



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년06월04일  
(11) 등록번호 10-0900862  
(24) 등록일자 2009년05월27일

(51) Int. Cl.

A61B 5/055 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0119877

(22) 출원일자 2007년11월22일

심사청구일자 2007년11월22일

(65) 공개번호 10-2009-0053181

(43) 공개일자 2009년05월27일

(56) 선행기술조사문헌

KR1019990079479 A

JP2006014823 A

JP07100123 A

JP07308304 A

(73) 특허권자

가천의과학대학교 산학협력단

인천광역시 연수구 연수동 534-2

(72) 발명자

조장희

인천광역시 남구 관교동 13-11 동부아파트  
103-1005

김영보

경기도 성남시 분당구 정자동 191 정든마을  
한진6단지아파트 603-302

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백만기, 장수길

전체 청구항 수 : 총 9 항

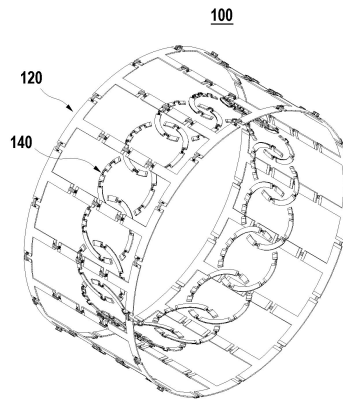
심사관 : 류시웅

(54) 자기공명영상 시스템용 RF 코일 어셈블리

(57) 요약

비균일 모드를 사용하는 새장형 송신 전용 코일, 및 다채널 수신 전용 위상 배열 코일을 포함하는 자기공명영상(MRI) 시스템용 RF(Radio Frequency) 코일 어셈블리가 제공된다. 일 실시예에서, 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일은 유사 사슬 연결 형태로 서로 연결되어 환형을 이루는 복수의 고리 모양의 수신 전용 코일들을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일은 상기 송신 전용 코일과 소정의 간격만큼 이격되어 상기 송신 전용 코일 내측에 배치될 수 있다. 이러한 실시예들에 따르면, 새장형 송신 전용 코일과 수신 전용 위상 배열 코일을 공간적으로 분리되도록 배치함으로써, 높은 해상도와 높은 신호 대 잡음 비를 가지는 대뇌 피질 강조 영상을 획득할 수 있다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

**김경남**

인천광역시 남동구 구월동 23 롯데캐슬골드  
1113-1504

**홍석민**

인천 계양구 효성2동 뉴서울5차아파트 506-302

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

자기공명영상(MRI) 시스템용 RF(Radio Frequency) 코일 어셈블리로서,  
 새장형 송신 전용 코일, 및  
 유사 사슬 연결 형태로 서로 연결되어 환형을 이루는 복수의 고리 모양의 수신 전용 코일들을 포함하는 다채널 수신 전용 위상 배열 코일  
 을 포함하고,  
 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일은 상기 송신 전용 코일과 소정의 간격만큼 이격되어 상기 송신 전용 코일 내측에 배치되는  
 RF 코일 어셈블리.

### 청구항 2

제1항에 있어서,  
 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일과 상기 송신 전용 코일과의 거리는 서로간의 상호 인덕턴스를 최소화하도록 정해지는 RF 코일 어셈블리.

### 청구항 3

제1항에 있어서,  
 상기 유사 사슬 연결 형태로 서로 연결되는 상기 복수의 수신 전용 코일들은 인접한 수신 전용 코일들 간의 상호 인덕턴스를 최소화하도록 그 중첩 간격이 정해지는 RF 코일 어셈블리.

### 청구항 4

제1항에 있어서,  
 RF 신호를 생성하고, 상기 생성된 신호를 반송파로 변조하여, 변조된 신호를 출력하는 스펙트로미터(spectrometer),  
 상기 스펙트로미터에 연결되고, 상기 변조된 신호를 증폭하기 위한 라디오 주파수 증폭기,  
 상기 라디오 주파수 증폭기에 연결되고, 상기 증폭된 신호를 두 개의 라디오 신호로 분기하기 위한 90도 하이브리드 커플러,  
 상기 90도 하이브리드 커플러에 연결되고, 상기 분기된 두 개의 라디오 신호로부터 노이즈를 제거하기 위한 두 개의 노이즈 제거 필터, 및  
 상기 두 개의 노이즈 제거 필터 각각에 연결되고 상기 송신 전용 코일에 연결되는 임피던스 정합 회로  
 를 더 포함하는  
 RF 코일 어셈블리.

### 청구항 5

제1항에 있어서,  
 상기 수신 전용 코일들의 개수는 4의 배수인 RF 코일 어셈블리.

### 청구항 6

제1항에 있어서,  
 상기 수신 전용 코일들의 개수는 16개인 RF 코일 어셈블리.

## 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 복수의 수신 전용 코일들 각각에 연결되는 복수의 임피던스 정합 회로,

상기 복수의 임피던스 정합 회로 각각에 연결되는 복수의 핀 다이오드,

상기 핀 다이오드 각각에 연결되는 복수의 노이즈 제거 필터,

상기 노이즈 제거 필터 각각에 연결되는 동축 케이블,

상기 동축 케이블에 연결되는 전치증폭기, 및

상기 전치증폭기에 연결되는 스펙트로미터

를 더 포함하며,

상기 복수의 수신 전용 코일들 각각에서 수신된 신호는 상기 복수의 임피던스 정합 회로를 거쳐 상기 노이즈 제거 필터에서 노이즈 제거된 후, 상기 동축 케이블을 거쳐 상기 전치증폭기에서 일차적으로 증폭되고 상기 스펙트로미터에서 이차적으로 증폭되는

RF 코일 어셈블리.

## 청구항 8

제7항에 있어서,

상기 전치증폭기는 낮은 입력 임피던스 전치증폭기(low input impedance preamplifier)인, RF 코일 어셈블리.

## 청구항 9

제1항에 있어서,

상기 송신 전용 코일은 비균일 모드를 사용하는, RF 코일 어셈블리.

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 기술 분야

- <1> 본 발명은 자기공명영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging) 시스템의 RF 코일(Radio Frequency coil)에 관한 것으로서, 특히 고자장 자기공명영상 시스템에서 인체의 두부(頭部)의 대뇌 피질의 강조 영상을 얻기 위한 다 채널 위상 배열 코일(phased array coil)에 관한 것이다.

#### 배경 기술

- <2> 자기공명영상(MRI) 시스템은 인체에 무해하고, 3차원 영상화가 가능하며, 고해상도의 영상을 얻을 수 있다는 등의 장점들 때문에 의료 진단 분야에서 널리 쓰이고 있다. 특히, 7T(7 Tesla)의 고자장 MRI 시스템은 기존 1.5T 또는 3T의 저자장 MRI 시스템에서보다 높은 신호 대 잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio)와 높은 해상도(resolution)의 영상을 제공할 수 있고, 대뇌 피질 층의 영상까지도 얻을 수 있어, 뇌 질환 환자들에게 보다 양질의 의료 서비스를 제공할 수 있다는 점에서 주목을 받고 있다.
- <3> 일반적으로, MRI 시스템에서, RF 코일은 영상을 얻고자 하는 부위, 즉 관심 영역(region of interest)의 스핀들을 여기(excitation)시키기 위한 RF 필드를 형성하는 역할과, RF 필드로 인하여 세차 운동하는 스핀들로부터 나오는 자장의 변화를 검출하는 역할의 두 가지 기능을 수행한다. MRI 시스템에서 높은 질(high quality)의 영상을 획득하기 위해서 RF 코일은 이하의 두 가지 조건을 만족해야 한다. 첫째, 코일이 송신을 위해 쓰여질 때에는, 원하는 관심 영역에 균일한 자기장을 형성하여 핵의 양성자를 여기시켜야 한다. 둘째, 코일이 수신을 위해 사용될 때에는 관심 영역에서 같은 이득(gain)으로 RF 신호를 획득해야 한다.
- <4> 일반적인 MRI 시스템에서 인체 두부의 영상을 획득하고자 할 때는 주로 송수신 겸용의 코일을 사용하고 있다.

저자장 자기공명영상(MRI) 시스템에서는 머리 전용 RF 코일에서 발생하는 자기장이 전체적으로 균일하나, 주파수 300MHz 이상의 고자장 자기공명영상(MRI) 시스템에서 기존에 송수신 겸용 코일을 사용할 경우, 머리의 유전율(permittivity)에 의해 유효 RF 파장(effective RF-wavelength)이 짧아져서 머리 내부에서 균일한 자기장을 형성할 수 없게 되는 문제점이 있다. 즉, 고자장 자기공명영상(MRI) 시스템에서는 RF 코일 내측에 위치하는 머리 내부에서 정상파(standing wave)가 발생하여, 머리의 중앙부는 밝고 주변부는 어둡게 나타나게 되어 진단이 어려워지는 문제점이 있다.

<5> 뿐만 아니라, 고자장 MRI 시스템에 사용되는 RF 코일은 저자장 MRI 시스템에서와는 달리 개발하는데 많은 어려움이 있다. 그 이유는 다음과 같다.

<6> 첫째, 공명 주파수가 자장의 크기에 비례하기 때문에, 고자장 MRI 시스템에서는 신호의 파장이 짧아지는 문제가 있다. 저주파의 교류(AC) 신호의 경우에는 선로나 회로의 크기에 비해 파장이 상당히 길기 때문에 신호의 파장에 대해 별다른 고려가 필요하지 않지만, 주파수가 300MHz가 넘어가면 파장이 cm 단위로 짧아져, 선로 상에서 위상의 중첩이 발생하게 된다. 파장이 긴 저주파 신호의 경우에는, 교류(AC) 파형을 선로 상에서 중첩되더라도 위상 차이(phase shift)가 작기 때문에 파형의 왜곡은 거의 일어나지 않는다. 하지만, 파장이 짧은 고주파의 경우에는, 위상이 어긋나서 중첩된다면 신호 파형은 완전히 왜곡되어 원 파형을 유지하지 못할 수 있다. 이러한 문제를 회피하기 위해서는 회로 크기 자체를 줄일 수 밖에 없고, 코일 설계시 회로나 구성 소자(component)의 구조, 길이, 크기 등의 모든 치수(dimension)를 고려해야 한다.

<7> 둘째, 혼선(crosstalk)이 늘어나는 문제가 있다. 저주파 신호의 경우에도 선로 간의 간섭, 즉 혼선이 존재한다. 그러나, 주파수가 올라갈수록, 코일의 실제적인 부분이 아닌, 신호를 주거나 받는데 기여하지 않는 다른 부분도 코일처럼 동작하여 많은 양의 전자파 에너지를 방사하게 되고, RF 회로에서의 커플링(coupling)은 더욱 중요한 영향을 미치게 된다. 결국 파장 문제와 더불어 RF 코일 회로의 설계는 점점 더 구조 설계처럼 되어간다. 역으로 이러한 커플링을 이용하여 RF 코일에서 회로 설계를 하는 경우도 많다.

<8> 셋째, 높은 안테나 이득을 필요로 하는 문제가 있다. RF 코일의 송수신 신호는 무선 신호이기 때문에, 실제 사용시에 요구되는 명세(specification)로 인해 작게 만들어야 하는 경우가 대부분이다. 하지만 코일의 크기가 작을수록, 그 이득도 줄어들게 된다. 따라서, RF 코일 설계시 작은 크기로 보다 높은 이득을 얻기 위한 많은 기술들이 필요하다.

<9> 넷째, 공진기(resonator)는 중심주파수(center frequency)를 중심으로 일정한 대역폭(bandwidth)을 가진다. 이론적으로는 공진기 설계시 최대의 신호 대 잡음 비(SNR)를 얻기 위해 원하는 주파수에서 반사계수(reflection coefficient)를 무한대로 설계하고, 그 이외의 주파수에서 반사계수를 노이즈(noise)처럼 설계하여야 하지만, 이는 회로적으로 불가능하기 때문에, 사실상 공진기는 일정한 외부 노이즈의 영향을 불가피하게 받을 수 밖에 없다. 게다가, 주파수가 증가할수록 대역폭이 넓어지기 때문에(예컨대, 대역폭이 주파수의 1%에 해당한다고 하면, 10MHz의 주파수에서의 대역폭은 100kHz정도이나, 고자장 MRI 시스템에서 사용하는 300MHz의 주파수에서의 대역폭은 3MHz임), 외부 노이즈의 영향은 더 커져서, 회로 전체의 신호 대 잡음 비가 떨어지게 된다. 이는 RF 코일 구조 설계 자체와 관련된 문제라기 보다는 주파수에 관련된 문제이지만, 공진기 설계 시에 고려되어야 할 중요한 부분 중 하나이다. 고주파에서 좁은 대역폭을 사용하면 높은 신호 대 잡음 비를 얻을 수 있지만, 주파수에 비해 좁은 대역폭을 사용할 수 있는 회로를 구현하는 것은 상당히 어려운 일이며, 설사 구현했다 하더라도 회로가 외부의 환경 변화에 민감할 수 있다는 문제가 있다.

## 발명의 내용

### 해결 하고자하는 과제

<10> 본 발명의 목적은 전술한 종래 기술의 문제점을 해결하고자 하는 것으로, 7T(7 Tesla)의 고자장 자기공명영상(MRI) 시스템에서, 머리의 대뇌 피질만을 강조 하기 위한, 높은 신호 대 잡음 비(SNR)와 높은 해상도(resolution)를 가진 RF 코일(Radio Frequency coil)을 제공하는 것이다.

### 과제 해결수단

<11> 본 발명의 일 실시예에 따르면, 자기공명영상(MRI) 시스템용 RF 코일 어셈블리는 새장형 송신 전용 코일 및 다채널 수신 전용 위상 배열 코일을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일은 유사 사슬 연결 형태로 서로 연결되어 환형을 이루는 복수의 고리 모양의 수신 전용 코일들을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 다채널 수신 전용 위상 배열 코일은 상기 송신 전용 코일과 소정의 간격만큼 이격되어 상

기 송신 전용 코일 내측에 배치될 수 있다.

## 효 과

<12> 본 발명의 실시예들에 따른 7 테슬라 MRI 시스템에서의 16 채널 위상 배열 코일은, 머리의 주변부에서만 강한 신호를 수신하여, 머리 주변부의 영상의 해상도와 신호 대 잡음 비를 높임으로써, 대뇌 피질 강조 영상을 획득하여 대뇌 질병에 대한 진단을 용이하게 할 수 있다. 기존의 저해상도 영상을 통해서는 전두엽(frontal lobe), 측두엽(temporal lobe), 두정엽(parietal lobe) 및 후두엽(occipital lobe) 등의 인체의 머리 주변부 즉, 대뇌 피질을 구성하는 중요한 부위의 질병을 확인할 수 없었으나, 본 발명의 실시예들에 따라 고해상도의 다채널 위상 배열 수신 전용 코일 및 비균일 모드를 사용하는 송신 전용 코일을 사용함으로써, 대뇌 피질 강조 영상을 획득하여, 뇌 질환 환자들에게 보다 양질의 의료 서비스를 제공할 수 있다.

## 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

<13> 본 발명의 일 실시예에 따르면, 자기공명영상(MRI) 시스템에서 송수신 겸용 코일을 사용하지 않고, 비균일 모드를 갖는 송신 코일과 다채널 수신 코일을 사용하여, SNR과 해상도가 높은 머리 주변부의 영상을 얻을 수 있다. 일 실시예에 따르면, 송신 코일은 수신 코일의 바깥 부분에 위치될 수 있다.

<14> 일 실시예에 따르면, 송신 코일과 수신 코일 각각에 대하여 인수 요인(filling factor)을 최대화할 수 있다. 인수 요인은 코일의 체적(volume)과 피사체(phantom)의 체적의 비율을 나타내며, 인수 요인이 증가할수록 코일의 민감도(sensitivity)가 증가하고, 이에 따라 신호 대 잡음 비(SNR)가 증가하여 높은 강도의 신호를 획득할 수 있다. MRI 시스템에서 피사체의 양성자의 에너지를 기저 상태에서 여기 상태로 변환하기 위해 사용되는 송신 에너지보다 피사체에서 발생하는 RF 신호, 즉 수신 코일이 수신하는 RF 신호의 세기가 더욱 지배적이기 때문에, 수신 코일이 피사체에 얼마나 가깝게 위치되는지 여부에 따라 민감도(sensitivity)가 결정될 수 있다.

<15> 일 실시예에 따르면, 수신 전용 코일은 인체의 대뇌 피질 영상을 획득하기 위한 코일로서, 각각의 수신 코일은 인체 머리 주변으로 16개가 동일한 위상차를 가지고 배열될 수 있다. 수신 전용 코일은 송신 전용 코일에서 피사체에 에너지를 전달하여 양성자의 에너지 상태가 기저 상태에서 여기 상태로 전환된 후 여기 상태에서 기저 상태로 전환되면서 발생하는 RF 신호를 획득할 수 있다. 송신 전용 코일의 경우 인위적으로 균일 모드(uniform mode)를 사용할 경우 머리 전체에 균일한 에너지를 인가할 수 있지만, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 새장(birdcage) 형태의 송신 전용 코일이 비균일 모드, 즉 구배 모드(gradient mode)로 최적화시킨 후 머리 외곽 부분에서 더 큰 신호를 얻을 수 있도록 설계될 수 있다.

<16> 일 실시예에 따르면, 새장 형태의 코일은 집중 소자 컴포넌트(lumped element component)로 제작된 전송 선로(transmission line) 이론에 기초한 것으로서, 다른 형태의 볼륨 안테나(volume antenna)에 비해 신호 대 잡음 비(SNR)와 자기장의 균일성(B1 field homogeneity)이 우수하다.

<17> 이하에서는, 본 발명의 완전한 이해를 돕기 위해 여러 구체적인 세부사항이 개시된다. 그러나, 이러한 구체적인 세부사항 없이도 본 발명의 실시예들이 실시될 수 있음은 당업자에게 명백할 것이다. 다른 경우에 있어서, 본 발명의 실시예들의 특징들을 불필요하게 흐리게 하지 않도록 공지된 절차 단계들 또는 요소들은 상세히 설명되지 않았다.

<18> 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 7 테슬라 자기공명영상(MRI) 시스템에서 머리 주변부 영상을 획득하기 위한 RF 코일 어셈블리의 사시도이며, 도 2는 도 1에 따른 RF 코일 어셈블리의 평면도이다. 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 코일 어셈블리(100)는 한 공간상에 비균일 모드, 즉 구배 모드(gradient mode)를 가진 구적 코일(quadrature coil) 형태의 새장(birdcage)형 송신 전용 코일(120)과 16 채널 수신 전용 위상 배열 코일(140)을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 피사체가 MRI 시스템의 RF 코일 어셈블리(100) 내부로 들어가면, 송신 전용 코일(120) 및 수신 전용 위상 배열 코일(140)에서 송수신되는 신호를 통해 피사체의 내부를 촬영할 수 있다. 즉, 송신 전용 코일(120)에서 피사체의 양성자에 에너지를 가하면 피사체의 양성자가 여기 상태가 될 수 있고, 이후 외부의 스위칭 회로(switching circuit)를 이용하여 송신 전용 코일(120)에 공급되는 전원을 단락시킨 후, 수신 전용 위상 배열 코일(140)에서 RF 신호를 수신함으로써 피사체의 영상을 획득할 수 있다.

<19> 일 실시예에 따르면, 송신 전용 코일(120)과 수신 전용 위상 배열 코일(140)은 공간적으로 분리될 수 있다. 도 2에 도시된 바와 같이, 수신 전용 위상 배열 코일(140)의 내측 지름은 송신 전용 코일(120)의 내측 지름보다 더 작으며, 수신 전용 위상 배열 코일(140)은 송신 전용 코일(120)과 공간적으로 분리되어 송신 전용 코일(120)의



내측에 배치될 수 있다. 이와 같이 수신 전용 위상 배열 코일(140)의 내측 지름이 상대적으로 더 작은 이유는, 피사체에 좀더 가까이 위치함으로써 상대적으로 더 큰 신호를 수신하여 피사체에서 나오는 RF 신호를 손실 없이 획득하기 위함이다.

- <20> 한편, 송신 전용 코일(120)과 수신 전용 위상 배열 코일(140)이 공간적으로 이격된 거리를 유효거리(effective range)라고 하며, 이는 도 2에서 도면부호 260으로 도시되어 있다. 일 실시예에서, 유효거리(260)는 송신 전용 코일(120)과 수신 전용 위상 배열 코일(140) 사이의 상호 인덕턴스(mutual inductance)를 최소화하도록 정해질 수 있다.
- <21> 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 새장형 송신 전용 코일을 2차원적으로 전개하여 도시한 도면이고, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 새장형 송신 전용 코일의 사시도이다. 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같이, 새장형 송신 전용 코일(120)은 인덕터(inductor; 320) 및 인덕터 사이에 배치된 캐패시터(capacitor; 310)를 포함할 수 있다. 새장형 구조는 실질적으로 자장을 만드는 하나 이상의 링(rung; 330) 및 단순히 전류 통로(current path)로 이용되는 위 아래의 엔드 링(end-ring, ER; 340)들로 구성될 수 있다. 링(330)과 링(330) 사이의 공간은 창문 각(window angle)이라고 하며, 이는 도 3 및 도 4에서 도면부호 350으로 도시되어 있다.
- <22> 일 실시예에 따르면, 관심 영역에 따른 촬영 파라미터가 결정되면 콘솔(미도시)에 의해 RF 펄스 형태가 결정되고, 스펙트로미터(spectrometer; 355) 내부의 신호 생성기(signal generator)에서 콘솔에 의해 결정된 형태의 디지털 신호가 생성될 수 있다. 생성된 디지털 신호는 스펙트로미터(355) 내부의 DAC(Digital to Analog Converter)를 통해 아날로그 신호로 변환될 수 있다. 변환된 아날로그 신호는 스펙트로미터(355) 내부의 변조기(modulator)에서 반송파(carrier wave)로 변조될 수 있는데, RF 코일이 피사체의 스핀을 기저 상태에서 여기 상태로 전환시키는데 있어서 실제 기저 대역 신호(MR Signal)만으로는 에너지 상태가 약하기 때문에 이러한 변조 과정이 필요하다.
- <23> 일 실시예에 따르면, 스펙트로미터(355)의 변조기에서 변조된 아날로그 신호는 라디오 주파수 증폭기(360)에서 이득(gain)이 증가된다. 일 실시예에서, 라디오 주파수 증폭기(360)에서의 이득 증가는 입력 대비 출력 약 60dB일 수 있다.
- <24> 일 실시예에 따르면, 새장형 송신 전용 코일(120)은 선형 편파(linear polarization)나 원형 편파(circular polarization) 모두 동작이 가능하나, 원형 편파를 사용할 때 약 40% 정도 신호 대 잡음 비를 향상시킬 수 있기 때문에, 원형 편파를 만들기 위해, 도 3에 도시된 바와 같이, 라디오 주파수 증폭기(360)의 출력을 90도 하이브리드 커플러(quadrature hybrid coupler; 370)를 통하여 둘로 분기시켜 새장형 송신 전용 코일(120)로 인가할 수 있다.
- <25> 바람직하게는, 90도 하이브리드 커플러(370)의 출력을 노이즈 제거 필터(shield suppression cable trap; 380)를 사용하여 동축 케이블의 쉴드(shield)에서 유기되는 잡음(noise)을 제거하여 새장형 송신 전용 코일(120)에 인가할 수 있다.
- <26> 일 실시예에 따르면, 새장형 송신 전용 코일(120)은 90도 하이브리드 커플러(370)와의 임피던스 정합(impedance matching)을 위해서 임피던스 정합 회로(390)에 더 연결될 수 있다. 임피던스 정합 회로(390)는 임피던스가 특정 임피던스로 정합되었을 경우 외부로 반사 없이 모든 신호를 수신하여 파워 손실(power loss)을 최소화할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 특정 임피던스는 50 옴(ohm)일 수 있다.
- <27> 일 실시예에 따르면, 새장형 송신 전용 코일(120)의 전류 통로가 되는 엔드 링(ER, 340)은 원형의 전도성 회로(conductive loop)일 수 있다. 바람직하게는, 엔드 링(ER, 340)은 전류에 의한 자기장(magnetic field)을 만들어 내지 못하고 단순히 전류가 흐르게 하는 통로의 역할만을 할 수 있다.
- <28> 일 실시예에 따르면, 링(rung, 330)은 구적 안테나(quadrature antenna)를 구현할 수 있도록 그 개수가 4의 배수로 제작될 수 있다. 특히, 링(330)의 개수가 16개일 경우 신호 대 잡음 비가 높고 균일한 자기장을 만드는데 효과적일 수 있다. 일 실시예에 따르면, 16개의 링(330)이 엔드 링(340) 상에 등간격으로 위치되어, 송신 전용 코일(120)이 새장 형태의 BPF(Band Pass Filter)로 구현될 수 있다.
- <29> 일 실시예에 따르면, 머리 주변부가 강조된 영상을 획득하기 위해, 머리 주변부에 송신 신호가 집중되도록 인덕터(320)와 캐패시터(310)를 분포시킬 수 있다. 바람직하게는, 코일 내부에 균일한 자기장을 형성하는 균일 모드(uniform mode) 대신에 비균일 모드, 즉 구배 모드(gradient mode)를 이용하여, 중심부를 중심으로 균일한 자기장이 형성되지 않고 외각에만 자기장이 형성되도록 인덕터(320)와 캐패시터(310)를 분포시킬 수 있다. 여기서, 안테나의 모드는 특정 구조물의 안테나에 대하여 특정 주파수에서 에너지가 집중되는 현상과 관련된 것으로

서, 공진 주파수 및 공진 형태가 이러한 안테나의 모드에 의해 결정된다. 일 실시예에서, BPF 형태의 새장형 코일을 제작한 후 주파수 대역에 대한 임피던스(impedance)의 응답곡선을 보면 반사계수(reflection coefficient)가 여러 주파수에서 높은 값으로 나타날 수 있는데, 이들 주파수 중에서 비균일 모드를 선택한 후 시스템의 중심 주파수에 동조시켜 원하는 모드를 얻을 수 있다.

<30> 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 송신 전용 코일과 수신 전용 코일의 자기장의 세기를 나타내는 그래프이다. 도 7에서, X축은 중심으로부터의 거리를 나타내고, Y축은 신호의 세기를 나타낸다. 도 7에 도시된 바와 같이, 송신 코일(120)이 피사체(730)에 자기장을 형성할 때 송신 코일(120)의 외각에서 중심 부분으로 신호의 세기가 급격히 감소하게 된다(710). 하지만, 외각 부분의 자기장의 세기는 균일 모드(uniform mode)를 이용할 때 보다 크게 형성될 수 있다.

<31> 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 7 테슬라 MRI 시스템에서 머리 주변부의 강조 영상을 얻기 위한 수신 전용 16 채널 위상 배열 코일을 2차원적으로 전개하여 도시한 도면이며, 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 7 테슬라 MRI 시스템에서 머리 주변부의 강조 영상을 얻기 위한 수신 전용 16 채널 위상 배열 코일의 사시도이다. 도 5 및 도 6에 도시된 바와 같이, 수신 전용 16 채널 위상 배열 코일(140)은 각각이 인덕터(520)와 캐패시터(530)를 포함하는 16개의 수신 코일(510)을 포함할 수 있으며, 피사체의 외각 부분에서만 신호를 얻게 하여 인체 두부가 강조된 영상의 획득을 가능하게 할 수 있다. 바람직하게는, 수신 전용 16 채널 위상 배열 코일(140)은 16개의 수신 코일(510)이 유사 사슬 연결 형태로 서로 연결된 환형의 형상일 수 있다. 바람직하게는, 유사 사슬 연결 형태는, 도 6에 도시된 바와 같이 고리 모양의 수신 코일(510)들이 인접한 수신 코일(510)들과 소정의 간격(540)을 두고 중첩되도록 배치되는 형상일 수 있다. 바람직하게는, 상기 간격(540)은 인접한 수신 코일(510) 사이의 상호 인덕턴스(mutual inductance)를 최소화하도록 정해질 수 있다.

<32> 일 실시예에 따르면, 수신 코일(510)은 수신 코일(510)과 연결된 다른 회로와의 임피던스 정합(impedance matching)을 위해 임피던스 정합 회로(550)에 더 연결될 수 있다. 임피던스 정합 회로(550)는 임피던스가 특정 임피던스로 정합되었을 경우 외부로 반사 없이 모든 신호를 수신하여 파워 손실(power loss)을 최소화할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 특정 임피던스는 50 옴(ohm)일 수 있다.

<33> 일 실시예에 따르면, 수신 코일(510)은 수신을 전용으로 하는 RF 코일로서 송신과는 별도로 동작되어야 하므로, 수신 코일(510)과 송신 코일을 분리하기 위해서 핀 다이오드(PIN diode; 555)가 사용될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 직류 바이어스 회로(DC bias circuit; 570)에 의해 RF 코일에 직류 바이어스가 인가될 때, 송신 코일의 경우에는 RF 신호가 코일에 전달이 되지만, 수신 코일의 경우에는 핀 다이오드(PIN diode)를 반대 방향으로 위치시켜 오프(OFF)되게 설계하여, 두 코일을 격리(isolation)시켜 공간적인 인덕턴스를 최소화할 수 있다. 이런 회로를 비동조(detuning) 회로라 하는데, 이러한 비동조 회로가 없을 경우에는 송신 코일에서 자기장을 만들 때 수신 코일이 비동조(detuning)되지 않아 수신단으로 RF 에너지가 전달되며, 이로 인해서 신호 대 잡음 비가 감소하게 될 뿐만 아니라, 시스템의 고장을 유발할 수 있다.

<34> 일 실시예에 따르면, 수신 신호는 크기가 작아 외부 잡음에 민감하기 때문에, 노이즈 제거 필터(shield suppression cable trap; 560)가 각각의 수신 코일(510)에 연결되어 잡음을 제거할 수 있다. 일 실시예에 따르면, 수신 신호는 노이즈 제거 필터(560)의 두 단을 거쳐 동축 케이블(coaxial cable; 565)을 통해 입력 임피던스가 작은 전치증폭기(low input impedance preamplifier; 575)에 인가될 수 있다. 입력 임피던스가 작은 전치증폭기(575)를 사용하는 이유는, 도 6에서와 같이 수신 코일(510)들이 원형의 띠 형태로 둘러지게 될 경우, 인접된 코일 사이의 상호 인덕턴스는 수신 코일(510)들 사이에 중첩된 거리(540)를 조정함으로써 최소화할 수 있지만, 그 이외의 경우 즉, 인접되지 않은 위치의 코일의 경우에는 이와 같은 낮은 입력 임피던스의 전치증폭기(575)를 이용하여 코일 사이의 상호 인덕턴스를 최소화할 수 있기 때문이다.

<35> 일 실시예에 따르면, 전치증폭기(575)에서 일차적으로 증폭된 신호는 스펙트로미터(355) 내부의 전치증폭기(미도시)에 의해 이차적으로 증폭될 수 있다. 스펙트로미터(355) 내부의 전치증폭기에서 증폭된 신호는 스펙트로미터(355) 내부의 ADC(Analog to Digital Converter)에서 디지털 신호로 변환된 후, 콘솔(미도시)로 전송될 수 있다. 일 실시예에서, 콘솔은 수신한 디지털 신호에 기초하여 영상을 디스플레이 할 수 있다.

<36> 일 실시예에 따르면, 도 7에 도시된 바와 같이, 수신 전용 위상 배열 코일(140)에서의 라디오 주파수(RF) 신호는 피사체(730) 부근에서 강하게 형성될 수 있으며(720), 이에 따라 머리 주변부가 강조된 영상을 획득할 수 있다.

<37> 이러한 본원발명의 방법 및 장치는 이해를 돕기 위하여 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나, 이는 예



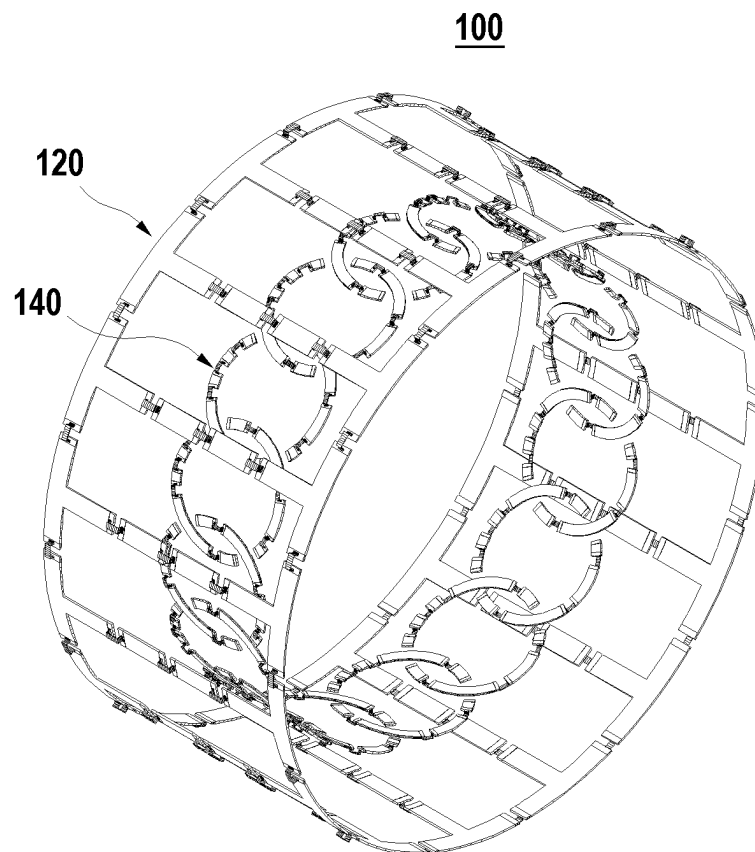
시적인 것에 불과하며, 당해 분야에서 통상적 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 이하의 특허청구범위에 의해 정해져야 할 것이다.

### 도면의 간단한 설명

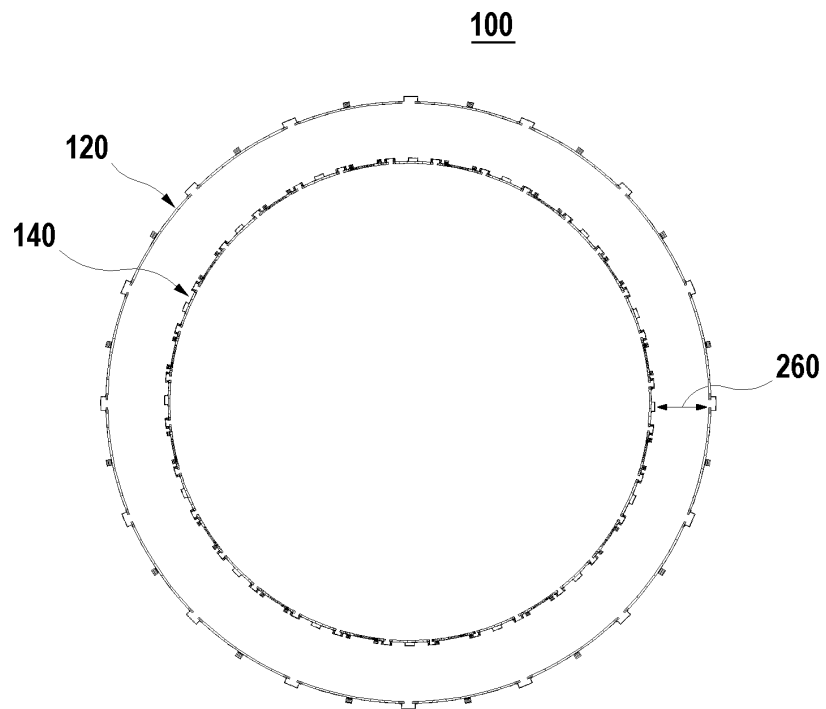
- <38> 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 코일 어셈블리의 전체적인 구성을 도시한 사시도.
- <39> 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 RF 코일 어셈블리의 전체적인 구성을 도시한 평면도.
- <40> 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 새장형 송신 전용 코일을 2차원적으로 전개하여 도시한 도면.
- <41> 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 새장형 송신 전용 코일의 사시도.
- <42> 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 수신 전용 위상 배열 코일을 2차원적으로 전개하여 도시한 도면.
- <43> 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 수신 전용 위상 배열 코일의 사시도.
- <44> 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 송신 전용 코일과 수신 전용 코일의 자기장의 세기를 나타내는 그래프.

### 도면

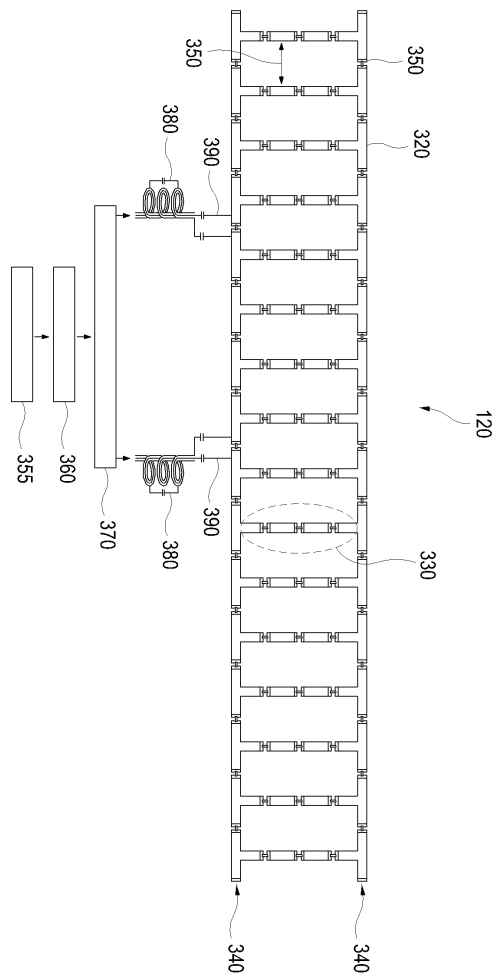
도면1



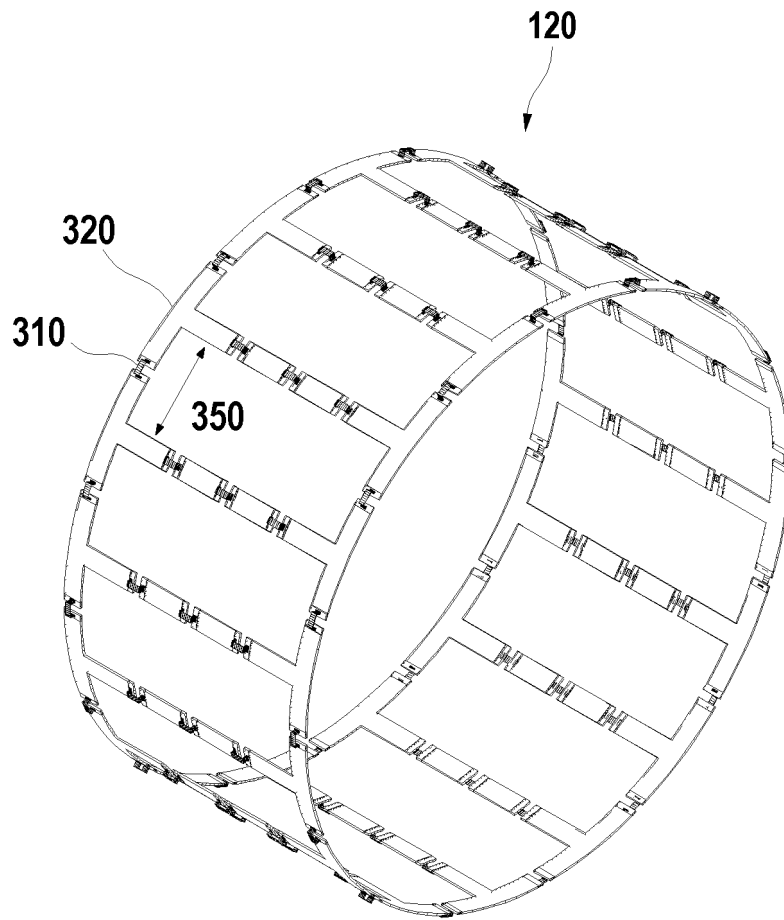
도면2



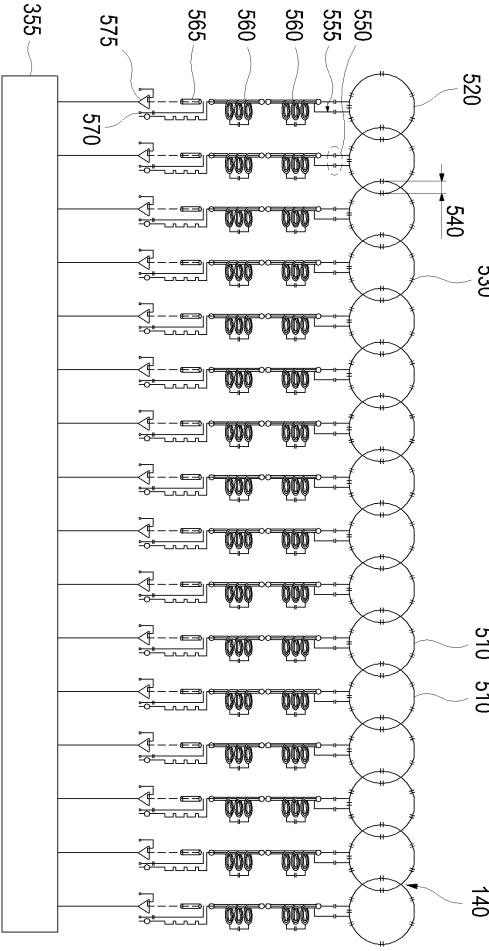
도면3



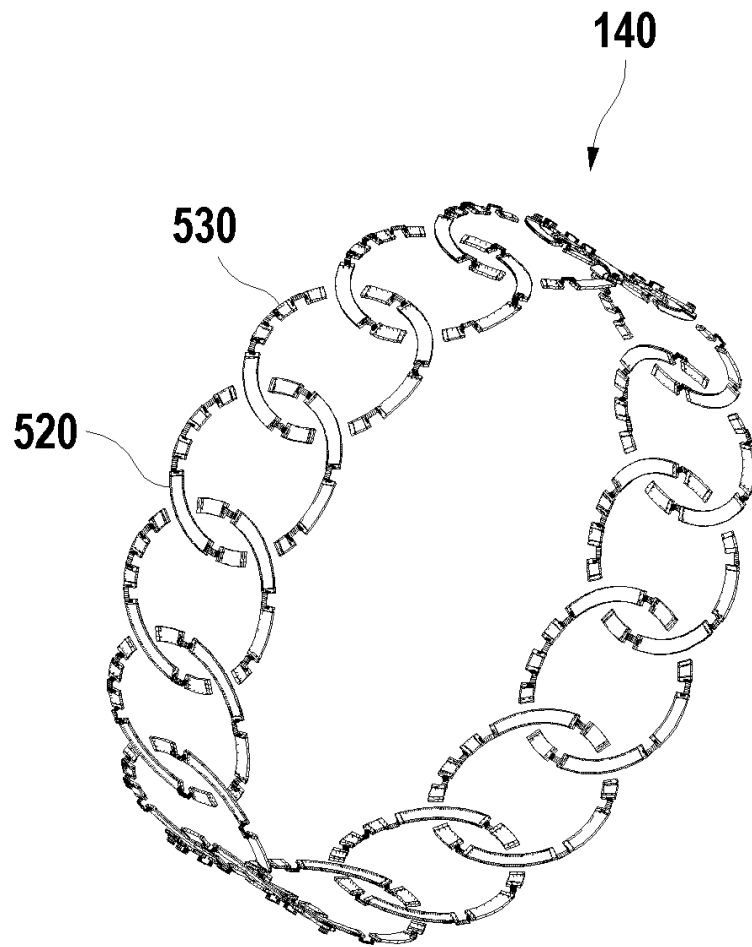
도면4



도면5



도면6



도면7

