

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국



(10) 국제공개번호

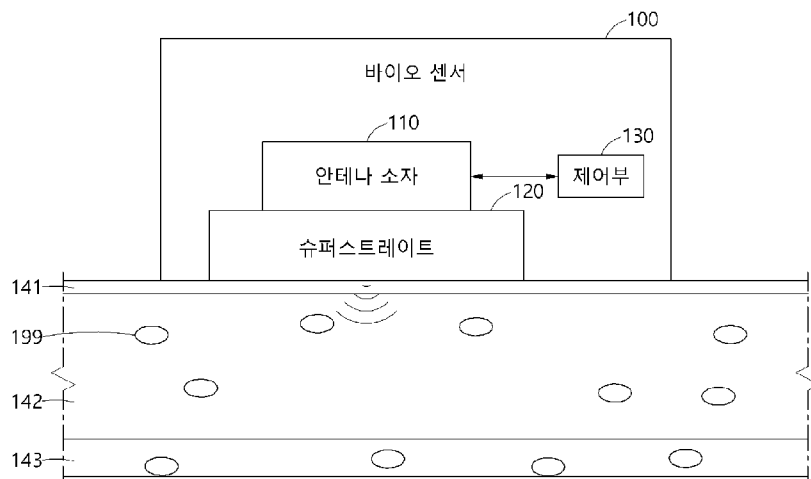
(43) 국제공개일
2022 년 1 월 20 일 (20.01.2022) WIPO | PCT

WO 2022/014771 A1

- (51) 국제특허분류: *A61B 5/05* (2006.01) *A61B 5/155* (2006.01) (BYUN, Gang Il); 44919 울산시 울주군 언양읍 유니스트길 50, Ulsan (KR).
A61B 5/145 (2006.01) *A61B 5/15* (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2020/011322
- (22) 국제출원일: 2020 년 8 월 25 일 (25.08.2020)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2020-0086714 2020 년 7 월 14 일 (14.07.2020) KR
- (71) 출원인: 울산과학기술원 (UNIST(ULSAN NATIONAL INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY)) [KR/KR]; 44919 울산시 울주군 언양읍 유니스트길 50, Ulsan (KR).
- (74) 대리인: 양성보 (YANG, Sungbo); 06099 서울시 강남구 선릉로125길 14 삼성빌딩 2층 피엔티특허법률사무소, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.
- (72) 발명자: 변프랭클린 돈 (BIEN, Franklin Don); 44919 울산시 울주군 언양읍 유니스트길 50, Ulsan (KR). 변강일
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE,

(54) Title: BIOSENSOR FOR SENSING BIOMETRIC INFORMATION THROUGH SUPERSTRATE BY USING ELECTROMAGNETIC WAVES

(54) 발명의 명칭: 슈퍼스트레이트를 통해 전자기파를 이용하여 생체 정보를 센싱하는 바이오 센서



100 ... Biosensor
110 ... Antenna element
120 ... Superstrate
130 ... Controller

(57) Abstract: A biosensor according to an embodiment may comprise: an antenna element which radiates electromagnetic waves toward a target object; and a superstrate which transfers, to the target object, the electromagnetic waves radiated from the antenna element, and has a relative permittivity increasing as the distance from the antenna element increases.

(57) 요약서: 일 실시예에 따른 바이오 센서는, 대상 객체(target object)를 향해 전자기파를 방사하는 안테나 소자; 및 상기 안테나 소자로부터 방사된 전자기파를 상기 대상 객체로 전달하고, 상대 유전율(relative permittivity)이 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가하는 슈퍼스트레이트(superstrate)를 포함할 수 있다.

[다음 쪽 계속]



WO 2022/014771 A1

LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

명세서

발명의 명칭: 슈퍼스트레이트를 통해 전자기파를 이용하여 생체 정보를 센싱하는 바이오 센서

기술분야

- [1] 이하, 슈퍼스트레이트를 통해 전자기파를 이용하여 생체 정보를 센싱하는 바이오 센서에 관한 기술이 제공된다.

배경기술

- [2] 최근 현대인들은 식생활습관 서구화로 인해 당뇨병, 고지혈증, 혈전환자 등 소위 성인 질환으로 고통받는 사람들이 늘고 있다. 이러한 성인 질환의 경중 여부를 알 수 있는 간단한 방법은 혈액 내의 생체 성분 측정이다. 생체 성분 측정은 혈당, 빈혈, 혈액응고 등 혈중에 포함된 여러 가지 성분의 양을 알 수 있어 특정 성분의 수치가 정상 영역에 있는지, 비정상 영역에 있는지 일반인도 병원에 가지 않고 쉽게 이상 여부를 판단이 가능하다는 장점이 있다.
- [3] 생체 성분 측정의 손쉬운 방법 중 하나는 손가락 끝에서 채혈한 혈액을 테스트 스트립에 주입 후 전기화학적 혹은 광도법을 이용하여 출력신호를 정량 분석하는 것인데, 이러한 방법은 측정기에서 해당 성분량이 디스플레이될 수 있으므로 전문지식이 없는 일반인에게 적합하다.
- [4] 바이오 센서는 스마트 기기와 결합되어 사용될 수도 있는데, 생체 정보의 신속하고 정확한 측정이 요구된다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [5] 일 실시예에 따른 바이오 센서는 체외에 배치되는 센서로서 상대 유전율이 부위 별로 다른 슈퍼스트레이트를 통해 전자기파를 체내를 향해 방사할 수 있다.
- [6] 일 실시예에 따른 바이오 센서의 슈퍼스트레이트에서 레이어들의 상대 유전율은 안테나 소자로부터 대상 객체를 향해 점진적으로 변화할 수 있다.
- [7] 일 실시예에 따른 바이오 센서는 대상 객체에 접촉될 수 있다.

과제 해결 수단

- [8] 일 실시예에 따른 바이오 센서는, 대상 객체(target object)를 향해 전자기파를 방사하는 안테나 소자; 및 상기 안테나 소자로부터 방사된 전자기파를 상기 대상 객체로 전달하고, 상대 유전율(relative permittivity)이 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가하는 슈퍼스트레이트(superstrate)를 포함할 수 있다.
- [9] 바이오 센서는 상기 대상 객체를 향해 방사된 상기 전자기파에 기초하여 상기 대상 객체 내의 대상 피분석물과 관련된 생체 정보를 결정하는 제어부를 더 포함할 수 있다.
- [10] 상기 슈퍼스트레이트에서 상기 안테나 소자에 인접한 제1 부분들 간의 제1 유전율 차이는 상기 제1 부분들보다 상기 안테나 소자로부터 멀리 배치된 제2

부분들 간의 제2 유전율 차이보다 작을 수 있다.

- [11] 상기 슈퍼스트레이트의 상대 유전율 증가 정도는 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가할 수 있다.
- [12] 상기 슈퍼스트레이트는, 상대 유전율이 서로 다른 복수의 레이어들을 포함할 수 있다.
- [13] 상기 복수의 레이어들에서 상기 안테나 소자로부터 먼 레이어의 상대 유전율은 상기 안테나 소자에 인접한 레이어의 상대 유전율보다 높을 수 있다.
- [14] 상기 복수의 레이어들에서 인접한 레이어들 간의 고유 임피던스 차이들이 균일하게 분포될 수 있다.
- [15] 상기 복수의 레이어들 중 적어도 한 레이어는, 상기 전자기파의 방사 지점의 상대 유전율의 제공근 및 목표 지점의 상대 유전율의 제공근 간의 차이, 레이어의 배치 순서, 및 상기 복수의 레이어들의 총 개수에 기초하여 결정된 상대 유전율을 가질 수 있다.
- [16] 상기 슈퍼스트레이트는, 상기 안테나 소자를 기준으로 상기 슈퍼스트레이트의 반대편에 배치되는 접지 레이어를 더 포함하고, 상기 복수의 레이어들 중 상기 안테나 소자에 접촉한 레이어는 상기 접지 레이어의 상대 유전율 및 상기 대상 객체의 상대 유전율 사이에 대응하는 범위 내의 상대 유전율을 가질 수 있다.
- [17] 상기 복수의 레이어들 중 상기 대상 객체에 접촉한 레이어는 상기 대상 객체의 상대 유전율과 동일하거나 유사한 상대 유전율을 가질 수 있다.
- [18] 상기 대상 객체에 접촉한 레이어는, 인체 피부에 대응하는 상대 유전율을 가질 수 있다.
- [19] 상기 슈퍼스트레이트의 각 레이어는 상기 안테나 소자에 의해 목표 주파수로 방사되는 전자기파의 반파장 미만의 두께로 형성될 수 있다.
- [20] 상기 슈퍼스트레이트는 상기 안테나 소자에 의해 목표 주파수로 방사되는 전자기파의 반파장에 대응하는 두께로 형성될 수 있다.
- [21] 상기 슈퍼스트레이트는, 상기 대상 객체에 접촉하면서, 상기 대상 객체에 부착(attach)되는 접착 레이어를 더 포함할 수 있다.
- [22] 상기 슈퍼스트레이트의 측부에 연결되고, 상기 대상 객체에 부착되는 접착부를 더 포함할 수 있다.
- [23] 상기 슈퍼스트레이트의 각 레이어의 소재는 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE, Polytetrafluoroethylene) 기반 복합체(composite), 유기 세라믹 라미네이트(organic ceramic laminate), 및 불소화 에틸렌 프로필렌(FEP, Fluorinated Ethylene Propylene) 중 하나 이상의 소재를 포함할 수 있다.
- [24] 바이오 센서는 상기 전자기파를 통해 체내 센서와 통신을 수립할 수 있다.
- [25] 바이오 센서는 상기 슈퍼스트레이트를 기준으로 상기 안테나 소자의 반대편에 접지 레이어가 배치되고, 상기 안테나 소자, 상기 슈퍼스트레이트, 및 상기 접지 레이어를 수용하는 하우징을 더 포함할 수 있다.
- [26] 일 실시예에 따른 바이오 센싱 시스템은, 대상 객체를 향해 전자기파를

방사하는 안테나 소자 및 상대 유전율이 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가하는 슈퍼스트레이트(superstrate)를 포함하는 외부 생체 센서; 및 상기 대상 객체 내부에 배치되고, 상기 외부 생체 센서와 통신을 수립하는 내부 생체 센서를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [27] 일 실시예에 따른 바이오 센서는 점진적으로 변화하는 상대 유전율을 갖는 슈퍼스트레이트를 통해 체내 전자파 투과의 효율성을 개선할 수 있다.
- [28] 일 실시예에 따른 바이오 센서는 안테나 소자와 슈퍼스트레이트 간의 손실 계수 및 슈퍼스트레이트와 대상 객체 간의 손실 계수를 최소화하여 전자파 손실을 감소시킬 수 있다.
- [29] 일 실시예에 따른 바이오 센서에서 접착 레이어는 피부와의 유전율 차이를 최소화하기 위해 고 유전율 및 저 손실상수를 가질 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [30] 도 1은 일 실시예에 따른 바이오 센서의 개괄적인 구성을 도시한다.
- [31] 도 2는 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트의 예시적인 구성을 도시한다.
- [32] 도 3은 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트의 전파 투과 계수 및 반사 계수를 설명한다.
- [33] 도 4는 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트 내 위치별 유전율 곡선 및 슈퍼스트레이트를 구성하는 레이어 소재의 상대 유전율을 설명한다.
- [34] 도 5 및 도 6은 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트에 의한 반사 계수 및 투과 계수의 개선을 설명한다.
- [35] 도 7 및 도 8은 일 실시예에 따른 접착 레이어의 배치를 설명하는 도면이다.
- [36] 도 9 및 도 10은 일 실시예에 따른 바이오 센서에 의한 전파 투과 레벨을 설명하는 도면이다.
- [37] 도 11은 일 실시예에 따른 바이오 센싱 시스템을 도시한다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [38] 이하에서, 첨부된 도면을 참조하여 실시예들을 상세하게 설명한다. 그러나, 실시예들에는 다양한 변경이 가해질 수 있어서 특허출원의 권리 범위가 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 실시예들에 대한 모든 변경, 균등물 내지 대체물이 권리 범위에 포함되는 것으로 이해되어야 한다.
- [39] 실시예에서 사용한 용어는 단지 설명을 목적으로 사용된 것으로, 한정하려는 의도로 해석되어서는 안된다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [40] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 실시예가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [41] 또한, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 실시예를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 실시예의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.
- [42] 또한, 실시 예의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [43] 어느 하나의 실시 예에 포함된 구성요소와, 공통적인 기능을 포함하는 구성요소는, 다른 실시 예에서 동일한 명칭을 사용하여 설명하기로 한다. 반대되는 기재가 없는 이상, 어느 하나의 실시 예에 기재한 설명은 다른 실시 예에도 적용될 수 있으며, 중복되는 범위에서 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [44] 도 1은 일 실시예에 따른 바이오 센서의 개괄적인 구성을 도시한다.
- [45] 바이오 센서(100)는 전자기파를 이용하여 대상 피분석물(target analyte)(199)을 센싱하는 센서일 수 있다. 대상 피분석물(199)은 생체(living body)와 연관된 물질(material)로서, 생체 물질(analyte)이라고도 나타낼 수 있다. 참고로, 본 명세서에서 대상 피분석물(199)은 주로 혈당으로 설명하였으나, 이로 한정하는 것은 아니다. 바이오 센서(100)는 안테나 소자(110), 슈퍼스트레이트(120), 및 제어부(130)를 포함할 수 있다.
- [46] 일 실시예에 따르면, 안테나 소자(110)는 대상 객체를 향해 전자기파를 방사할 수 있다. 객체는 생체 및/또는 생체의 일부(예를 들어, 신체 부위(body part))일 수 있다. 바이오 센서(100)는 안테나 소자(110)를 통해 전자기파를 방사하고, 해당 방사된 전자기파가 반사된 산란된 전자기장을 수신함으로써, 대상 피분석물(199)과 연관된 생체 파라미터를 결정할 수 있다. 본 명세서에서 생체 파라미터는 바이오 센서(100) 및/또는 바이오 센싱 시스템을 해석하기 위해 사용되는 회로망 파라미터(circuit network parameter)를 나타낼 수 있고, 아래에서는 설명의 편의를 위해 주로 산란 파라미터를 예로 들어 설명하나 이로 한정하는 것은 아니다. 생체 파라미터는 대상 객체의 피분석물에 대한 전자기적

특성과 관련된 파라미터로서, 예를 들어, 피분석물을 투과한 투과 파라미터, 피분석물에 의해 반사된 반사 파라미터 등과 같은 산란 파라미터, 및 안테나 주변의 피분석물 농도에 따라 변화하는 안테나 자체의 공진 주파수 등을 포함할 수 있다. 참고로, 안테나 소자(110)의 공진 주파수는 대상 피분석물(199)의 농도와 관련되므로, 바이오 센서(100)는 투과계수 및/또는 반사계수의 변화를 감지함으로써 안테나 소자(110)의 공진 주파수에 기초하여 혈당을 예측할 수 있다. 혈당 예측과 관련된 제어부(130)의 동작은 후술한다.

- [47] 슈퍼스트레이트(120)는 안테나 소자(110)로부터 방사된 전자기파를 대상 객체로 전달할 수 있다. 슈퍼스트레이트(120)에서 상대 유전율(relative permittivity)은 안테나 소자(110)로부터 멀어질수록 증가할 수 있다. 예를 들어, 안테나 소자(110)를 기준으로 슈퍼스트레이트(120)의 근위부의 상대 유전율은 슈퍼스트레이트(120)의 원위부의 상대 유전율보다 작을 수 있다. 슈퍼스트레이트(120)의 근위부는 안테나 소자(110)에 인접한 부분을 나타내고, 슈퍼스트레이트(120)의 원위부는 안테나 소자(110)로부터 먼 부분을 나타낼 수 있다. 슈퍼스트레이트(120)의 상대 유전율은 근위부로부터 원위부로 갈수록 증가할 수 있다. 일 실시예에 따른 바이오 센서(100)는 안테나 소자(110)에 의해 방사되는 전자기파를 슈퍼스트레이트(120)로 전달할 수 있다. 바이오 센서(100)는 슈퍼스트레이트(120)를 통해 반사 손실이 최소화된 전자기파를 대상 객체로 전달할 수 있다. 예를 들어, 바이오 센서(100)에 의해 슈퍼스트레이트(120)를 통과하여 방사된 전자기파는 대상 객체의 진피층(141), 피하층(142), 및 혈관(143)까지 도달할 수 있다.
- [48] 제어부(130)는 대상 객체를 향해 방사된 전자기파에 기초하여 대상 객체 내의 대상 피분석물(199)과 관련된 생체 정보를 결정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(130)는 생체 파라미터를 이용하여 생체 정보를 결정할 수 있다. 생체 정보는 생체의 상태를 지시하는 정보로서, 예를 들어, 피분석물의 종류 및 농도 등을 포함할 수 있다. 예시적으로 생체 정보는 혈당 수치를 나타낼 수 있다.
- [49] 안테나 소자(110)의 공진 주파수는, 후술하는 바와 같이, 안테나 소자(110)에 의해 형성되는 빔 패턴에 대응하는 공간 내에 존재하는 대상 피분석물(199)의 농도에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 공진 주파수는 하기 수학식 1과 같이 커패시턴스 성분 및 인덕턴스 성분으로 표현될 수 있다.

- [50] [수학식 1]

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

- [51] 상술한 수학식 1에서 f는 안테나 소자(110)의 공진 주파수, L은 안테나 소자(110)의 인덕턴스, C는 안테나 소자(110)의 커패시턴스를 나타낼 수 있다. 안테나 소자(110)의 커패시턴스 C는 아래 수학식 2와 같이 상대 유전율(relative

permittivity) ϵ_r 에 비례할 수 있다.

[52] [수학식 2]

$$C \propto \epsilon_r$$

[53] 안테나 소자(110)의 상대 유전율 ϵ_r 은 주변의 대상 피분석물(199)의 농도에 의해 영향을 받을 수 있다. 예를 들어, 배열 모드로 동작하는 안테나 소자(110)는 대상 부위, 예를 들어, 혈관을 향해 전자기파를 방사할 수 있다. 이 때, 혈관을 향해 방사된 전자기파는 주변에 존재하는 대상 피분석물(199)로 인해 산란될 수 있다. 산란되는 전자기장(scattered field)의 세기는 대상 피분석물(199)의 농도에 따라 달라질 수 있는데, 주로 대상 부위인 혈관 내 포함된 대상 피분석물(199)의 농도에 따라 달라질 수 있다. 대상 피분석물(199)의 농도 변화에 따라 안테나 소자(110)의 상대 유전율 ϵ_r 이 변하므로, 안테나 소자(110)의 공진 주파수도 함께 변화한다.

[54] 산란되는 전자기장(scattered field)의 세기는 예시적으로 제1 안테나 소자(110)에서의 반사 계수(reflection coefficient) S_{11} 에 대응할 수 있다. 바이오 센서(100)는 주파수 범위 내에서 반사 계수 S_{11} 을 측정함으로써 주파수 응답 특성(199)을 획득할 수 있다. 반사 계수 S_{11} 에서는 주파수 범위 내에서 가장 낮은 반사 계수를 나타내는 주파수가 공진 주파수일 수 있다. 상대 유전율 ϵ_r 이

증가할수록 안테나 소자(110)의 공진 주파수가 감소할 수 있다.

[55] 따라서, 일 실시예에 따른 바이오 센서(100)는 안테나 소자(110)의 공진 주파수에 기초하여 혈관에 내 대상 피분석물(199)에 대한 생체 정보를 직접적으로 결정할 수 있다. 예를 들어, 바이오 센서(100)는 공진 주파수 별로 대응하는 대상 피분석물(199)의 농도 값(예를 들어, 혈당 수치)이 매핑된 매핑 테이블(예를 들어, 룩업테이블(LUT, look up table))로부터, 측정 시점에서 측정된 공진 주파수에 의해 지시되는 농도 값을 결정할 수 있다. 다만, 생체 정보의 결정을 이로 한정하는 것은 아니고, 설계에 따라 변경될 수 있다.

[56] 도 2는 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트의 예시적인 구성을 도시한다.

[57] 일 실시예에 따르면 바이오 센서(200)에서 안테나 소자(210)를 기준으로 일측에 슈퍼스트레이트(220)가 배치되고, 반대측에 접지 레이어(230)가 배치될 수 있다.

[58] 슈퍼스트레이트(220)의 부분들은 안테나 소자(210)로부터의 거리에 따라 다른 상대 유전율을 가질 수 있다. 본 명세서에서는 슈퍼스트레이트(220)가 복수의 레이어들을 포함하고, 각 레이어의 상대 유전율이 다른 예시를 설명하나, 이로

한정하는 것은 아니다. 슈퍼스트레이트(220)는 레이어 단위로 구별되지 않고, 상대 유전율이 연속적으로 변화하는 소재로 구현될 수도 있다. 예를 들어, 슈퍼스트레이트는 안테나 소자로부터 거리에 따라 다른 밀도로 배치된 동일한 소재(예를 들어, 실리콘)를 포함함으로써, 동일한 손실 상수의 이점을 갖되 다양한 유전율을 가질 수 있다. 밀도 조절에 따라 상대 유전율이 설계되므로, 완전한 손실 탄젠트 변화가 나타날 수 있다. 따라서, 레이어를 병합하는 경우보다, 동일한 소재의 밀도 조절에 의한 슈퍼스트레이트 설계 및 제작이 더 용이할 수 있다.

- [59] 슈퍼스트레이트(220)의 복수의 레이어들은 각각 서로 다른 상대 유전율을 가지는 소재로 형성될 수 있다. 복수의 레이어들의 상대 유전율은 슈퍼스트레이트의 중심을 기준으로 일측으로부터 반대측을 향해 점진적으로 감소할 수 있다. 복수의 레이어들은 슈퍼스트레이트(220)에서 안테나 소자(210)에 인접한 근위부(proximal portion)로부터 원위부(distal portion)까지 점진적으로 증가하는 상대 유전율을 가질 수 있다. 예를 들어, 복수의 레이어들 중 근위부의 레이어는 원위부의 레이어의 상대 유전율보다 작은 상대 유전율을 가질 수 있다. 예를 들어, 제1 레이어(221)는 제2 레이어(222)보다 안테나 소자(210)로부터 먼 위치에 배치될 수 있고, 반대로, 제2 레이어(222)는 제1 레이어(221)보다 안테나 소자(210)로부터 가까운 위치에 배치될 수 있다. 이 때, 복수의 레이어들 중 제1 레이어(221)보다 안테나 소자(210)에 인접하게 배치된 제2 레이어(222)는, 제1 레이어(221)의 상대 유전율보다 작은 상대 유전율을 가질 수 있다.
- [60] 예시적으로, 접지 레이어(230)는 FEP(Fluorinated ethylene propylene) 소재로 구현될 수 있다. FEP 소재의 상대 유전율 ϵ_r 은 2이고, 반사 손실은 0.0003일 수 있다. 슈퍼스트레이트(220)는 안테나 소자(210)로부터 객체까지 순차적으로 TLF, RF-41, RF-60TC, RF-10, RF-16, RF-25의 소재로 구성되는 레이어들을 포함할 수 있다. TLF, RF-41, RF-60TC, RF-10, RF-16, RF-25의 소재는 Taconic사의 물질들로서, 상대 유전율 ϵ_r 이 순서대로 3.4, 4.1, 6.15, 10.2, 16, 25.6일 수 있다. 다만, 슈퍼스트레이트(220)의 구성 물질을 이로 한정하는 것은 아니다. 슈퍼스트레이트(220)의 각 레이어의 소재는 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE, Polytetrafluoroethylene) 기반 복합체(composite), 유기 세라믹 라미네이트(organic ceramic laminate), 및 불소화 에틸렌 프로필렌(FEP, Fluorinated Ethylene Propylene) 중 하나 이상의 소재를 포함할 수 있다.
- [61] 복수의 레이어들 중 안테나 소자(210)에 접촉한 레이어는 접지 레이어(230)의 상대 유전율 및 대상 객체의 상대 유전율 사이에 대응하는 범위 내의 상대 유전율을 가질 수 있다. 복수의 레이어들 중 대상 객체에 접촉한 레이어(240)는 대상 객체의 상대 유전율과 동일하거나 유사한 상대 유전율을 가질 수 있다.

대상 객체가 인체 피부인 경우, 대상 객체에 접촉한 레이어(240)는, 인체 피부에 대응하는 상대 유전율을 가질 수 있다. 인체 피부의 상대 유전율은 예를 들어 42일 수 있다. 대상 객체에 접촉한 레이어(240)는 접착성 레이어일 수 있으나, 이로 한정하는 것은 아니다.

[62] 아래에서는 슈퍼스트레이트(220)의 레이어들의 상대 유전율을 설명한다.

[63] 도 3은 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트의 전파 투과 계수 및 반사 계수를 설명한다.

[64] 슈퍼스트레이트는 복수의 레이어들을 포함하고, 복수의 레이어들의 각각은 서로 다른 상대 유전율을 갖는 매체로 모델링될 수 있다. 예를 들어, 도 3에서는 전자기파가 제1 매체(310), 제2 매체(320), 내지 제N 매체(390)를 순차적으로 투과할 경우의 반사 계수 및 투과도를 설명한다. 여기서, N은 슈퍼스트레이트를 구성하는 레이어들의 개수로서 2이상의 정수일 수 있다. 아래 수학식 3은 제k 매체에서의 반사계수, 수학식 4는 전파투과도를 설명한다.

[65] [수학식 3]

$$\Gamma_k = \frac{\eta_{k+1} - \eta_k}{\eta_{k+1} + \eta_k} \quad \text{where} \quad \eta_k = \sqrt{\frac{\mu_0}{\epsilon_0 \epsilon_{rk}}}$$

[수학식 4]

$$T = (1 - |\Gamma_1|^2) \times (1 - |\Gamma_2|^2) \times \dots \times (1 - |\Gamma_k|^2) \dots \times (1 - |\Gamma_N|^2)$$

[66] 상술한 수학식 3에서 η_k 는 제k 매체의 고유 임피던스를 나타낼 수 있다. ϵ_0

는 진공의 유전율, ϵ_{rk} 는 제k 매체의 상대 유전율, μ_0 는 진공의 투자율을

나타낼 수 있다. Γ_k 는 제k 매체로부터 제k+1 매체의 경계면으로 전자기파가

입사할 시의 반사계수를 나타낼 수 있다. 여기서, k는 1이상 N-1이하의 정수일 수 있다. 상술한 수학식 4에서 T는 전파투과도를 나타낼 수 있다. 상술한 수학식 4에 나타난 바와 같이, 레이어의 개수가 증가할수록 전파투과도 T가 개선될 수 있고, 단일 레이어 대비 2개 개선될 수 있다. 전파투과도의 개선은 하기 도 5에서 설명한다.

[67] 아래 도 4에서는 각 경계면에서 최대 반사 계수가 최소화되는 레이어들의 상대 유전율 구성을 설명한다.

[68] 도 4는 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트 내 위치별 상대 유전율 곡선 및 슈퍼스트레이트를 구성하는 레이어 소재의 상대 유전율을 설명한다.

[69] 일 실시예에 따르면 각 레이어의 고유 임피던스는 아래 수학식 5와 같이 나타낼 수 있다. 아래 수학식 5에 나타난 바와 같이, 개별 레이어의 고유 임피던스는

상대 유전율의 제공근에 반비례할 수 있다.

[70] [수학식 5]

$$\eta \propto \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r}}$$

[71] 상술한 수학식 5에서 ϵ_r 은 임의의 레이어의 상대 유전율을 나타내고, η 는 해당 레이어의 고유 임피던스를 나타낼 수 있다. 상술한 수학식 5로부터 도출되는 제k+1 레이어 및 제k 레이어 간의 고유 임피던스 차이는 하기 수학식 6과 같이 나타낼 수 있다.

[72] [수학식 6]

$$\Delta\eta \propto \left(\frac{1}{\sqrt{\epsilon_{k+1}}} - \frac{1}{\sqrt{\epsilon_k}} \right)$$

[73] 상술한 수학식 6에서, ϵ_{k+1} 은 제k+1 레이어의 상대 유전율, ϵ_k 은 제k 레이어의 상대 유전율, $\Delta\eta$ 은 제k+1 레이어 및 제k 레이어 간의 고유 임피던스 차이를 나타낼 수 있다. 상술한 수학식 6에서 분자의 차이가 도미넌트(dominant)하므로, 하기 수학식 7과 같이 근사화될 수 있다.

[74] [수학식 7]

$$\Delta\eta \propto (\sqrt{\epsilon_{k+1}} - \sqrt{\epsilon_k})$$

[75] 다시 말해, 상술한 수학식 5를 참조하면, 상대 유전율이 작을수록 단일 레이어의 임피던스가 커지고, 반사율이 커질 수 있다. 상술한 수학식 6 및 수학식 7을 참조하면, 직관적으로 다중 레이어에서 레이어의 임피던스의 차가 클수록 슈퍼스트레이트 내에서 전자기파가 전파되는 동안 반사 계수가 증가할 수 있다. 반대로, 다중 레이어에서 레이어들 간의 고유 임피던스 차이가 최소화될수록 반사 계수가 감소될 수 있다.

[76] 일 실시예에 따르면 슈퍼스트레이트에서 안테나 소자에 인접한 제1 부분들 간의 제1 유전율 차이는 제1 부분들보다 안테나 소자로부터 멀리 배치된 제2 부분들 간의 제2 유전율 차이보다 작을 수 있다. 예를 들어, 슈퍼스트레이트의 상대 유전율 증가 정도는 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가할 수 있다. 슈퍼스트레이트는, 상대 유전율이 서로 다른 복수의 레이어들을 포함할 수 있다. 복수의 레이어들에서 안테나 소자로부터 먼 레이어의 상대 유전율은 안테나 소자에 인접한 레이어의 상대 유전율보다 높을 수 있다. 슈퍼스트레이트의 복수의 레이어들에서 인접한 레이어들 간의 고유 임피던스 차이들이 균일하게 분포될 수 있다. 고유 임피던스 차이들이 균일하게 분포되면,

슈퍼스트레이트에서 안테나 소자로부터 대상 객체까지 전반적으로 고유 임피던스 차이가 일정하므로 전체 반사 계수가 감소될 수 있다. 고유 임피던스 차이의 균일한 분포를 위한 상대 유전율은 하기 수학식 8과 같이 결정될 수 있다.

[77]

[수학식 8]

$$\epsilon_{r,x} = \left(\frac{|\sqrt{\epsilon_{r,T}} - \sqrt{\epsilon_{r,I}}|}{L} \right)^2 \times x^2$$

[78]

상술한 수학식 8에서 $\epsilon_{r,x}$ 은 슈퍼스트레이트의 시작점으로부터 임의의 거리 x 에 위치된 부위의 상대 유전율을 나타낼 수 있다. $\epsilon_{r,I}$ 는 슈퍼스트레이트의

시작점의 상대 유전율로서, 예를 들어, 안테나 레이어의 상대 유전율을 나타낼 수 있다. $\epsilon_{r,T}$ 는 슈퍼스트레이트의 종단점의 상대 유전율로서, 예를 들어,

대상 객체의 상대 유전율을 나타낼 수 있다. 슈퍼스트레이트의 시작점은 안테나 소자에 의해 방사된 전자기파가 입사되는 최초 지점을 나타낼 수 있고, 슈퍼스트레이트의 종단점은 전자기파가 슈퍼스트레이트로부터 방출되는 마지막 지점을 나타낼 수 있다. L 은 슈퍼스트레이트의 총 두께에 대응하는 길이를 나타낼 수 있다. 일 실시예에 따르면 슈퍼스트레이트의 부위 별 상대 유전율은 상술한 수학식 8과 같이 전자기파의 방사 지점의 상대 유전율의 제곱근 및 목표 지점의 상대 유전율의 제곱근 간의 차이의 절대값을 총 두께로 나눈 값의 제곱과 안테나 소자로부터 임의의 부위까지의 거리의 제곱에 비례할 수 있다. 다시 말해, 도 4에 도시된 바와 같이, 슈퍼스트레이트의 부위 별 상대 유전율은 시작점으로부터 해당 부위까지의 거리와 관련된 이차 함수 곡선(420)을 따라 결정될 수 있다.

[79]

아래 수학식 9는 슈퍼스트레이트가 레이어들로 구성되는 경우 레이어 인덱스 별 상대 유전율을 설명한다.

[80]

[수학식 9]

$$\epsilon_{r,n} = \left(\frac{n|\sqrt{\epsilon_{r,T}} - \sqrt{\epsilon_{r,I}}|}{N} \right)^2$$

[81]

상술한 수학식 9에서 $\epsilon_{r,n}$ 은 제 n 레이어의 상대 유전율을 나타낼 수 있다. n 은 레이어 인덱스로서 1이상 N 이하의 정수일 수 있다. N 은 슈퍼스트레이트에 포함된 레이어들의 총 개수로서 1이상의 정수일 수 있다. $\epsilon_{r,I}$ 는

슈퍼스트레이트의 시작점의 상대 유전율로서, 예를 들어, 안테나 레이어의 상대 유전율을 나타낼 수 있다. $\epsilon_{r,T}$ 는 슈퍼스트레이트의 종단점의 상대

유전율로서, 예를 들어, 대상 객체의 상대 유전율을 나타낼 수 있다.

- [82] 일 실시예에 따르면 슈퍼스트레이트에 있어서 복수의 레이어들 중 적어도 한 레이어는, 전자기파의 방사 지점의 상대 유전율의 제공근 및 목표 지점의 상대 유전율의 제공근 간의 차이, 레이어의 배치 순서, 및 복수의 레이어들의 총 개수에 기초하여 결정된 상대 유전율을 가질 수 있다. 상술한 수학식 9는 레이어 별로 임피던스 차이가 일정하게 설계한다고 가정하여 도출된 것이다.

슈퍼스트레이트의 전체에서 임피던스가 균일하게 구현될 수 있는 바, 여러 소재로 레이어들이 구성되었지만 마치 단일 소재로 구현된 것처럼 해석될 수 있다. 따라서, 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트를 이용한 바이오 센서는 보다 안정적으로 전자기파를 방사 및 센싱할 수 있다.

- [83] 도 4는 상대 유전율의 선형 분포(410), 이차 함수 곡선(420), 및 수학식 9에 따른 분포(425)에 관한 그래프(400)를 도시한다. 그래프(400)의 세로 축은 상대 유전율을 나타내고, 그래프(400)의 가로 축은 레이어 인덱스를 나타낼 수 있다. 다만, 그래프(400)의 가로축을 이로 한정하는 것은 아니고, 슈퍼스트레이트의 시작점으로부터 슈퍼스트레이트 내 임의의 지점까지의 거리를 나타낼 수도 있다.

- [84] 예를 들어, 그래프(400)에서 시작점의 상대 유전율이 1이고, 종단점의 상대 유전율이 100이라고 가정할 때, 슈퍼스트레이트가 총 8개의 레이어들을 포함하는 예시를 설명한다. 슈퍼스트레이트의 복수의 레이어들의 상대 유전율이 선형 분포(410)를 따라 결정될 경우, 제1 레이어의 상대 유전율은 12, 제2 레이어의 상대 유전율은 23, 제3 레이어의 상대 유전율은 34, 제4 레이어의 상대 유전율은 45, 제5 레이어의 상대 유전율은 56, 제6 레이어의 상대 유전율은 67, 제7 레이어의 상대 유전율은 78, 제8 레이어의 상대 유전율은 89일 수 있다. 반면, 상술한 수학식 9에 따른 분포(425)에 기초하여 결정된 슈퍼스트레이트의 레이어들의 상대 유전율들은 제1 레이어부터 제8 레이어까지 순차적으로 1.27, 5.06, 11.39, 20.25, 31.64, 45.56, 62.02, 및 81일 수 있다.

- [85] 여기서, 선형 분포(410)에서는 제1 레이어 및 제2 레이어 간의 상대 유전율 차이는 11이고, 제8 레이어 및 대상 객체 간의 상대 유전율 차이도 11로서 동일하다. 다만, 앞서 수학식 3에서 설명한 바와 같이 반사 계수는 경계면에 인접한 매체들(예를 들어, 두 레이어들)의 상대 유전율의 제공근 차이의 제곱에 비례할 수 있다. 예를 들어, 선형 분포(410)에서는 제1 레이어 및 제2 레이어 간의 반사 계수는 $|\sqrt{23} - \sqrt{11}|^2 = 1.48$ 에 비례하지만, 제8 레이어 및 대상 객체

간의 반사 계수는 $|\sqrt{100} - \sqrt{89}|^2 = 0.32$ 에 비례할 수 있다. 다시 말해, 상대

유전율 차이가 동일하더라도, 반사 계수는 상대 유전율의 제공근의 차이의 제곱에 따라 결정되기 때문에 상대 유전율 값이 작은 경우의 반사 계수가 상대적으로 크게 나타날 수 있다.

- [86] 반면, 수학식 9에 따른 분포(425)에서는 제1 레이어 및 제2 레이어 간의 상대 유전율 차이가 3.79이고, 제8 레이어 및 대상 객체 간의 상대 유전율 차이는 19이다. 수학식 9에 따른 분포(425)에서는 제1 레이어 및 제2 레이어 간의 반사 계수가 $|\sqrt{5.06} - \sqrt{1.27}|^2 = 1.262$ 에 비례할 수 있다. 수학식 9에 따른

분포(425)에서는 제8 레이어 및 대상 객체 간의 반사 계수는

$$|\sqrt{100} - \sqrt{81}|^2 = 1 \quad \text{에 비례할 수 있다. 따라서 슈퍼스트레이트에서 안테나}$$

소자에 인접한 제1 부분들 간의 제1 유전율 차이는 제1 부분들보다 안테나 소자로부터 멀리 배치된 제2 부분들 간의 제2 유전율 차이보다 작더라도, 반사 계수는 전반적으로 균일하게 형성될 수 있다.

- [87] 대부분의 전자기파 반사는 매질에 입사한 초반부에 발생하고, 반사 계수는 상대 유전율의 제곱근의 차이의 제곱에 따라 결정되기 때문에 슈퍼스트레이트로 전자기파가 입사한 초반 지점에서의 유전율 차이가 작고 후반 지점으로 갈수록 유전율 차이가 증가하는 구성에 의해 전자기파 반사가 최소화될 수 있다.

- [88] 전자기파가 진행하면서 위상이 바뀔 수 있는데, 슈퍼스트레이트의 두께가 두꺼우면 역위상 등에 의한 상쇄가 발생할 수 있다. 이러한 역위상에 의한 상쇄를 방지하기 위해 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트의 각 레이어는 안테나 소자에 의해 목표 주파수로 방사되는 전자기파의 반파장 미만의 두께로 형성될 수 있다. 또한, 슈퍼스트레이트는 안테나 소자에 의해 목표 주파수로 방사되는 전자기파의 반파장에 대응하는 두께로 형성될 수 있다. 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 슈퍼스트레이트의 총 두께는 아래 수학식10과 같이 결정될 수도 있다.

- [89] [수학식 10]

$$\sum_{n=1}^N t_n \ll \lambda_0$$

- [90] 상술한 수학식 10에서 t_n 은 제 n 레이어의 두께를 나타낼 수 있고, λ_0 는 안테나 소자의 공진 주파수에 대응하는 파장을 나타낼 수 있다. 슈퍼스트레이트의 총 두께는 안테나 소자의 공진 주파수에 대응하는 파장보다 아주 작게 설계될 수 있다. 예를 들어, 슈퍼스트레이트의 총 두께는 공진 주파수에 대응하는 파장의 1/10 이하일 수 있다.

- [91] 도 5 및 도 6은 일 실시예에 따른 슈퍼스트레이트에 의한 반사 계수 및 투과 계수의 개선을 설명한다.

- [92] 도 5의 그래프(500)에서는 도 4에서 상술한 선형 분포에 따른 반사 레벨(510) 및 수학식 9에 대응하는 분포에 따른 반사 레벨(520)이 도시된다. 도시된 바와 같이, 수학식 9에 대응하는 분포에 따른 반사 레벨(520)은 선형 분포에 따른 반사

레벨(510) 대비 47.98% 정도 전파 투과도가 개선될 수 있다.

- [93] 도 6의 그래프(600)에서는 슈퍼스트레이트를 구성하는 레이어 개수의 증가에 따른 투과성(transmittance)을 도시한다. 레이어 개수가 증가할수록 투과성이 증가할 수 있다. 다시 말해, 슈퍼스트레이트를 구성하는 레이어들이 촘촘하게 배치될수록, 슈퍼스트레이트에서 부위 별 유전율 차이가 감소함으로써 투과성이 개선될 수 있다.
- [94] 도 7 및 도 8은 일 실시예에 따른 접착 레이어의 배치를 설명하는 도면이다.
- [95] 일 실시예에 따르면 바이오 센서(700, 800)는 안테나 레이어(710, 810) 및 슈퍼스트레이트(720, 820)를 포함할 수 있다. 슈퍼스트레이트(720, 820)는 복수의 레이어들을 포함할 수 있다. 복수의 레이어들 중 한 레이어는 대상 객체에 접촉할 수 있다.
- [96] 예를 들어, 도 7에 도시된 바와 같이 대상 객체에 접촉하는 레이어는 접착 레이어(adhesive layer)(740)일 수 있다. 접착 레이어(740)는 적어도 일면이 접착성인(adhesive)인 레이어로서, 대상 객체에 부착(attach)될 수 있다. 접착 레이어의 상대 유전율도 상술한 수학식 8 내지 수학식 9에 따라 결정될 수 있다.
- [97] 다만, 대상 객체에 접촉하는 레이어를 접착 레이어로 한정하는 것은 아니고, 비접착(non-adhesive) 레이어일 수도 있다. 이 경우, 도 8에 도시된 바와 같이 슈퍼스트레이트의 측부에 접착부(adhesive unit)(840)가 연결될 수 있다. 접착부(840)는 접착력이 약해지면, 사용자에게 의해 교환될 수도 있다. 따라서, 사용자는 접착부(840)만 교체하면서, 안테나 레이어(810) 및 슈퍼스트레이트(820)를 포함하는 바이오 센서(800)를 반영구적으로 사용할 수 있다.
- [98] 접착 레이어(740) 및/또는 접착부(840)가 대상 객체에 부착됨으로써, 접착 레이어(740) 및/또는 접착부(840)는 슈퍼스트레이트(720, 820)의 일면이 대상 객체에 접촉되게 고정할 수 있다.
- [99] 도 9 및 도 10은 일 실시예에 따른 바이오 센서에 의한 전파 투과 레벨을 설명하는 도면이다.
- [100] 일 실시예에 따른 바이오 센서(900)는 안테나 소자(910) 및 슈퍼스트레이트(920)를 포함할 수 있다. 안테나 소자(910)에 의해 형성되는 빔 패턴(950)은 슈퍼스트레이트(920)를 통과할 수 있다. 앞서 설명한 바와 같이, 안테나 소자의 상대 유전율 2로부터 표피층의 상대 유전율 42까지 유전율의 급격한 변화가 최소화되도록, 슈퍼스트레이트(920)는 점진적인 상대 유전율로 구성된 레이어들을 포함할 수 있다.
- [101] 도 9는 목표 주파수 별 전기 세기(E-field strength)의 체내 깊이별 감쇠 정도(980)를 도시한다. 목표 주파수는 바이오 센서를 동작시키고자 하는 주파수로서, 예를 들어, 안테나 소자의 공진 주파수에 대응할 수 있다. 일 실시예에 따른 바이오 센서는 안테나 소자의 공진 주파수가 각각 2GHz, 6GHz, 및 10GHz인 경우에도, 대상 객체(990)의 피부를 투과하여 지방, 혈관 너머

근육층까지 전자기파를 도달시킬 수 있다. 다시 말해, 바이오 센서는 표피층에서의 전계 감쇄를 최소화함으로써 전자기파의 침투 깊이를 개선할 수 있다.

- [102] 슈퍼스트레이트(920)가 없는 센서(1011)에 의해 도달 가능한 전자기파 침투 깊이(1021)보다, 슈퍼스트레이트(920)를 포함하는 바이오 센서(1012)에 의해 도달 가능한 전자기파 침투 깊이(1022)가 더 깊을 수 있다.
- [103] 도 11은 일 실시예에 따른 바이오 센싱 시스템을 도시한다.
- [104] 일 실시예에 따른 바이오 센싱 시스템(1100)은 외부 생체 센서(1110) 및 내부 생체 센서(1120)를 포함할 수 있다. 외부 생체 센서(1110)는 도 1 내지 도 10에서 설명한 바이오 센서일 수 있다.
- [105] 외부 생체 센서(1110)는 대상 객체를 향해 전자기파를 방사하는 안테나 소자 및 상대 유전율이 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가하는 슈퍼스트레이트(superstrate)를 포함할 수 있다. 외부 생체 센서(1110)는 전자기파를 통해 체내 생체 센서(1120)와 통신을 수립할 수 있다. 외부 생체 센서(1110)는 슈퍼스트레이트를 기준으로 안테나 소자의 반대편에 접지 레이어가 배치되고, 안테나 소자, 슈퍼스트레이트, 및 접지 레이어를 수용하는 하우징을 포함할 수 있다.
- [106] 내부 생체 센서(1120)는 대상 객체 내부에 배치되고, 외부 생체 센서(1110)와 통신을 수립할 수 있다. 내부 생체 센서(1120)는 피부(1191) 아래의 피하층(1192)에 삽입 및/또는 이식(implanted)될 수 있다. 외부 생체 센서(1110)는 내부 생체 센서(1120)와 무선으로 통신을 수립할 수 있다. 피하에 이식된 내부 생체 센서(1120)는 혈관(1193) 및 피하층(1192)에 존재하는 대상 피분석물(1180)을 모니터링할 수 있다. 예를 들어, 내부 생체 센서(1120)는 주변 대상 피분석물(1180)의 농도 변화에 따라 공진 주파수가 변화하는 공진기 조립체를 포함할 수 있고, 공진기 조립체의 공진 주파수를 모니터링함으로써 대상 피분석물(1180)과 연관된 추가 생체 데이터(additional bio-metric data)를 결정할 수 있다. 내부 생체 센서(1120)는 대상 피분석물(1180)의 농도에 대응하는 추가 생체 데이터를 체내에서 획득 및 수집할 수 있고, 추가 생체 데이터를 체외의 외부 생체 센서(1110)로 전송할 수 있다. 추가 생체 데이터는 대상 피분석물(1180)의 농도 및/또는 양과 관련된 데이터로서, 예를 들어, 상술한 바와 같이 피분석물(1180)의 농도에 대응하는 상대 유전율과 관련된 파라미터일 수 있다. 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 생체 데이터는 피분석물(1180)의 농도에 대응하는 공진 주파수, 공진 주파수를 산출하기 위한 산란 파라미터, 및 산란 파라미터에 대응하는 주파수 응답 특성 등을 포함할 수도 있다. 내부 생체 센서(1120)는 무선 통신을 통해 외부 생체 센서(1110)로 추가 생체 데이터를 전송할 수 있다. 더 나아가, 외부 생체 센서(1110)는 내부 생체 센서(1120)로부터 전력을 무선으로 공급할 수 있다. 내부 생체 센서(1120)는 무선 전송된 전력을 이용하여 생체 데이터를 모니터링할 수 있다.

- [107] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.
- [108] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 청구범위의 범위에 속한다.

청구범위

- [청구항 1] 바이오 센서에 있어서,
대상 객체(target object)를 향해 전자기파를 방사하는 안테나 소자; 및
상기 안테나 소자로부터 방사된 전자기파를 상기 대상 객체로 전달하고,
상대 유전율(relative permittivity)이 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록
증가하는 슈퍼스트레이트(superstrate);
를 포함하는 바이오 센서.
- [청구항 2] 제1항에 있어서,
상기 대상 객체를 향해 방사된 상기 전자기파에 기초하여 상기 대상 객체
내의 대상 피분석물과 관련된 생체 정보를 결정하는 제어부
를 더 포함하는 바이오 센서.
- [청구항 3] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트에서 상기 안테나 소자에 인접한 제1 부분들 간의
제1 유전율 차이는 상기 제1 부분들보다 상기 안테나 소자로부터 멀리
배치된 제2 부분들 간의 제2 유전율 차이보다 작은,
바이오 센서.
- [청구항 4] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트의 상대 유전율 증가 정도는 상기 안테나
소자로부터 멀어질수록 증가하는,
바이오 센서.
- [청구항 5] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트는,
상대 유전율이 서로 다른 복수의 레이어들을 포함하는,
바이오 센서.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,
상기 복수의 레이어들에서 상기 안테나 소자로부터 먼 레이어의 상대
유전율은 상기 안테나 소자에 인접한 레이어의 상대 유전율보다 높은,
바이오 센서.
- [청구항 7] 제5항에 있어서,
상기 복수의 레이어들에서 인접한 레이어들 간의 고유 임피던스
차이들이 균일하게 분포되는,
바이오 센서.
- [청구항 8] 제5항에 있어서,
상기 복수의 레이어들 중 적어도 한 레이어는,
상기 전자기파의 방사 지점의 상대 유전율의 제공근 및 목표 지점의 상대
유전율의 제공근 간의 차이, 레이어의 배치 순서, 및 상기 복수의
레이어들의 총 개수에 기초하여 결정된 상대 유전율을 가지는,

- 바이오 센서.
- [청구항 9] 제5항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트는,
상기 안테나 소자를 기준으로 상기 슈퍼스트레이트의 반대편에 배치되는
접지 레이어
를 더 포함하고,
상기 복수의 레이어들 중 상기 안테나 소자에 접촉한 레이어는 상기 접지
레이어의 상대 유전율 및 상기 대상 객체의 상대 유전율 사이에 대응하는
범위 내의 상대 유전율을 가지는,
바이오 센서.
- [청구항 10] 제5항에 있어서,
상기 복수의 레이어들 중 상기 대상 객체에 접촉한 레이어는 상기 대상
객체의 상대 유전율과 동일하거나 유사한 상대 유전율을 가지는,
바이오 센서.
- [청구항 11] 제10항에 있어서,
상기 대상 객체에 접촉한 레이어는,
인체 피부에 대응하는 상대 유전율을 가지는,
바이오 센서.
- [청구항 12] 제5항에 있어서
상기 슈퍼스트레이트의 각 레이어는 상기 안테나 소자에 의해 목표
주파수로 방사되는 전자기파의 반파장 미만의 두께로 형성된,
바이오 센서.
- [청구항 13] 제1항에 있어서
상기 슈퍼스트레이트는 상기 안테나 소자에 의해 목표 주파수로
방사되는 전자기파의 반파장에 대응하는 두께로 형성된,
바이오 센서.
- [청구항 14] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트는,
상기 대상 객체에 접촉하면서, 상기 대상 객체에 부착(attach)되는 접착
레이어
를 더 포함하는 바이오 센서.
- [청구항 15] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트의 측부에 연결되고, 상기 대상 객체에 부착되는
접착부
를 더 포함하는 바이오 센서.
- [청구항 16] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트의 각 레이어의 소재는
폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE, Polytetrafluoroethylene) 기반

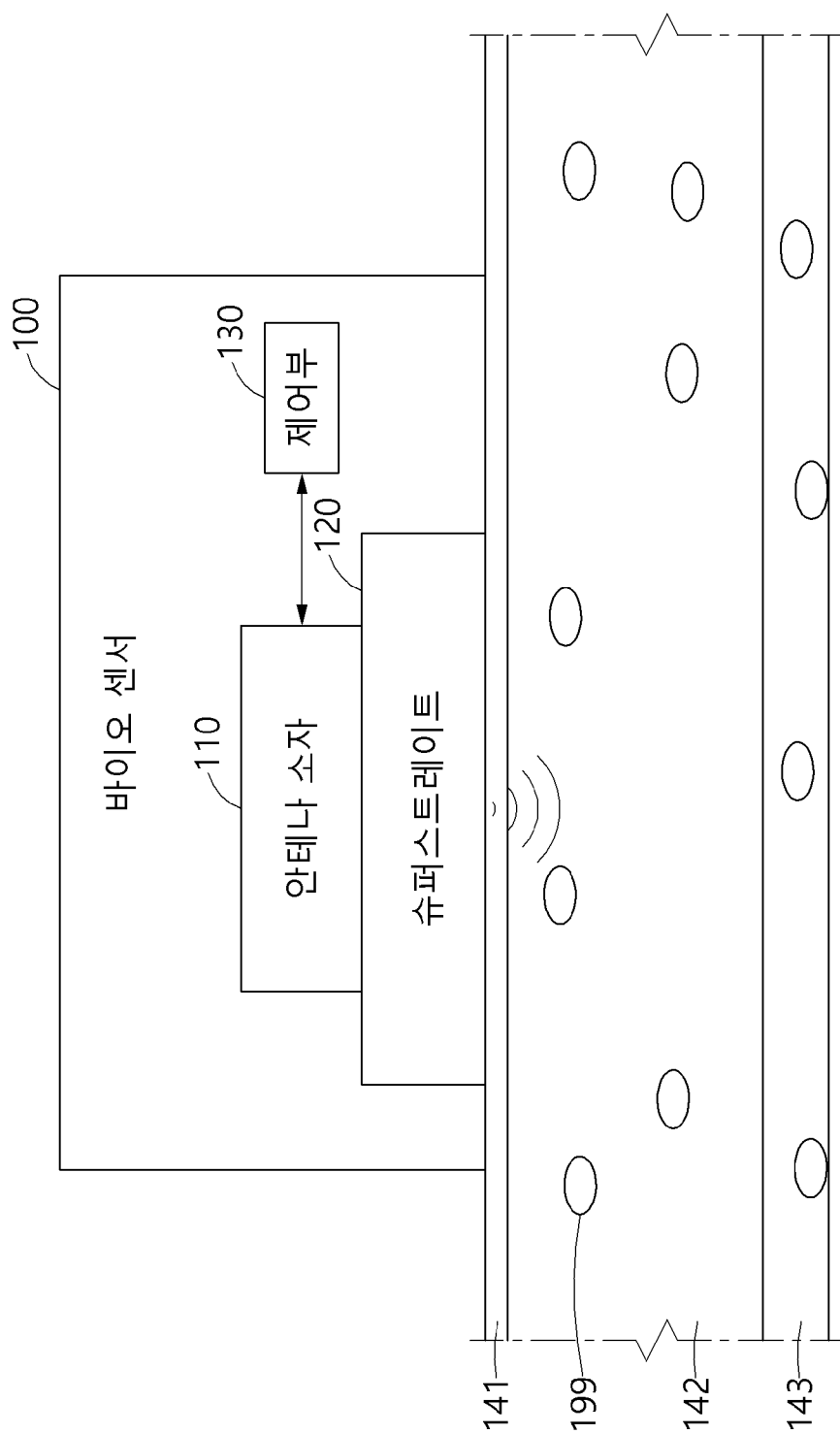
복합체(composite), 유기 세라믹 라미네이트(organic ceramic laminate), 및 불소화 에틸렌 프로필렌(FEP, Fluorinated Ethylene Propylene) 중 하나 이상의 소재를 포함하는,
바이오 센서.

[청구항 17] 제1항에 있어서,
상기 전자기파를 통해 체내 센서와 통신을 수립하는,
바이오 센서.

[청구항 18] 제1항에 있어서,
상기 슈퍼스트레이트를 기준으로 상기 안테나 소자의 반대편에 접지 레이어가 배치되고, 상기 안테나 소자, 상기 슈퍼스트레이트, 및 상기 접지 레이어를 수용하는 하우징
를 더 포함하는 바이오 센서.

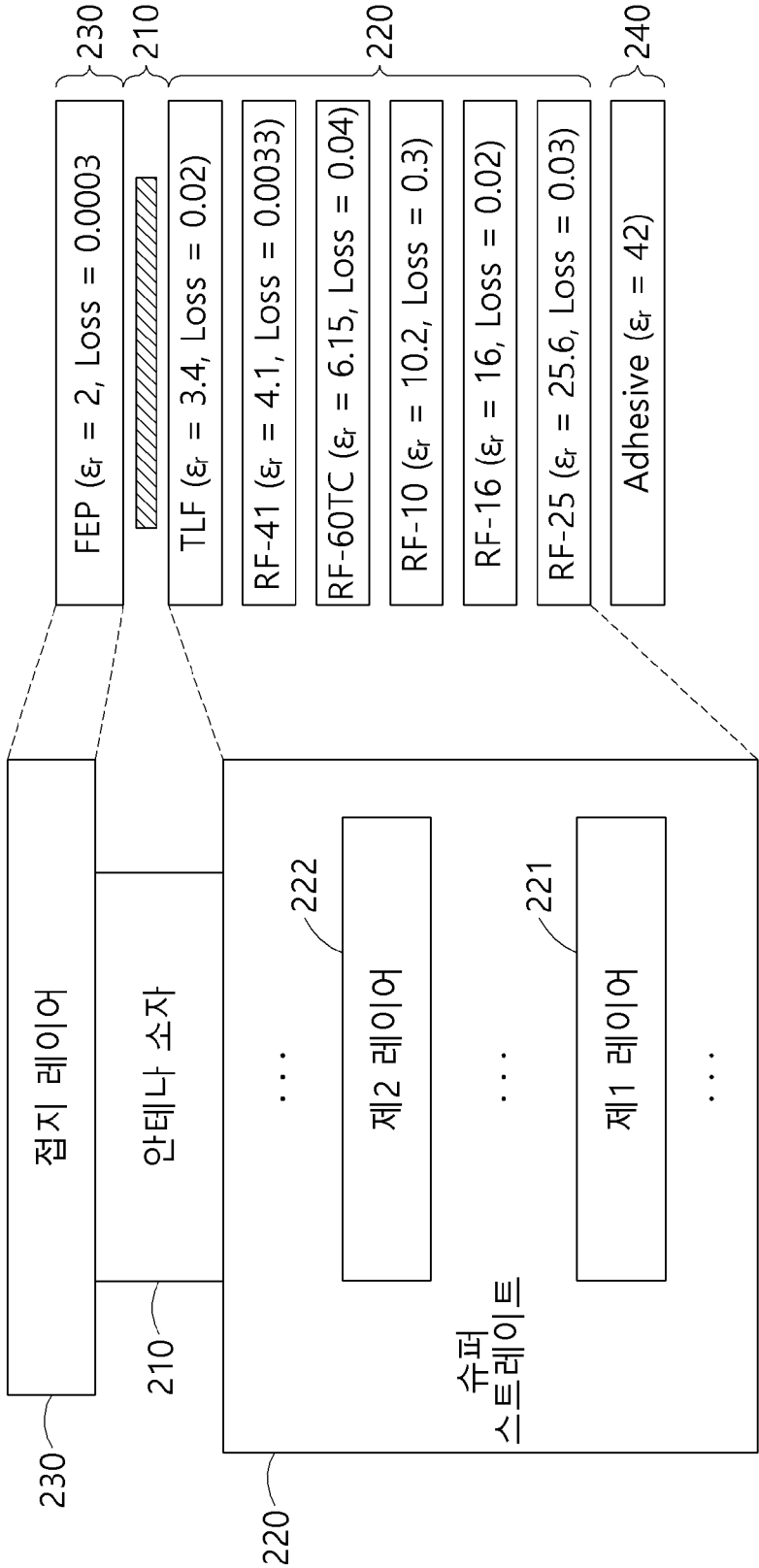
[청구항 19] 바이오 센싱 시스템에 있어서,
대상 객체를 향해 전자기파를 방사하는 안테나 소자 및 상대 유전율이 상기 안테나 소자로부터 멀어질수록 증가하는
슈퍼스트레이트(superstrate)를 포함하는 외부 생체 센서; 및
상기 대상 객체 내부에 배치되고, 상기 외부 생체 센서와 통신을 수립하는
내부 생체 센서
를 포함하는 바이오 센싱 시스템.

[도1]

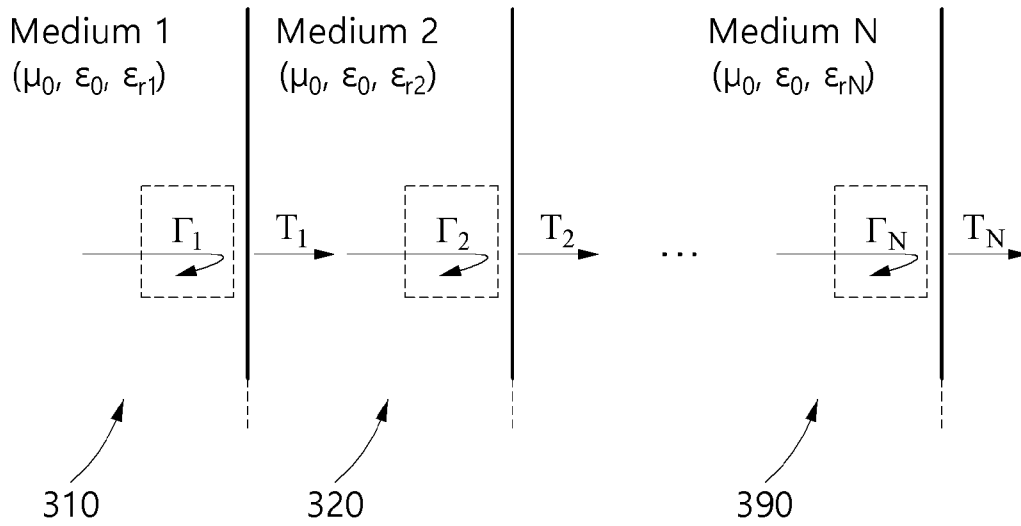


[도2]

200

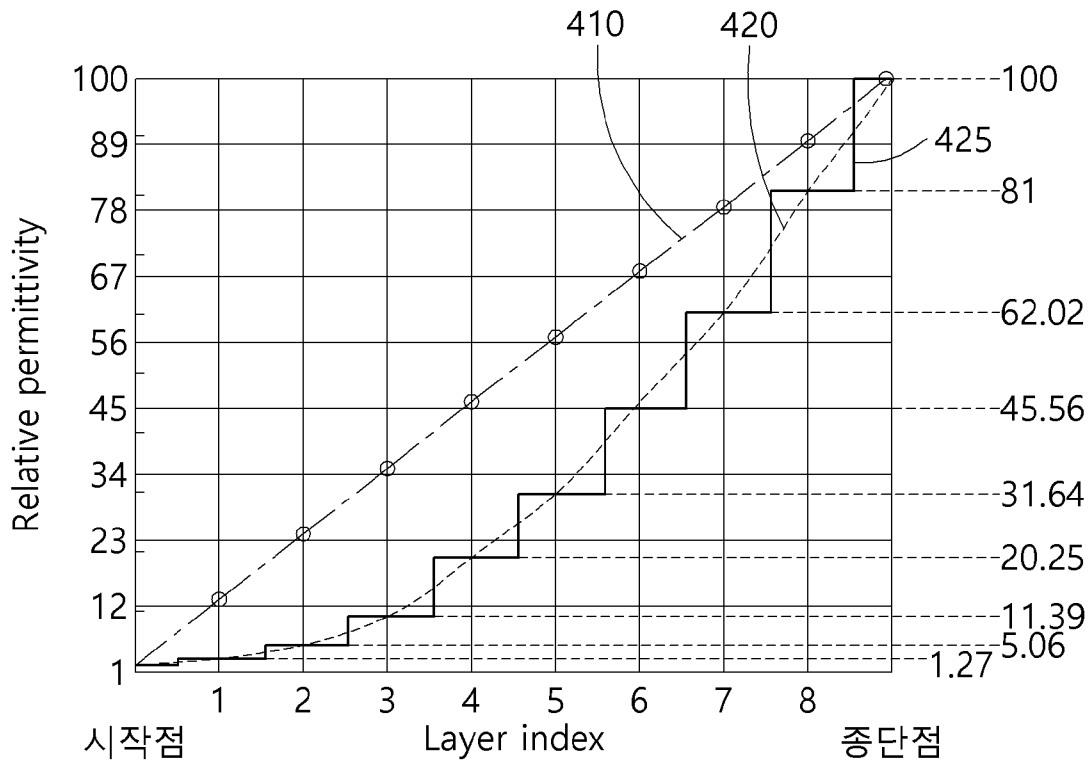


[도3]

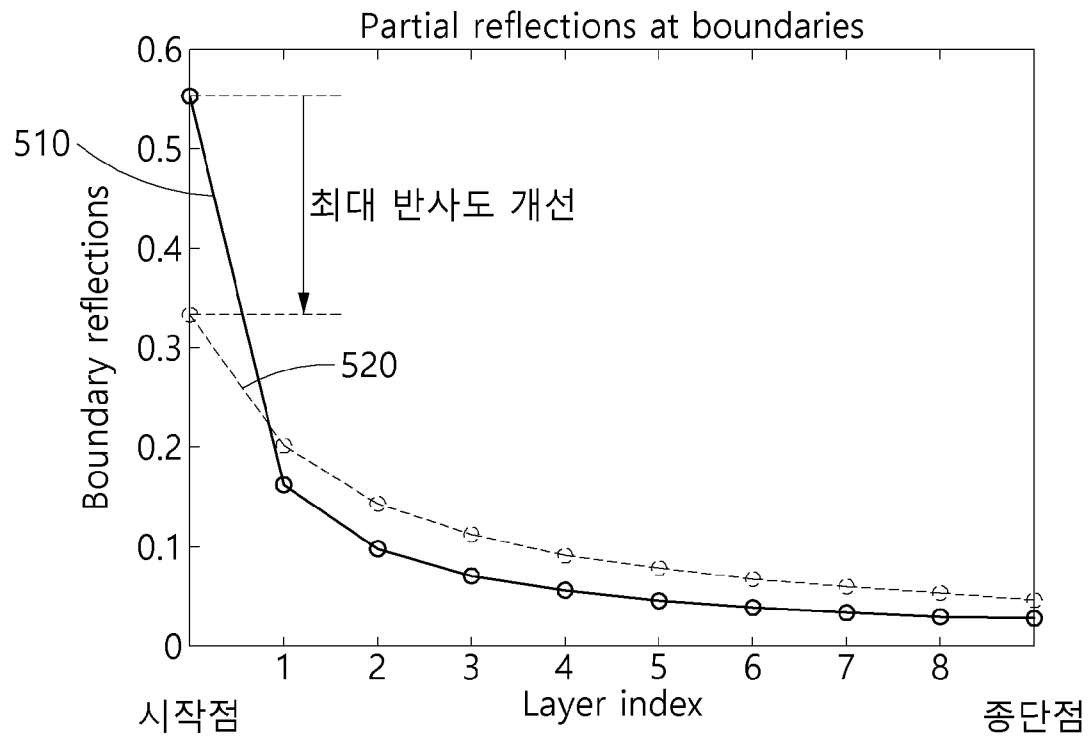


[도4]

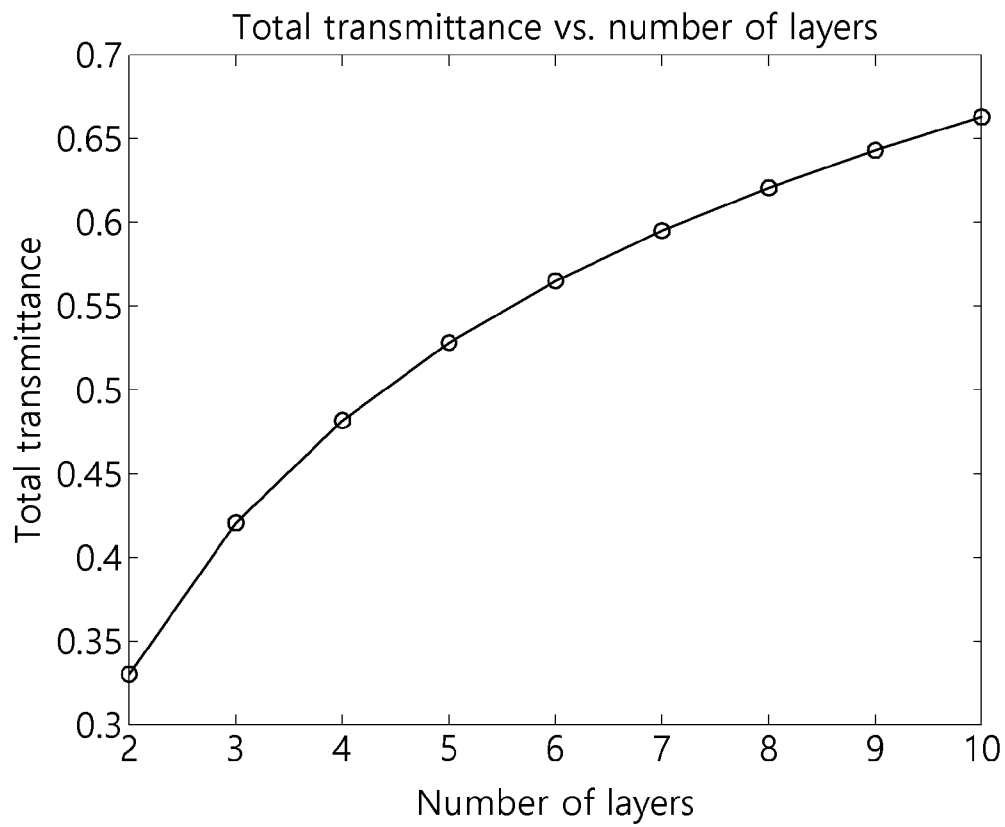
400



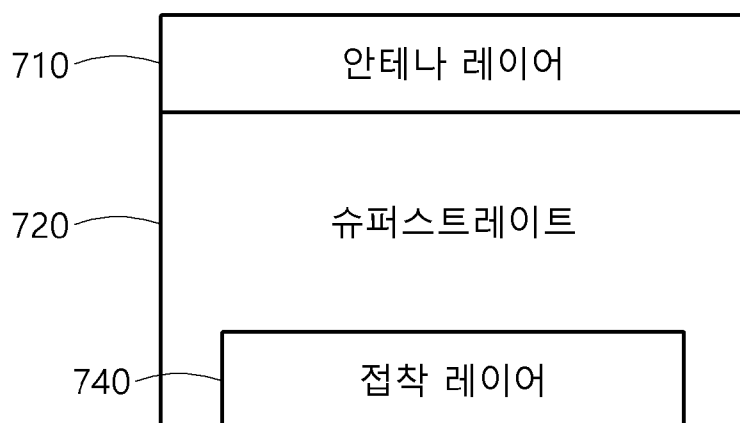
[도5]

500

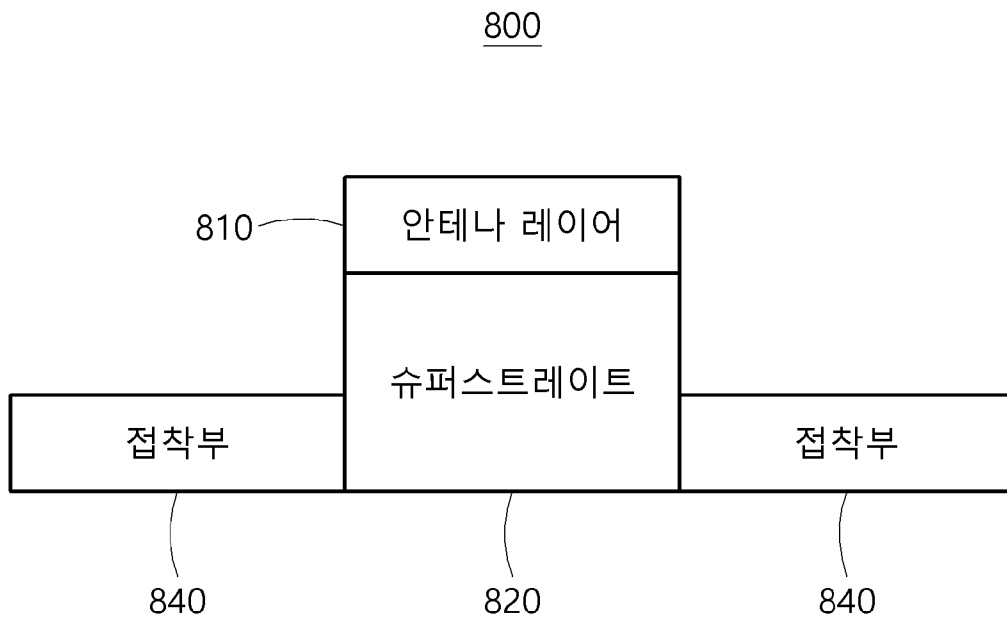
[도6]

600

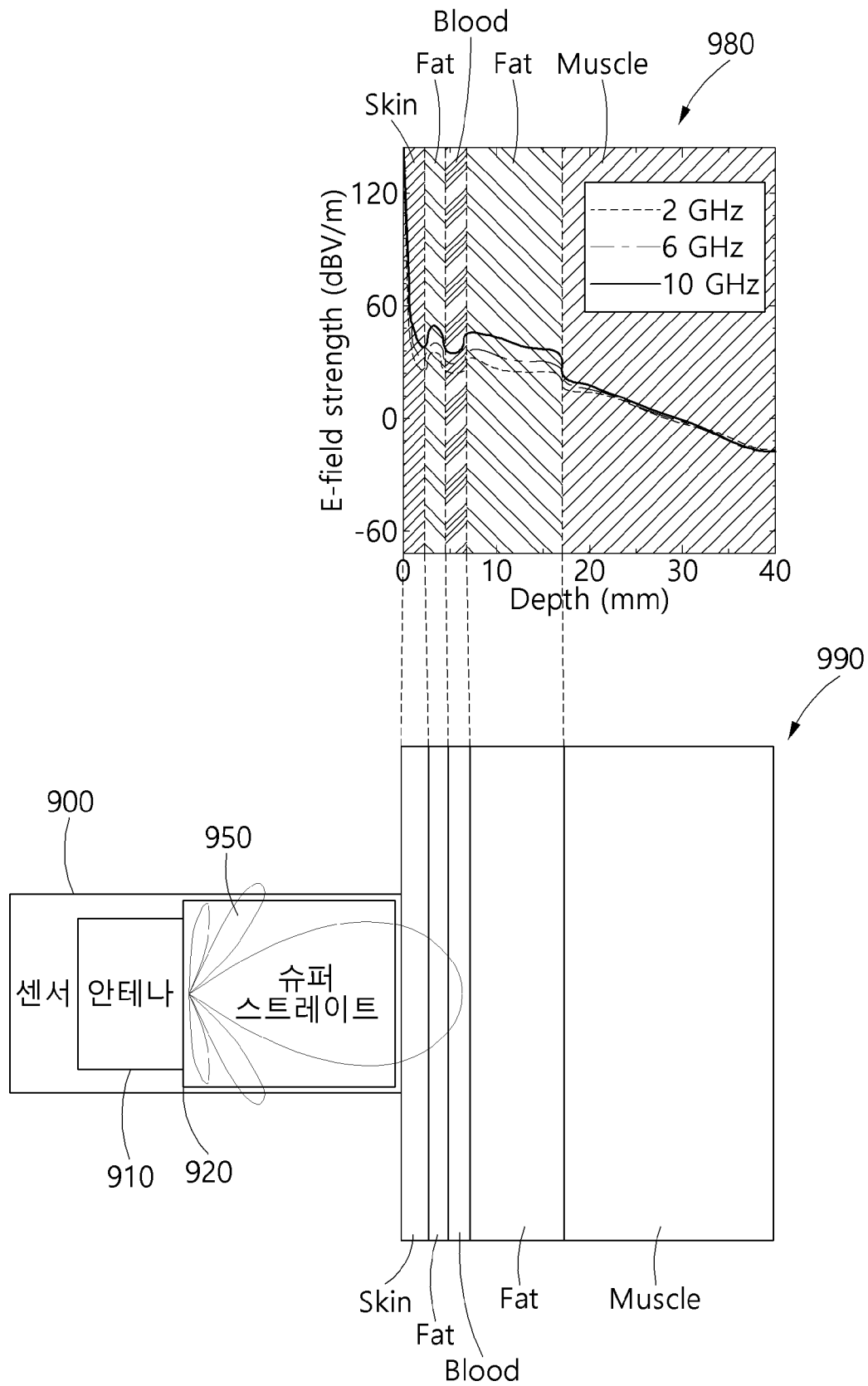
[도7]

700

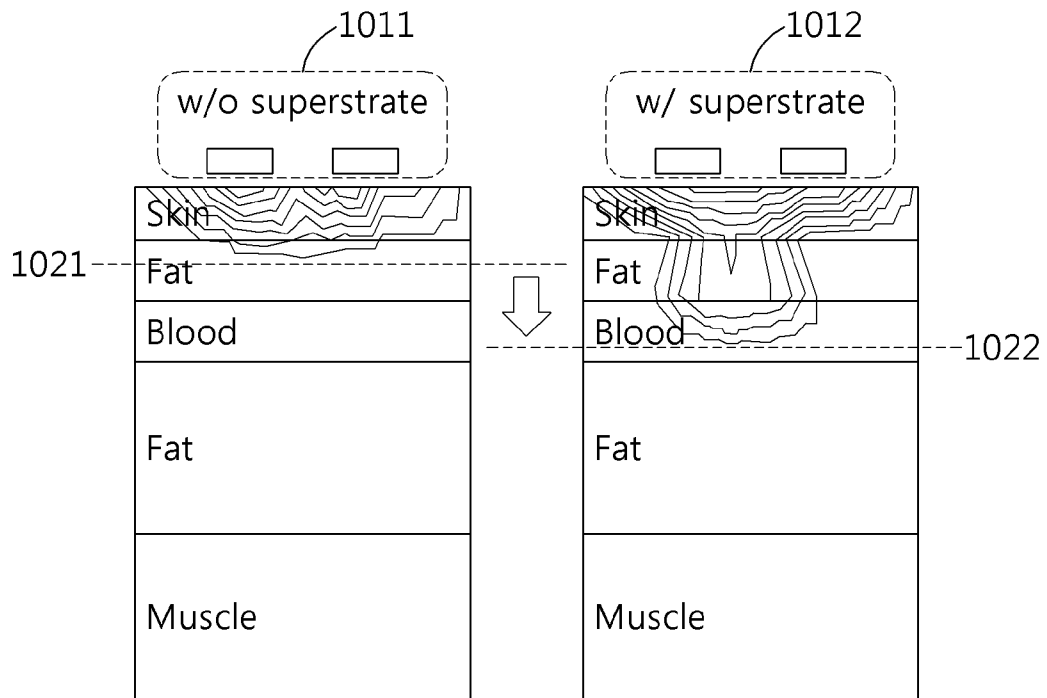
[도8]



[도9]

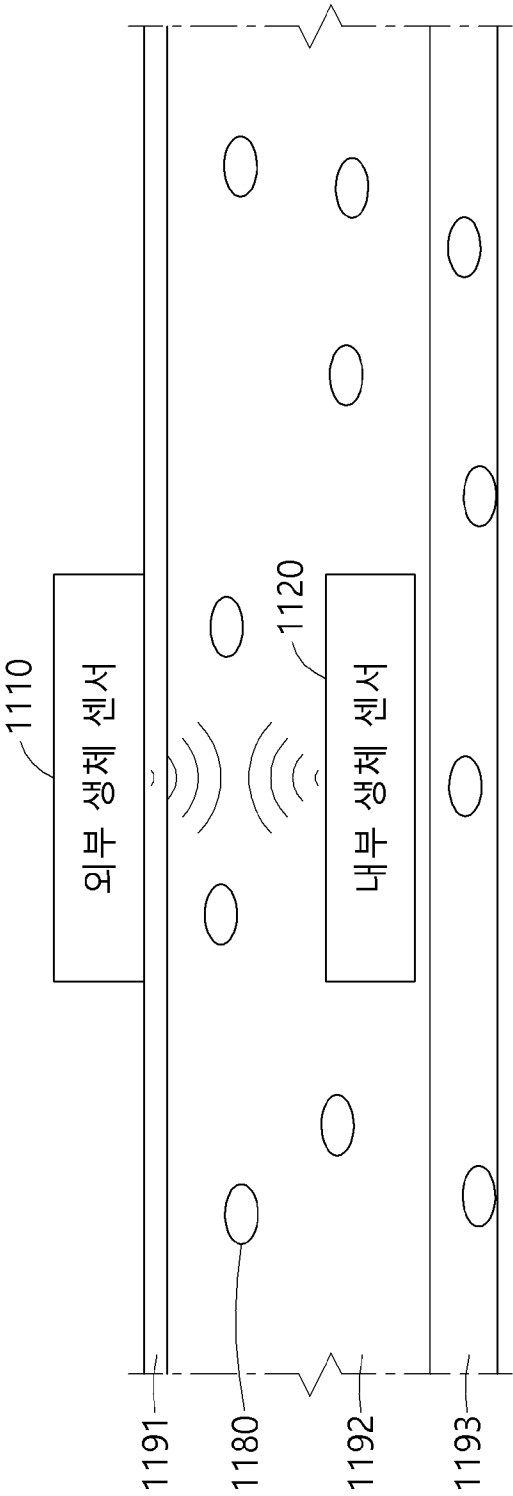


[도10]



[도11]

1100



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2020/011322

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/05(2006.01)i; A61B 5/145(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i; A61B 5/155(2006.01)i; A61B 5/15(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/05(2006.01); H01Q 1/38(2006.01); H01Q 1/52(2006.01); H01Q 21/06(2006.01); H01Q 9/27(2006.01);
H01Q 9/44(2006.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean utility models and applications for utility models: IPC as above
Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & keywords: 바이오 센서(biosensor), 안테나 소자(antenna element), 슈퍼스트레이트(superstrate), 상대 유전율(relative permittivity), 전자기파(electromagnetic pulse), 제어부(controller), 고유 임피던스(intrinsic impedance), 접지 레이어(ground layer), 접착 레이어(adhesive layer), 체내 센서(implantable sensor), 통신(communication)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2003-0036674 A1 (BOUTON, C. E.) 20 February 2003 (2003-02-20) See paragraphs [0015]-[0027] and [0067]-[0136]; and figures 1-24.	1-19
Y	US 2010-0109966 A1 (MATEYCHUK, D. N. et al.) 06 May 2010 (2010-05-06) See paragraphs [0002], [0004] and [0025]-[0062]; and figures 1-12.	1-19
A	KR 10-2059329 B1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 26 December 2019 (2019-12-26) See entire document.	1-19
A	KR 10-1952247 B1 (HONGIK UNIVERSITY INDUSTRY-ACADEMIA COOPERATION FOUNDATION) 26 February 2019 (2019-02-26) See entire document.	1-19



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“D” document cited by the applicant in the international application

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 October 2021

Date of mailing of the international search report

18 October 2021

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsaro, Seo-gu, Daejeon 35208

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2020/011322**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-1985132 B1 (IUCF-HYU (INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION HANYANG UNIVERSITY)) 31 May 2019 (2019-05-31) See entire document.	1-19

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2020/011322

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
US	2003-0036674	A1	20 February 2003	AU	2002-327367	A1	17 February 2003
				CA	2455402	A1	06 February 2003
				CA	2470801	A1	06 February 2003
				EP	1414339	A2	06 May 2004
				EP	1414339	B1	25 October 2006
				EP	1647306	A2	19 April 2006
				EP	1647306	A3	26 July 2006
				EP	1647306	B1	21 March 2012
				EP	1834667	A2	19 September 2007
				EP	1834667	A3	09 December 2009
				EP	1834667	B1	23 August 2017
				US	2003-0036713	A1	20 February 2003
				US	7122012	B2	17 October 2006
				US	7591792	B2	22 September 2009
				WO	03-009752	A2	06 February 2003
				WO	03-009752	A3	20 November 2003
				WO	03-009753	A2	06 February 2003
				WO	2003-009753	A3	15 December 2005
				US	2010-0109966	A1	06 May 2010
				WO	2010-051249	A1	06 May 2010
KR	10-2059329	B1	26 December 2019	US	2014-0225797	A1	14 August 2014
				US	9722315	B2	01 August 2017
KR	10-1952247	B1	26 February 2019	US	11081797	B2	03 August 2021
				US	2020-0235827	A1	23 July 2020
				WO	2019-098439	A1	23 May 2019
KR	10-1985132	B1	31 May 2019	None			

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 5/05(2006.01)i; A61B 5/145(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i; A61B 5/155(2006.01)i; A61B 5/15(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/05(2006.01); H01Q 1/38(2006.01); H01Q 1/52(2006.01); H01Q 21/06(2006.01); H01Q 9/27(2006.01); H01Q 9/44(2006.01) 조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 바이오 센서(biosensor), 안테나 소자(antenna element), 슈퍼스트레이트(superstrate), 상대 유전율(relative permittivity), 전자기파(electromagnetic pulse), 제어부(controller), 고유 임피던스(intrinsic impedance), 접지 레이어(ground layer), 접착 레이어(adhesive layer), 체내 센서(implantable sensor), 통신(communication)		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	US 2003-0036674 A1 (BOUTON, C. E.) 2003.02.20 단락 [0015]-[0027], [0067]-[0136]; 도면 1-24 참조.	1-19
Y	US 2010-0109966 A1 (MATEYCHUK, D. N. 등) 2010.05.06 단락 [0002], [0004], [0025]-[0062]; 도면 1-12 참조.	1-19
A	KR 10-2059329 B1 (삼성전자주식회사) 2019.12.26 전체 문서 참조.	1-19
A	KR 10-1952247 B1 (홍익대학교 산학협력단) 2019.02.26 전체 문서 참조.	1-19
A	KR 10-1985132 B1 (한양대학교 산학협력단) 2019.05.31 전체 문서 참조.	1-19
☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. ☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: “A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 “D” 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2021년10월18일(18.10.2021)		국제조사보고서 발송일 2021년10월18일(18.10.2021)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-481-8578		심사관 박혜련 전화번호 +82-42-481-3463

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
US 2003-0036674 A1	2003/02/20	AU 2002-327367 A1	2003/02/17
		CA 2455402 A1	2003/02/06
		CA 2470801 A1	2003/02/06
		EP 1414339 A2	2004/05/06
		EP 1414339 B1	2006/10/25
		EP 1647306 A2	2006/04/19
		EP 1647306 A3	2006/07/26
		EP 1647306 B1	2012/03/21
		EP 1834667 A2	2007/09/19
		EP 1834667 A3	2009/12/09
		EP 1834667 B1	2017/08/23
		US 2003-0036713 A1	2003/02/20
		US 7122012 B2	2006/10/17
		US 7591792 B2	2009/09/22
		WO 03-009752 A2	2003/02/06
		WO 03-009752 A3	2003/11/20
		WO 03-009753 A2	2003/02/06
		WO 2003-009753 A3	2005/12/15
US 2010-0109966 A1	2010/05/06	WO 2010-051249 A1	2010/05/06
KR 10-2059329 B1	2019/12/26	US 2014-0225797 A1	2014/08/14
		US 9722315 B2	2017/08/01
KR 10-1952247 B1	2019/02/26	US 11081797 B2	2021/08/03
		US 2020-0235827 A1	2020/07/23
		WO 2019-098439 A1	2019/05/23
KR 10-1985132 B1	2019/05/31	없음	