(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년05월23일
(11) 등록번호 10-1860228
(24) 등록일자 2018년05월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/055 (2006.01) *G01R 33/24* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/055 (2013.01)
G01R 33/24 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0152126
(22) 출원일자 2016년11월15일
심사청구일자 2016년11월15일
(56) 선행기술조사문헌
7 T 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기 최적화(전기학회논문지 65권 10호, 2016.10.)*
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
(72) 발명자
유형석
대구광역시 동구 과학로 45, 501동 1404호 (각산동, 대구혁신엘에이치5단지)
(74) 대리인
특허법인 아이퍼스

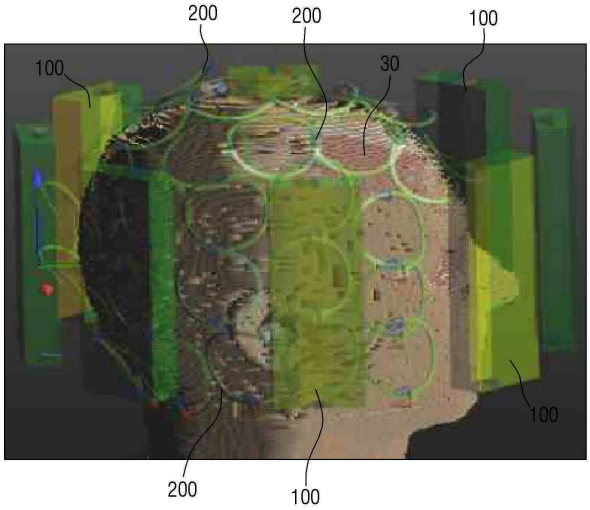
전체 청구항 수 : 총 10 항 심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 **자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기**

(57) 요 약

본 발명은 자기공명영상 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기에 관한 것이다. 이를 위해, 자기공명영상시스템에 있어서, 신체에 밀착되도록 위치하는 복수개의 수신코일(200); 및 신체와 이격되어 설치되며, 수신코일(200)과 RF 공진되는 복수개의 송신코일(100);로 구성된다. 수신코일(200)은, 양단부 사이가 만곡된 스트립 형상의 제 1 코일부(230); 및 양단부 사이가 만곡된 스트립 형상이고, 제 1 코일부(230)와 이격되게 설치되는 제 2 코일부(250);로 구성되어, 제 1, 2 코일부(230, 250)의 일단부가 상호 이격되어 제 1 캐패시터(C1)를 형성하고, 제 1, 2 코일부(230, 250)의 타단부가 상호 이격되어 제 2 캐패시터(C2)를 형성한다.

대 표 도 - 도7a



(56) 선행기술조사문헌
Combined RF coils for brain imaging at 7 T with receive and transmit resonators(Electronics Letters vol.52 NO.20 pp1662-1663, 2016.9.)*
JP2007533392 A*
US08854042 B2*
US20130285659 A1*
JP2015518764 A
KR101658735 B1
KR1020150122027 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2016-0506
부처명 교육부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 산학협력선도대학육성사업
연구과제명 자기공명영상장치(MRI)용 안테나(RF coil)를 이용한 자동차 시트 개발
기 여 율 1/1
주관기관 울산대학교
연구기간 2016.07.01 ~ 2016.12.31
공지예외적용 : 있음

명 세 서

청구범위

청구항 1

자기공명영상시스템에 있어서,

신체에 밀착되도록 위치하는 복수개의 수신코일(200); 및

상기 신체와 이격되어 설치되며, 상기 수신코일(200)과 RF 공진되는 복수개의 송신코일(100);로 구성되고,

상기 수신코일(200)은,

양단부 사이가 만곡된 스트립 형상의 제 1 코일부(230); 및

양단부 사이가 만곡된 스트립 형상이고, 상기 제 1 코일부(230)와 이격되게 설치되는 제 2 코일부(250);로 구성되어,

상기 제 1, 2 코일부(230, 250)의 일단부가 상호 이격되어 제 1 캐패시터(C1)를 형성하고,

상기 제 1, 2 코일부(230, 250)의 타단부가 상호 이격되어 제 2 캐패시터(C2)를 형성하며,

상기 일단부와 타단부중 한곳에는 배선부(240)가 더 연장형성되고,

상기 제 1, 2 코일부(230, 250)는 각각 반원형(R2)으로 만곡된 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1, 2 코일부(230, 250)는 반경(R2)이 20 ~ 30 ㎜ 범위이고,

상기 제 1 캐패시터(C1)와 상기 제 2 캐패시터(C2) 각각의 이격거리는 1 ㎜ ~ 5㎜ 인 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 복수개의 수신코일(200)은 8개 내지 64개인 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 신체는 머리인 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 복수개의 송신코일(100)은 8개 내지 16개인 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 송신코일(100)은 양단부를 갖는 직선부재이며,

일단(102)이 포트 캐패시터를 형성하고, 타단(104)이 터미네이션 캐패시터를 형성하는 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 포트 캐패시터와 터미네이션 캐패시터는 라머 주파수(298 MHz, 7T)에 정합되도록 튜닝되는 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 복수의 송신코일(100)은 상기 신체의 둘레 방향을 따라 등간격으로 배치되는 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 각 송신코일(100)은,

상기 등간격을 유지하기 위해 연속적으로 인접함으로써 다각형 단면을 형성하는 지지체(110); 및

상기 지지체(110)의 일면에 형성되는 송신전극(120);으로 구성되는 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 송신코일(100)의 길이는 100 mm ~ 200 mm 범위인 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 자기공명영상 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 영상진단분야에서 고해상도 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI) 장치에 의한 뇌질환의 진단이 점차 보편화되고 있다. 특히, 7 테슬라(T) 이상의 초고자기장(Ultra-High Field) MRI 시스템은 종래의 3 테슬라 이하의 MRI에 비해 뛰어난 신호/잡음비(S/N) 및 해상도를 가지고 있다. 이러한 초고자기장(Ultra-High Field) MRI 시스템은 향후 조기 뇌질환 발견에 주요한 역할을 할 것으로 기대하고 있으며 많은 관련 연구가 진행되고 있다.

[0003] 도 1은 종래의 MRI 시스템에서 전신코일내에 환자가 위치한 상태에서 머리를 촬영하는 상태를 나타내는 개략도이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 종래에는 환자(20)의 머리(30)에 표면코일(또는 수신코일, 35)을 설치하고 전신코일(10) 내에서 MRI 촬영이 이루어졌다. 그런데, 도 1과 같은 시스템에서는 표면코일(35)과 전신코일(10) 사

이의 거리가 멀어서 신호가 약해지는 단점이 있었다.

[0004] 도 2는 대표적인 RF 코일의 구조를 도시하는 사시도이다. 도 2에 도시된 바와 같이 종래의 7T MRI 시스템은 머리를 촬영하기 위해 전신코일(10)에서 송신하고, 다채널의 수신전용 표면코일(35)에서 신호를 수신한다. 또는 TEM(Transverse ElectroMagnetic) 코일(40)을 이용하여 송수신을 같이 하곤 했다.

[0005] 그러나, 고주파의 특성상 머리와 RF 코일(전송코일, 수신코일)간의 거리가 매우 주요하다. 만약 거리가 늘어나면 감쇄 현상이 심해지는 단점이 있다. 또한, 외부 자기장(B0)이 높아질수록 신호/잡음비(S/N)는 증가하는 반면 더 짧은 파장으로 인해 RF 자기장(B1)의 균질성이 나빠진다.

[0006] TEM 코일은 넓은 관측시야(Field Of View, FOV)와 상대적으로 균일한 자기장(B1)을 만들어 내는 특징이 있다. 그러나, TEM 코일은 신체에 가깝게 배치된 수신코일에 비해 상대적으로 낮은 신호대잡음비를 나타낸다. 그리고, TEM 코일은 신호대잡음비를 개선할 수 있으나 이 경우 FOV가 작아지는 단점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

(특허문헌 0001) 일본 공표특허공보 특표2007-533392호

(특허문헌 0002) 미국 특허공보 제 8,854,042호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 따라서, 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로, 본 발명의 목적은, 초고자기장 MRI 분야에서 균질한 자기장과 최적의 신호대잡음비를 얻을 수 있는 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명은 상기와 같은 목적을 달성하기 위하여, 자기공명영상시스템에 있어서, 신체에 밀착되도록 위치하는 복수개의 수신코일(200); 및 신체와 이격되어 설치되며, 수신코일(200)과 RF 공진되는 복수개의 송신코일(100);로 구성되는 것을 특징으로 하는 자기공명영상시스템에서의 송수신 RF 공진기가 제공된다.

[0009] 또한, 수신코일(200)은, 양단부 사이가 만곡된 스트립 형상의 제 1 코일부(230); 및 양단부 사이가 만곡된 스트립 형상이고, 제 1 코일부(230)와 이격되게 설치되는 제 2 코일부(250);로 구성되어, 제 1, 2 코일부(230, 250)의 일단부가 상호 이격되어 제 1 캐패시터(C1)를 형성하고, 제 1, 2 코일부(230, 250)의 타단부가 상호 이격되어 제 2 캐패시터(C2)를 형성할 수 있다.

[0010] 또한, 일단부와 타단부중 한곳에는 배선부(240)가 더 연장형성된다.

[0011] 또한, 제 1, 2 코일부(230, 250)는 각각 반원형(R2)으로 만곡될 수 있다.

[0012] 그리고, 제 1, 2 코일부(230, 250)는 반경(R2)이 20 ~ 30 ㎜ 범위이고, 제 1 캐패시터(C1)와 제 2 캐패시터(C2) 각각의 이격거리는 1 ㎜ ~ 5㎜ 이다.

[0013] 뿐만 아니라, 복수개의 수신코일(200)은 8개 내지 64개이다.

[0014] 아울러, 신체는 머리, 흉부, 복부 등이 가능하다.

[0015] 그리고, 복수개의 송신코일(100)은 8개 내지 16개이다.

[0016] 또한, 송신코일(100)은 양단부를 갖는 직선부재이며, 일단(102)이 포트 캐패시터를 형성하고, 타단(104)이 터미네이션 캐패시터를 형성한다.

[0017] 또한, 포트 캐패시터와 터미네이션 캐패시터는 라머 주파수(298 MHz, 7T)에 정합되도록 튜닝된다.

[0018] 또한, 복수의 송신코일(100)은 신체의 둘레 방향을 따라 등간격으로 배치되는 것이 바람직하다.

[0019] 아울러, 각 송신코일(100)은, 등간격을 유지하기 위해 연속적으로 인접함으로써 다각형 단면을 형성하는 지지체(110); 및 지지체(110)의 일면에 형성되는 송신전극(120);으로 구성되는 것이 더욱 바람직하다.

[0020] 또한, 송신코일(100)의 길이는 100 ㎜ ~ 200 ㎜ 범위이다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 일실시예에 따르면, 7 테슬라(T)와 같은 초고자기장 MRI 분야에서 균질한 자기장과 최적의 신호대잡음비를 이용하여 고해상도의 영상을 얻을 수 있다. 특히, 본 발명의 수신코일은 신체(예 : 머리)에 최대한 밀착하는 구조여서 뇌를 좀 더 정확하고 상세하게 관찰할 수 있도록 한다. 또한, 멀티 채널의 RF 공진기를 사용함으로써, 자기장의 균일성도 확보할 수 있는 장점이 있다.

[0022] 이러한 본 발명에 따라 촬영된 고해상도의 MRI 영상은 고령화사회에서 뇌질환을 조기 발견, 진단 또는 예방하는데 매우 효과적으로 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 본 명세서에서 첨부되는 다음의 도면들은 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하는 것이며, 후술하는 발명의 상세한 설명과 함께 본 발명의 기술사상을 더욱 이해시키는 역할을 하는 것이므로, 본 발명은 그러한 도면에 기재된 사항에만 한정되어서 해석되어서는 아니된다.

도 1은 종래의 MRI 시스템에서 전신코일내에 환자가 위치한 상태에서 머리를 촬영하는 상태를 나타내는 개략도,

도 2는 대표적인 RF 코일의 구조를 도시하는 사시도,

도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기중 송신코일(100)의 사시도,

도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기중 수신코일(200)의 사시도,

도 5는 도 4에 도시된 수신코일(200)의 평면도,

도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 수신코일(200)이 머리에 장착된 상태를 나타내는 것으로서, 도 6a는 8채널 수신코일에 대한 설치상태도, 도 6b는 16채널 수신코일에 대한 설치상태도, 도 6c는 32채널 수신코일에 대한 설치상태도,

도 7a는 본 발명에 따른 송신코일(100)과 수신코일(200)이 설치된 상태를 나타내는 설치상태도,

도 7b는 도 7a에 나타난 설치상태도의 평면도,

도 7c는 도 7a에 나타난 설치상태도의 다른 실시예의 평면도,

도 8은 본 발명에 따른 송수신 RF 공진기를 이용하여 자기공명영상 시스템에서 촬영위치를 나타내는 설명도,

도 9a는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6a와 같은 8채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상,

도 9b는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6b와 같은 16채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상,

도 9c는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6c와 같은 32채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상,

도 10은 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서 주파수 대역별 수신코일의 반사계수(S)의 변화를 나타내는 그래프,

도 11은 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서 머리로부터의 거리에 따른 채널별 S/N비를 나타내는 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 이하, 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 구성을 보다 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러가지 형태를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다.

[0025] 본 출원에서 "포함한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0026] 또한, 다르게 정의되지 않는 한 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0027] **실시예의 구성**

[0028] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기중 송신코일(100)의 사시도이다. 도 3에 도시된 바와 같이, 송신코일(100)은 길이부재이고, 일단은 포트 캐패시터(102)를 형성하고, 타단은 터미네이션 캐패시터(104)를 형성한 TEM 코일이다. 이러한 송신코일(100)에는 마이크로스트립 형태의 전극이 형성되어 있고, 유전체에 의해 지지된다.

[0029] 송신코일(100)의 유전체는 테프론(상대유전율 = 2.08, loss tan = 0.004)으로 제작되며, 단면은 18 × 20 ㎜, 이고, 길이는 150 ㎜이다. 이러한 송신코일(100)은 마이크로스트립 형태를 이용하여 반파장 공진을 이용하며, 2개의 병렬 캐패시터(102, 104)가 급전 및 종단부분에 연결되는 구성이다. 이러한 포트 캐패시터(102)와 터미네이션 캐패시터(104)는 RF 공진기의 전기적인 길이를 줄이기 위해 사용되며 라머(Larmor) 주파수(298 MHz, 7T)에 정합되도록 튜닝된다.

[0030] 이러한 송신코일(100)은 복수개가 구비되는데 각각의 전류의 크기와 위상을 독립적으로 제어함으로써 불균일성을 완화시키기 위한 RF 시밍(Shimming)을 효과적으로 적용시킬 수 있다.

[0031] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기중 수신코일(200)의 사시도이고, 도 5는 도 4에 도시된 수신코일(200)의 평면도이다.

[0032] 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이 수신코일(200)은 표면 수신을 위한 코일 공진기 구조이다. 수신코일(200)은 로저스(Rogers) 4003(상대유전율 = 3.38) 기판을 이용하여 제작된다. 수신코일(200)은 제 1, 2 코일부(230, 250)로 구성된다. 제 1 코일부(230)는 22.5 ㎜의 반경(R2)을 갖는 반원형이다. 수신코일(200)은 298 MHz에 공진을 일으키기 위해 2개의 캐패시터를 구성한다. 즉, 일단부는 제 2 코일부(250)와 약 2 ㎜ 정도 이격되어 제 1 캐패시터(C1)를 형성하고, 타단부도 제 2 코일부(250)와 약 2 ㎜ 정도 이격되어 제 2 캐패시터(C2)를 형성한다. 제 1 코일부(230)의 두께(T)는 약 1 ㎜ 정도로 원주방향을 따라 균일하며, 타단부에는 배선부(240)가 약 5 ㎜(L) 정도 연장되어 있다.

[0033] 제 2 코일부(250)는 제 1 코일부(230)와 거울대칭이 되는 구조이며, 제 1, 2 코일부(230, 250)는 서로 약 2 ㎜ 정도 이격되어 있다.

[0034] 또한, 수신코일(200)은 도 4에 도시된 바와 같이, 구형의 머리에 잘 밀착될 수 있도록 3차원 곡률(R1)만큼 만곡되어 있다.

[0035] 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 수신코일(200)이 머리에 장착된 상태를 나타내는 것으로서, 도 6a는 8채널 수신코일에 대한 설치상태도, 도 6b는 16채널 수신코일에 대한 설치상태도, 도 6c는 32채널 수신코일에 대한 설치상태도이다. 도 6a 내지 도 6c에 도시된 바와 같이, 머리(30)에 수신코일(200)을 배열할 때, 디커플링이 신호대잡음비를 극대화하기 위하여 인접한 수신코일(200)간의 캐패시티 또는 인덕터 네트워크를 사용하며 커플링이 -15 dB 이하가 되도록 최소화하였다.

[0036] 즉, 8채널의 수신코일(200)에 대해서는 도 6a와 같이 머리(30) 둘레에 8개의 수신코일(200)을 배열하였으며, 16채널의 수신코일(200)에 대해서는 도 6b와 같이 머리(30) 둘레에 16개의 수신코일(200)을 배열하였고, 32채널의 수신코일(200)에 대해서는 도 6c와 같이 머리(30) 둘레에 32개의 수신코일(200)을 배열하였다.

[0037] 도 7a는 본 발명에 따른 송신코일(100)과 수신코일(200)이 설치된 상태를 나타내는 설치상태도이고, 도 7b는 도 7a에 나타난 설치상태도의 평면도이다. 도 7a 및 도 7b에 도시된 바와 같이, 수신코일(200)은 채널수에 따라 머리(30) 둘레에 밀착되도록 배열되고, 송신코일(100)은 머리(30)로부터 소정거리(예 : 100 ㎜)만큼 이격된 채 원주방향을 따라 등간격으로 배열된다. 본 실시예에서 송신코일(100)은 8개를 사용하였으며, 머리(30) 둘레에서

환자의 신장 방향과 평행하도록 배열하였다. 이 때, 송신코일(100)중 전극은 수신코일(200)을 향하도록 배치한다.

[0038] 도 7c는 도 7a에 나타난 설치상태도의 다른 실시예의 평면도이다. 도 7c에 도시된 바와 같이, 유전체로 제작된 지지체(110)는 8개로 구성되고, 연속적으로 인접하도록 조립하여 단면이 정팔각형이 되도록 구성한다. 그리고, 전극인 송신전극(120)은 정팔각형 지지체(110)의 내면에 위치하도록 구성한다. 이와 같은 실시예를 통해, 송신코일(100)의 정확한 위치를 확정할 수 있고, 환자의 머리(30)를 팔각형의 중심에 정확히 위치시킬 수 있다. 비록, 본 실시예에서는 8개의 송신코일(100)이 사용되었으나 송신코일의 갯수가 변경되어 다각형의 형상이 변경되는 것 역시 본 발명의 권리범위내에 속하는 것으로 해석되어야 할 것이다.

[0040] **실시예의 동작**

[0041] 이하에서는 상기와 같은 구성을 갖는 본 발명의 실시예를 첨부도면을 참조하여 구체적인 동작 방법을 설명하도록 한다.

[0042] 먼저, 도 8은 본 발명에 따른 송수신 RF 공진기를 이용하여 자기공명영상 시스템에서 촬영위치를 나타내는 설명도이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 눈썹 부분을 단면으로 하는 영역을 촬영위치(50)로 정했다. 이는 촬영위치(50)가 단층촬영의 대표성을 갖고, 많은 뇌정보를 나타내기 때문이다.

[0043] 도 8과 같은 촬영위치(50)에서 8, 16, 32 채널에 대해 본 발명의 RF 공진기를 이용하여 촬영한 영상에 대해 설명하도록 한다. 먼저, 도 9a는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6a와 같은 8채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상이고, 도 9b는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6b와 같은 16채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상이며, 도 9c는 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기 및 도 6c와 같은 32채널 수신코일을 이용하여 촬영한 영상이다.

[0044] 도 9a 내지 도 9c에 도시된 바와 같이, 수신코일(200)의 채널수가 8, 16, 32 채널과 같이 증가함에 따라 더욱 선명한 영상을 획득할 수 있음을 확인할 수 있다.

[0045] 그리고, 도 10은 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서 주파수 대역별 수신코일의 반사계수(S)의 변화를 나타내는 그래프이며, 도 11은 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서 머리로부터의 거리에 따른 채널별 S/N비를 나타내는 그래프이다.

[0046] 도 10 및 도 11은 한개의 수신코일(200)에 대한 반사계수(S11)를 시뮬레이션한 결과와 실제 측정된 결과를 함께 나타내는 그래프이다. 반사계수(S21)는 팬텀 주위에 가장 밀착된 수신코일(200) 사이의 반사계수를 나타낸다. 반사계수의 반응성은 신체에 대한 수신코일의 위치와 부하에 민감하다. 반사계수(S11)는 시뮬레이션 결과와 측정된 결과가 모두 동일하게 298 MHz에서 -15 dB 보다 작아짐을 알 수 있다. 이는 코일이 이 주파수에서 50Ω에 매칭됨을 알 수 있다. 반사계수(S21)는 가장 가까운 수신코일(200)의 짝 사이의 커플링을 나타내고, 모든 반사계수(S21)가 -12 dB 보다 작음을 알 수 있다.

[0047] 도 11에서 알 수 있는 바와 같이, 신호대잡음비는 B1 자기장에 직접적으로 비례한다. 다시 말해, 신호대잡음비는 머리 표면에서 가장 높은 값을 나타내며, 수신코일로부터 깊어질 수록 감소한다. 즉, 도 11에서 알 수 있는 바와 같이, 본 발명에 따른 자기공명영상 시스템에서의 송수신 RF 공진기는 전체적인 신호대잡음비를 증가시킬 뿐만 아니라 B1 자기장의 균질성도 개선됨을 알 수 있다.

[0048] 비록 본 발명이 상기에서 언급한 바람직한 실시예와 관련하여 설명되어졌지만, 본 발명의 요지와 범위로 부터 벗어남이 없이 다른 다양한 수정 및 변형이 가능한 것은 당업자라면 용이하게 인식할 수 있을 것이며, 이러한 변경 및 수정은 모두 첨부된 특허청구의 범위에 속함은 자명하다.

부호의 설명

[0049] 10 : 전신코일,

20 : 환자,

30 : 머리,

35 : 표면코일,

40 : TEM 코일,

50 : 촬영위치,

100 : 송신코일,

102 : 포트 캐패시터,

104 : 터미네이션 캐패시터,

110 : 유전체,

120 : 송신전극,

200 : 수신코일,

210 : 제 1 캐패시터(C1),

220 : 제 2 캐패시터(C2),

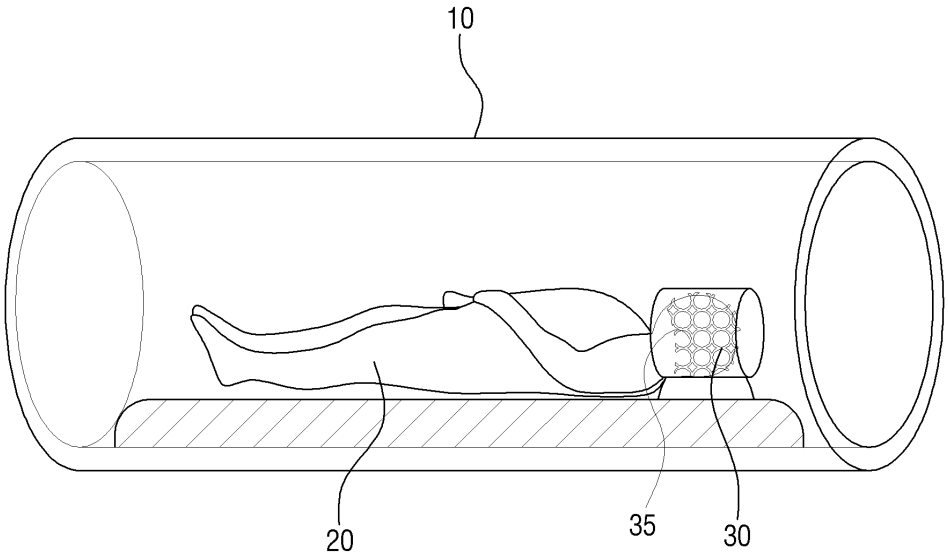
230 : 제 1 코일부,

240 : 배선부,

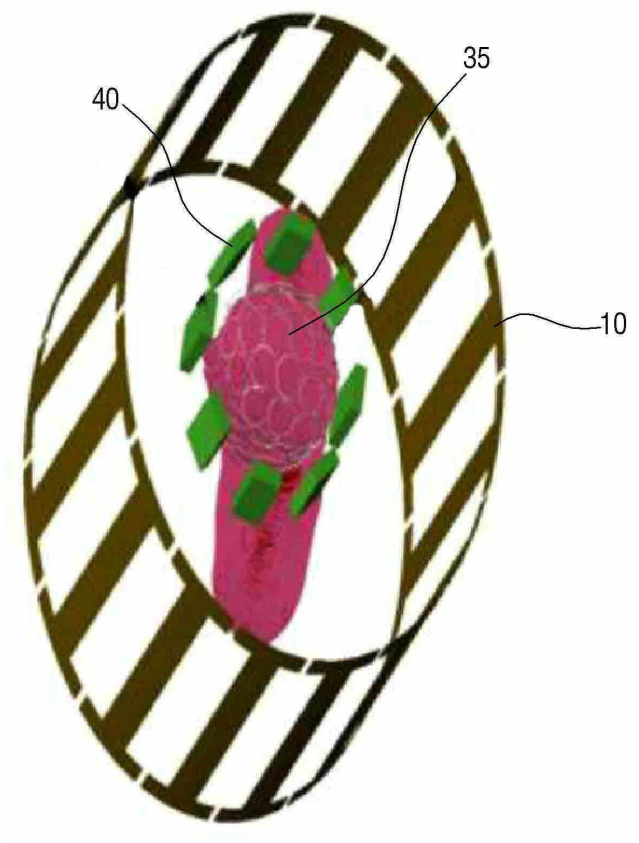
250 : 제 2 코일부.

도면

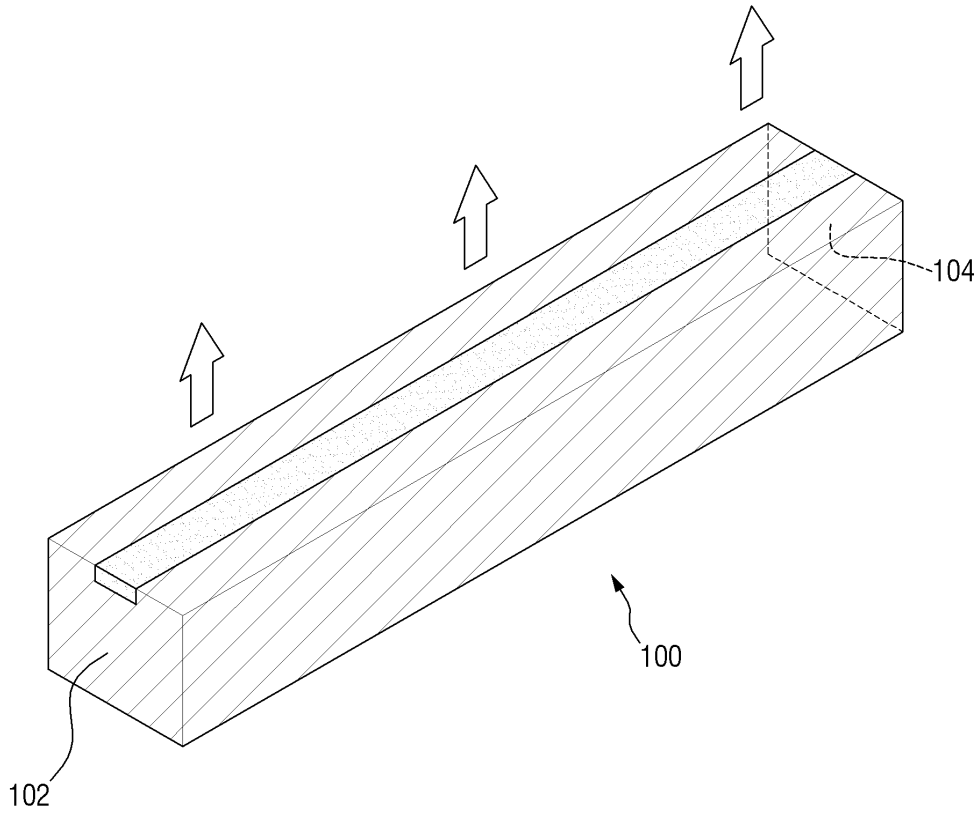
도면1



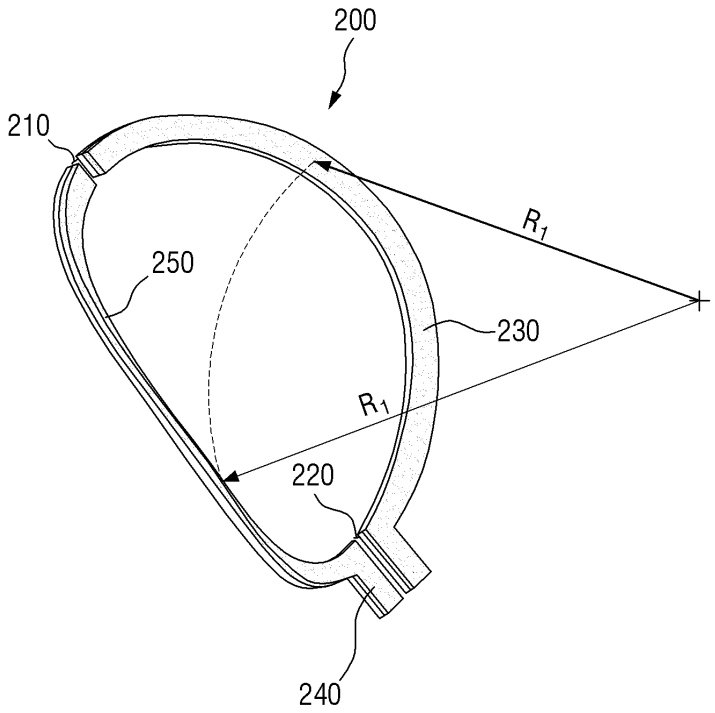
도면2



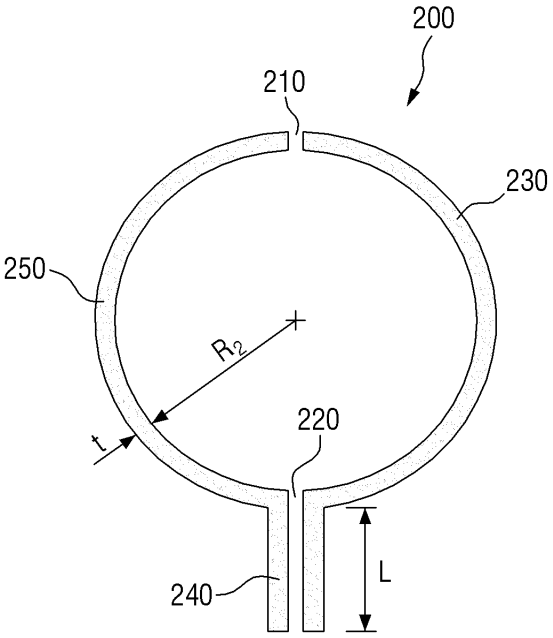
도면3



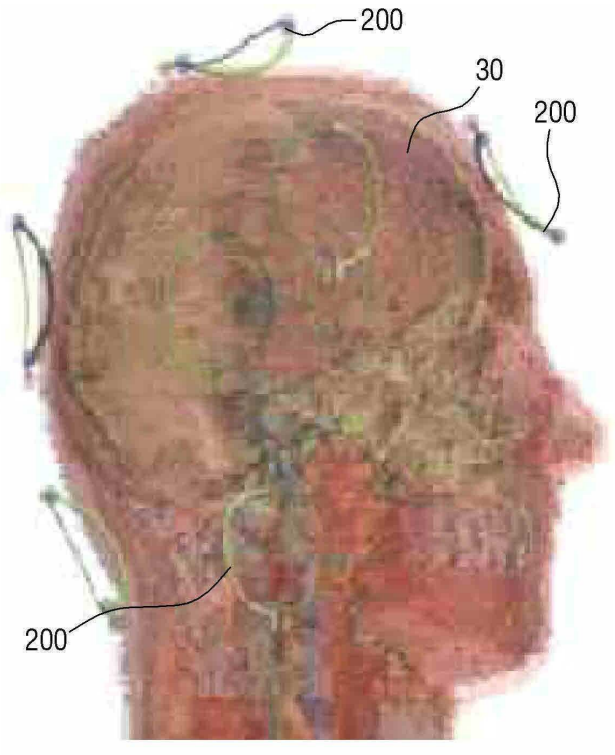
도면4



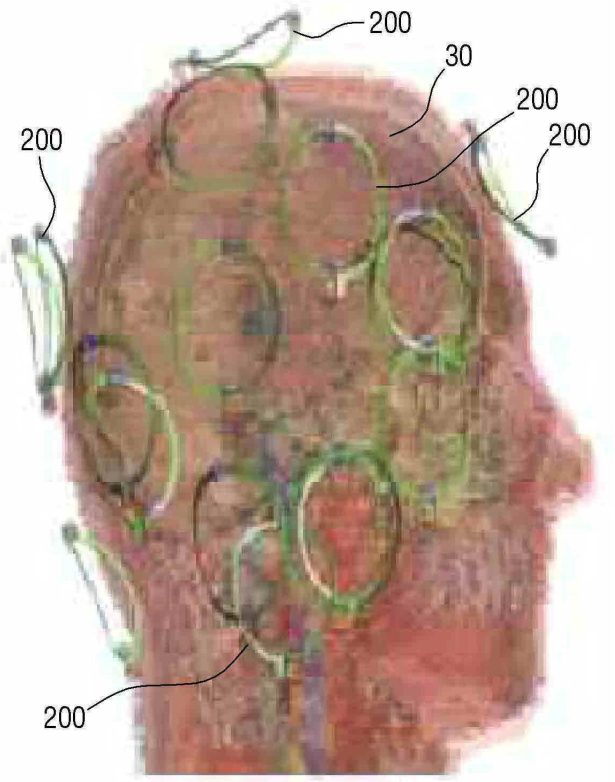
도면5



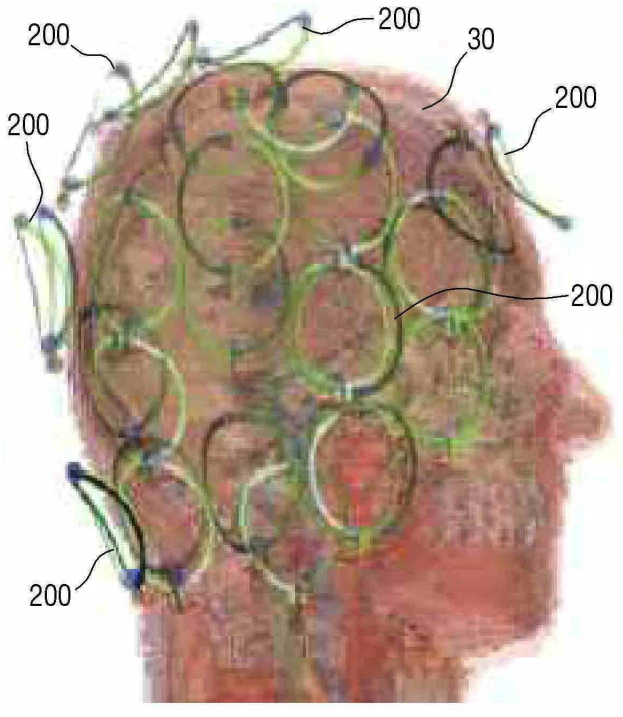
도면6a



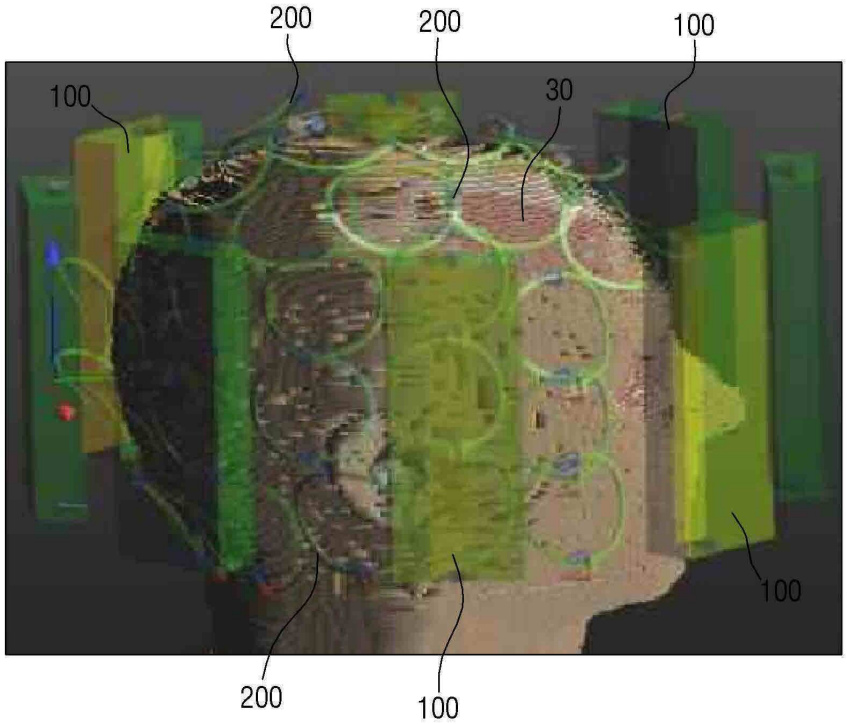
도면6b



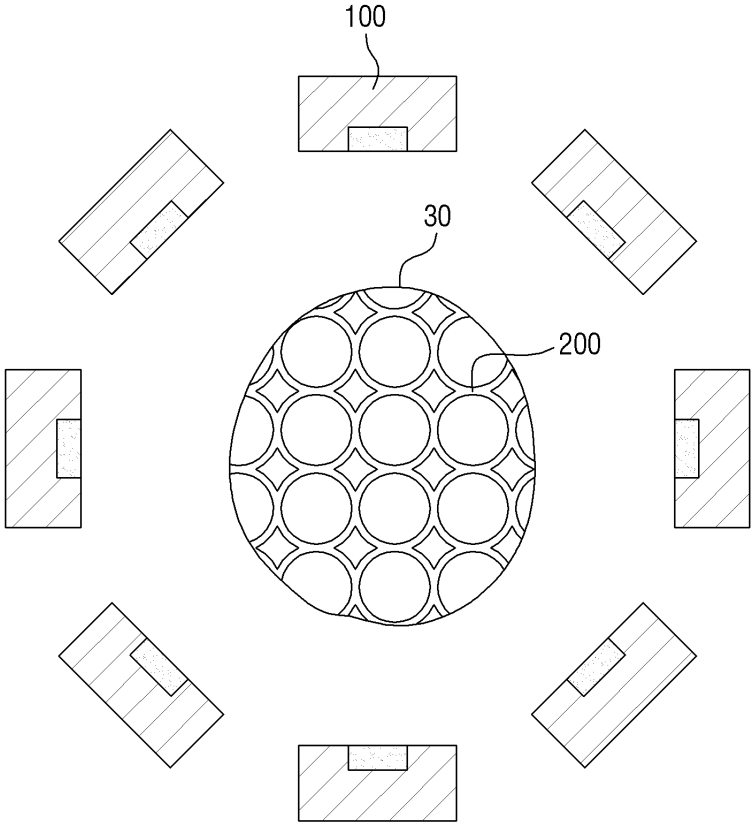
도면6c



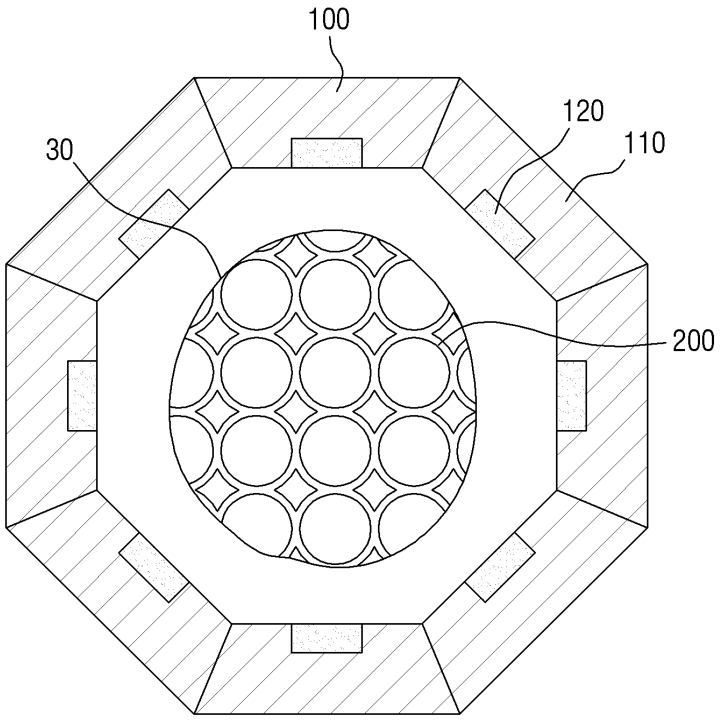
도면7a



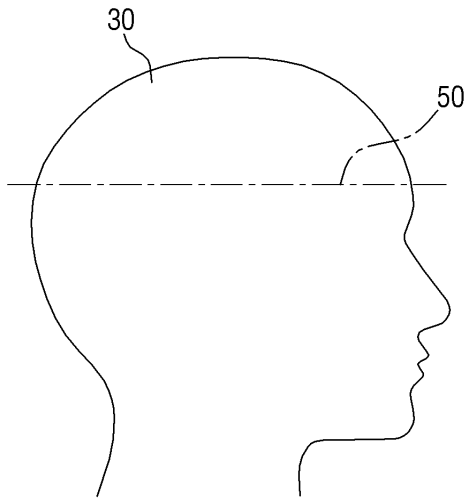
도면7b



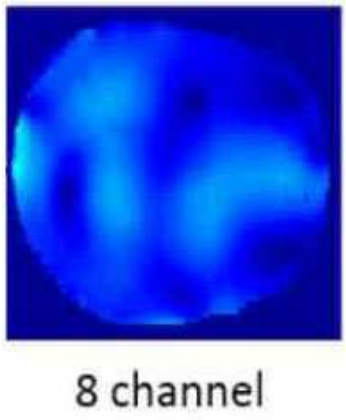
도면7c



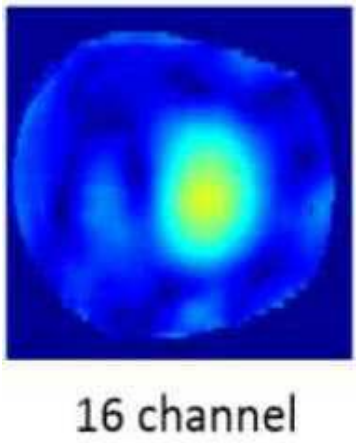
도면8



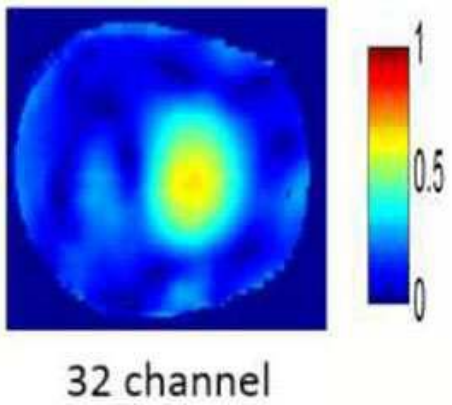
도면9a



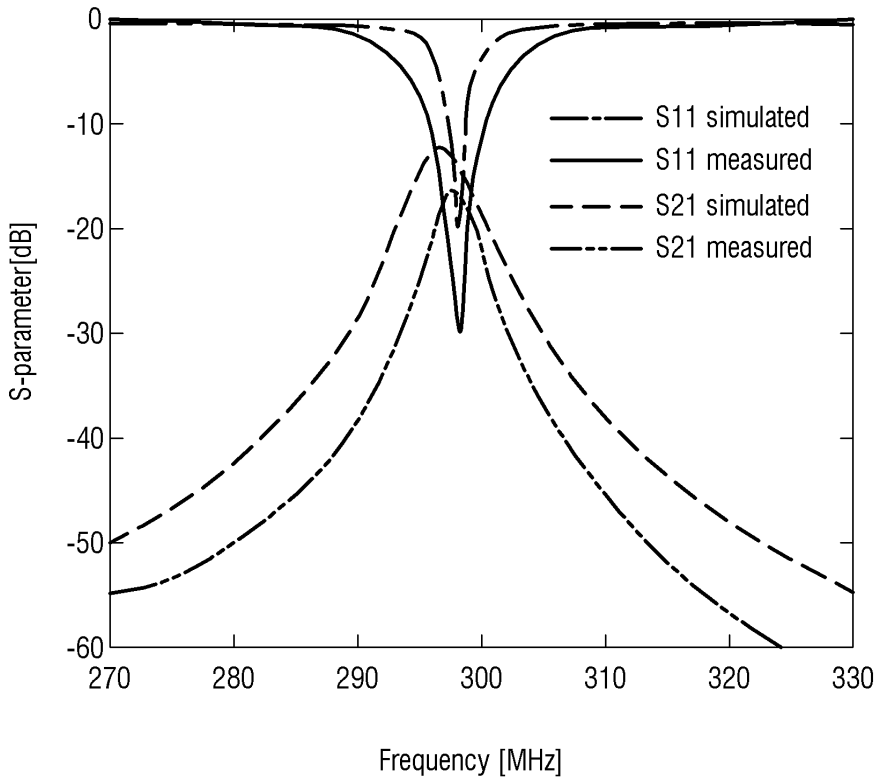
도면9b



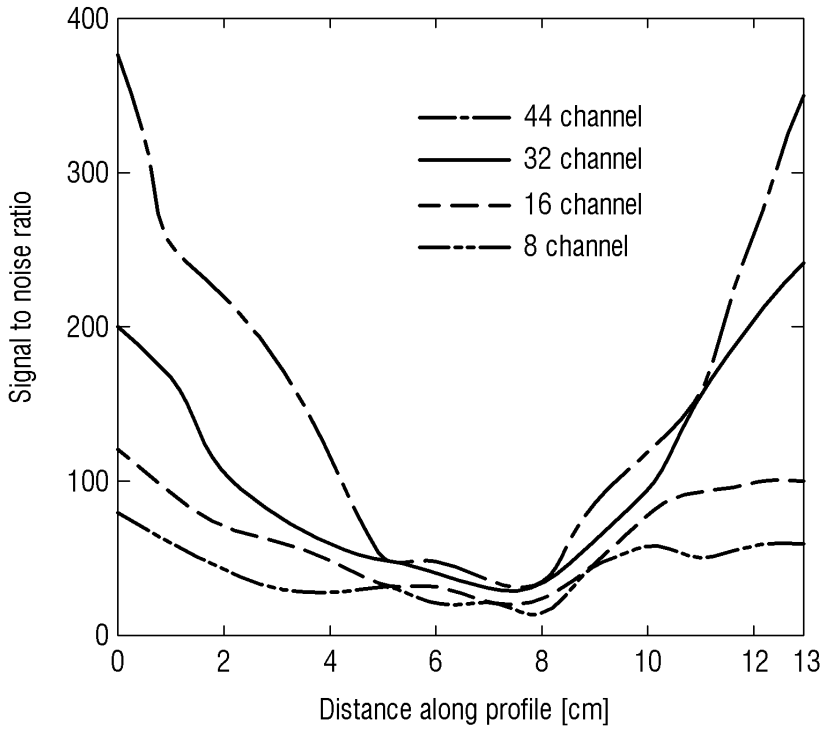
도면9c


1
0.5
0
32 channel

도면10


0
-10
-20
-30
-40
-50
-60
S-parameter[dB]
270
280
290
300
310
320
330
Frequency [MHz]
S11 simulated
S11 measured
S21 simulated
S21 measured

도면11


400
300
200
100
0
Signal to noise ratio
0
2
4
6
8
10
12
13
Distance along profile [cm]
44 channel
32 channel
16 channel
8 channel