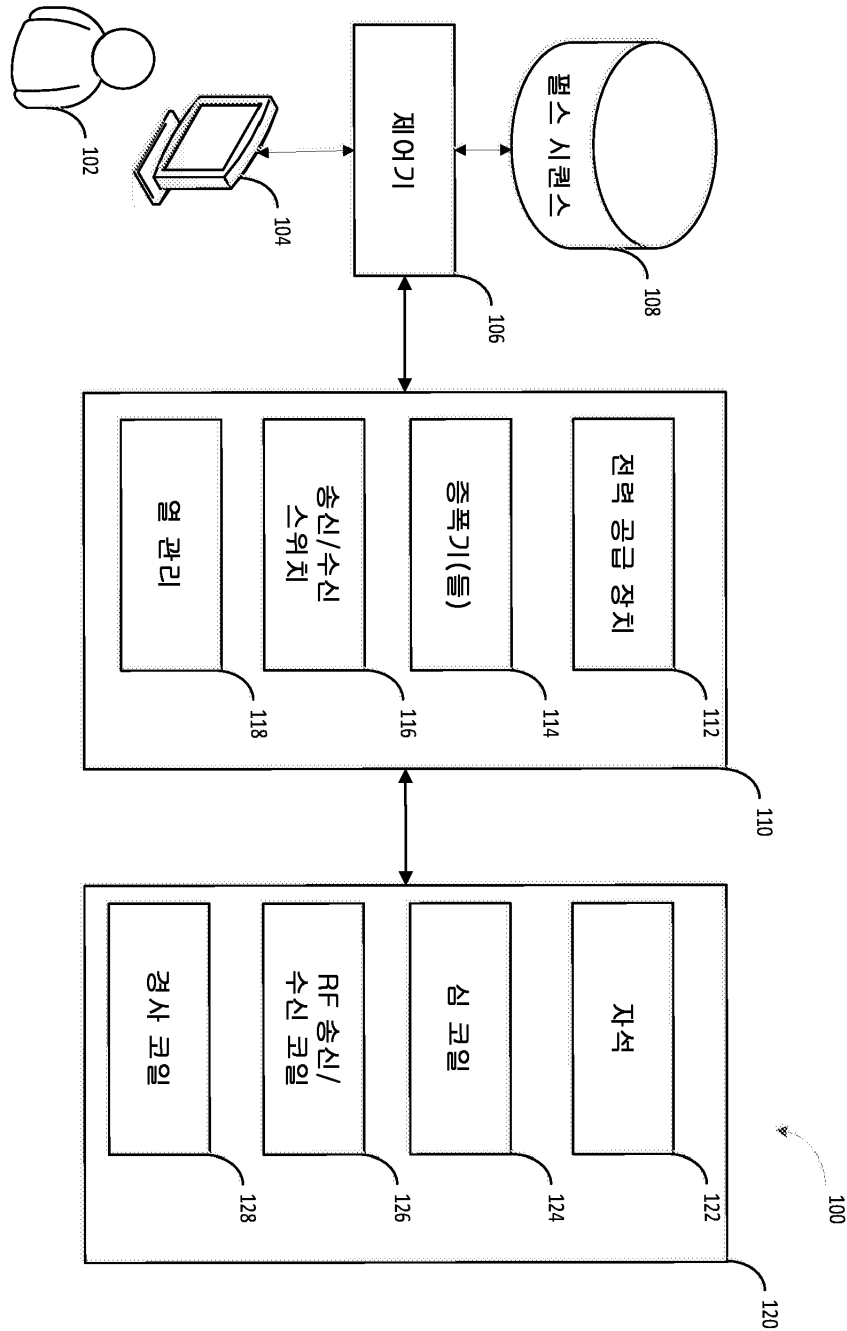
있거나 분산될 수도 있다.

- [0128] 또한, 데이터 구조들은 임의의 적당한 형태로 컴퓨터-판독가능 매체에 저장될 수도 있다. 예시의 간략함을 위하여, 데이터 구조들은 데이터 구조에서 로케이션을 통해 관련되는 필드들을 가지도록 나타낼 수도 있다. 이러한 관계들은 필드들 사이의 관계를 전달하는 컴퓨터-판독가능 매체에서의 로케이션에 필드들을 위한 저장을 배정함으로써 마찬가지로 달성될 수도 있다. 그러나, 임의의 적당한 메커니즘은 데이터 엘리먼트들 사이의 관계를 확립하는 포인터(pointer)들, 태그(tag)들, 또는 다른 메커니즘들의 이용을 통하는 것을 포함하여, 데이터 구조의 필드들에서의 정보 사이의 관계를 확립하는데 이용될 수도 있다.
- [0129] 본 발명의 상기 설명된 실시형태들은 여러 방법들 중의 임의의 것으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시형태들은 하드웨어, 소프트웨어, 또는 그 조합을 이용하여 구현될 수도 있다. 소프트웨어로 구현될 때, 소프트웨어 코드는 단일 컴퓨터에서 제공되든지, 또는 다수의 컴퓨터들 사이에서 분산되든지 간에, 임의의 적당한 프로세서 또는 프로세서들의 집합 상에서 실행될 수 있다. 위에서 설명된 기능들을 수행하는 임의의 컴포넌트 또는 컴포넌트들의 집합은 상기 논의된 기능을 제어하는 제어기로서 일반적으로 고려될 수 있다는 것이 인식되어야 한다. 제어기는 전용 하드웨어, 또는 위에서 기재된 기능들을 수행하기 위하여 마이크로코드 또는 소프트웨어를 이용하여 프로그래밍되는 범용 하드웨어(예컨대, 하나 이상의 프로세서)에 의한 것과 같은 여러 방법들로 구현될 수 있고, 제어기가 시스템의 다수의 컴포넌트들에 대응할 때, 방법들의 조합으로 구현될 수도 있다.
- [0130] 또한, 컴퓨터는 비제한적인 예들로서, 랙-장착형 컴퓨터, 데스크톱 컴퓨터, 랩톱 컴퓨터, 태블릿 컴퓨터와 같은 다수의 형태들 중의 임의의 것으로 구체화될 수도 있다는 것이 인식되어야 한다. 추가적으로, 컴퓨터는 개인 정보 단말(PDA), 스마트폰, 또는 임의의 다른 적당한 휴대용 또는 고정식 전자 디바이스를 포함하는, 컴퓨터로서 일반적으로 간주되는 것이 아니라, 적당한 프로세싱 기능들을 갖는 디바이스에서 구체화될 수도 있다.
- [0131] 또한, 컴퓨터는 하나 이상의 입력 및 출력 디바이스들을 가질 수도 있다. 이 디바이스들은 그 중에서도, 사용자 인터페이스를 제공하는데 이용될 수 있다. 사용자 인터페이스를 제공하는데 이용될 수 있는 출력 디바이스들의 예들은 출력의 시각적 제시를 위한 프린터들 또는 디스플레이 스크린들과, 출력의 청각적 제시를 위한 다른 사운드 생성 디바이스들을 포함한다. 사용자 인터페이스에 이용될 수 있는 입력 디바이스들의 예들은 키보드들과, 마우스들, 터치 패드들, 및 디지털화 태블릿들과 같은 포인팅 디바이스들을 포함한다. 또 다른 예로서, 컴퓨터는 음성 인식을 통해 다른 청각 포맷들로 입력 정보를 수신할 수도 있다.
- [0132] 이러한 컴퓨터들은 기업 네트워크와 같은 로컬 영역 네트워크 또는 광역 네트워크, 및 지능형 네트워크(intelligent network; IN) 또는 인터넷을 포함하는 임의의 적당한 형태로 하나 이상의 네트워크들에 의해 상호 접속될 수도 있다. 이러한 네트워크들은 임의의 적당한 기술에 기초할 수도 있고, 임의의 적당한 프로토콜에 따라 동작할 수도 있고, 무선 네트워크들, 유선 네트워크들, 또는 광섬유 네트워크들을 포함할 수도 있다.
- [0133] 또한, 설명된 바와 같이, 일부 양태들은 하나 이상의 방법들로서 구체화될 수도 있다. 방법의 일부로서 수행된 단계들은 임의의 적당한 방법으로 순서화될 수도 있다. 따라서, 예시적인 실시형태들에서 순차적인 단계들로서 나타내더라도, 일부 단계들을 동시에 수행하는 것을 포함할 수도 있는, 예시된 것과는 상이한 순서로 단계들이 수행되는 실시형태들이 구성될 수도 있다.
- [0134] 본원에서 정의되고 이용된 바와 같은 모든 정의들은 사전적 정의들, 참조로 편입된 문서들에서의 정의들, 및/또는 정의된 용어들의 정상적인 의미들에 대해 통제하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0135] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 이용된 바와 같은 부정 관사들 "a" 및 "an"은 반대로 명확하게 표시되지 않으면, "적어도 하나(at least one)"를 의미하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0136] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 이용된 바와 같은 어구 "및/또는(and/or)"은 그렇게 결합된 엘리먼트들, 즉, 일부 경우에는는 결합하여 존재하고 다른 경우에는는 분리되어 존재하는 엘리먼트들의 "어느 하나 또는 양자(either or both)"를 의미하는 것으로 이해되어야 한다. "및/또는"으로 열거된 다수의 엘리먼트들은 동일한 방식으로, 즉, 그렇게 결합된 엘리먼트들의 "하나 이상(one or more)"으로 해석되어야 한다. 구체적으로 식별된 그 엘리먼트들에 관련되든지 관련되지 않든지 간에, "및/또는" 절(clause)에 의해 구체적으로 식별된 엘리먼트들 이외에, 다른 엘리먼트들이 임의적으로 존재할 수도 있다. 이에 따라, 비제한적인 예로서, "A 및/또는 B"에 대한 참조는, "포함하는(comprising)"과 같은 개방-종료형 언어(open-ended language)와 함께 이용될 때, 하나의 실시형태에서 오직 A(임의적으로, B 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시형태에서, 오직 B(임의적으로, A 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시형태에서, A 및 B 양자(임의적으로, 다른 엘리먼트들을 포함함) 등을 지칭할 수 있다.

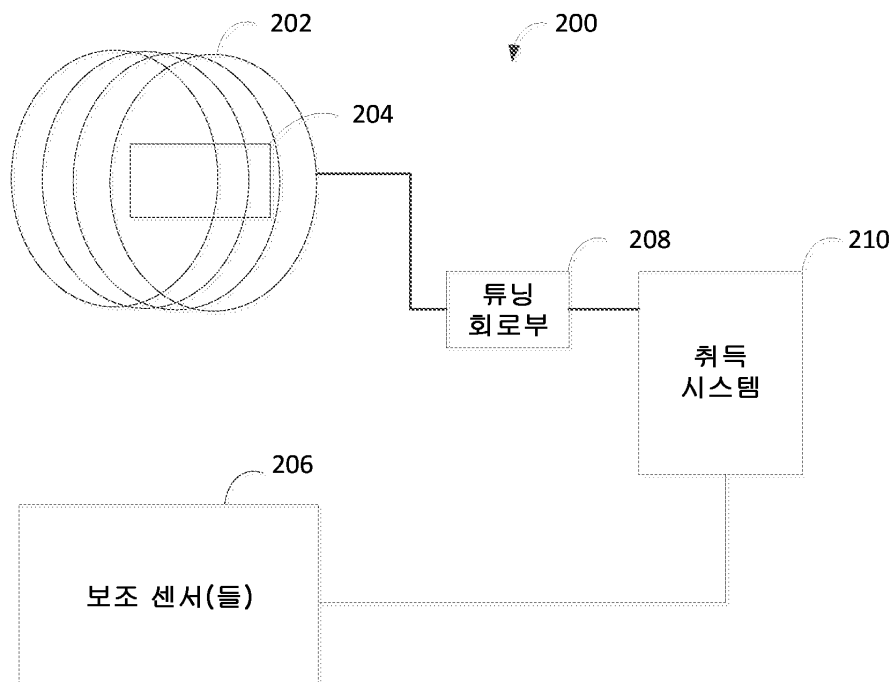
- [0137] 상세한 설명 및 청구항들에서 본원에서 이용된 바와 같이, 어구 "적어도 하나"는, 하나 이상의 엘리먼트들의 리스트를 참조하여, 엘리먼트들의 리스트 내에서 구체적으로 열거된 각각 및 모든 엘리먼트의 적어도 하나를 반드시 포함하지 않고, 엘리먼트들의 리스트에서 엘리먼트들의 임의의 조합들을 제외하지 않는, 엘리먼트들의 리스트에서의 엘리먼트들 중의 임의의 하나 이상으로부터 선택된 적어도 하나의 엘리먼트를 의미하도록 이해되어야 한다. 이 정의는 또한, 구체적으로 식별된 그 엘리먼트들에 관련되든지 관련되지 않든지 간에, 어구 "적어도 하나"가 지칭하는 엘리먼트들의 리스트 내에서 구체적으로 식별된 엘리먼트들 이외에, 엘리먼트들이 임의적으로 존재할 수도 있다는 것을 허용한다. 이에 따라, 비제한적인 예로서, "A 및 B 중의 적어도 하나(at least one of A and B)"(또는 등가적으로, "A 또는 B 중의 적어도 하나(at least one of A or B)", 또는 등가적으로, "A 및/또는 B 중의 적어도 하나(at least one of A and/or B)")는 하나의 실시형태에서, B가 존재하지 않는, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 A(그리고 임의적으로, B 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시형태에서, A가 존재하지 않는, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 B(그리고 임의적으로, A 이외의 엘리먼트들을 포함함); 또 다른 실시형태에서, 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 A, 및 하나를 초과하는 것을 임의적으로 포함하는 적어도 하나의 B(그리고 임의적으로, 다른 엘리먼트들을 포함함) 등을 지칭할 수 있다.
- [0138] 또한, 본원에서 이용된 어법 및 용어는 설명의 목적을 위한 것이고, 제한하는 것으로서 간주되지 않아야 한다. "포함하는(including)", "포함하는(comprising)", 또는 "가지는(having)", "포함하는(containing)", "수반하는(involving)", 및 본원에서의 그 변동들의 이용은 그 후에 열거된 항목들 및 그 등가물들뿐만 아니라, 추가적인 항목들도 망라하는 것으로 의도된다.
- [0139] 청구항들에서 뿐만 아니라, 상기 상세한 설명에서도, "포함하는(comprising)", "포함하는(including)", "반송하는(carrying)", "가지는(having)", "포함하는(containing)", "수반하는(involving)", "보유하는(holding)", "구성되는(composed of)" 등등과 같은 모든 연결 어구들은 개방-종료형인 것으로, 즉, 포함하지만 그것으로 제한되지 않는 것을 의미하는 것으로 이해되어야 한다. 오직 연결 어구들 "구성되는(consisting of)" 및 "필수적으로 구성되는(consisting essentially of)"은 각각 폐쇄형 또는 반-폐쇄형 연결 어구들일 것이다.

도면

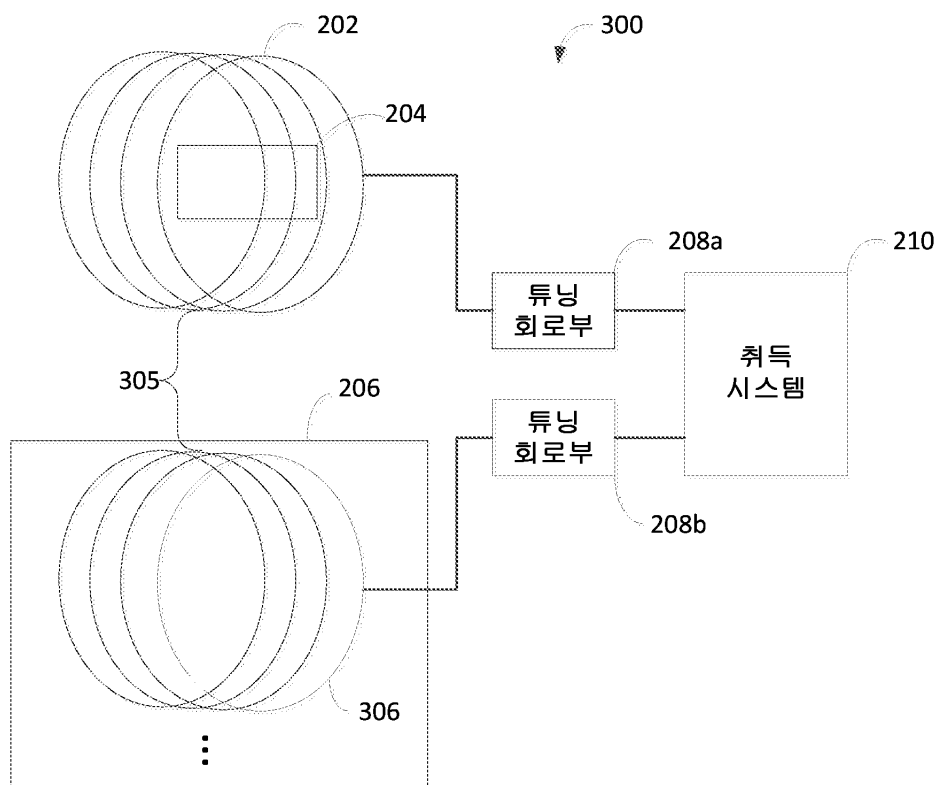
도면1



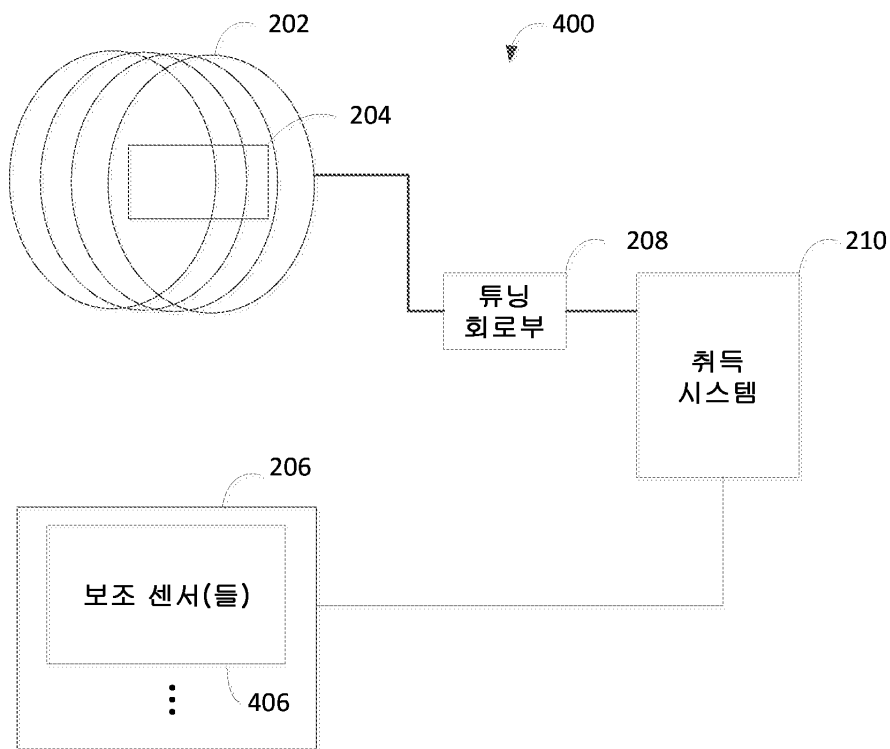
도면2



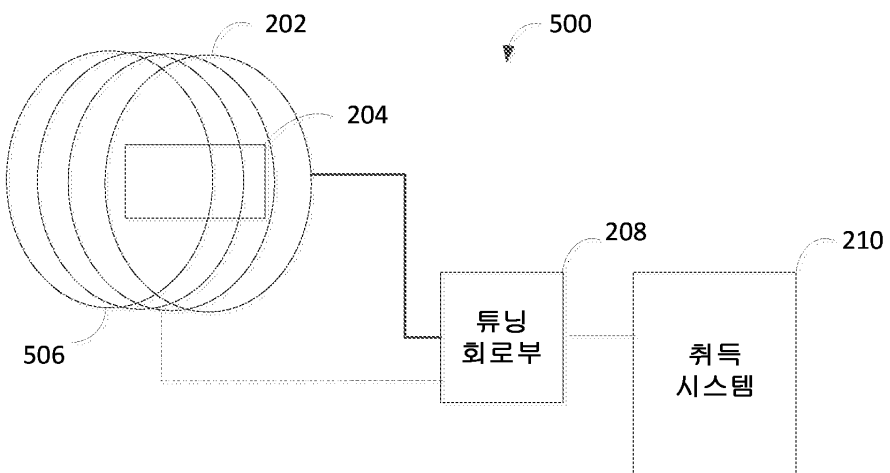
도면3



도면4



도면5



도면6

