(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0043918
(43) 공개일자 2011년04월28일

(51) Int. Cl.
A61B 5/145 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2009-0100665
(22) 출원일자 2009년10월22일
심사청구일자 2009년10월22일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울 마포구 신수동 1-1 서강대학교
연세대학교 산학협력단
서울 서대문구 신촌동 134 연세대학교
(72) 발명자
이기진
서울특별시 용산구 이태원1동 청화아파트1동 707호
김종철
서울특별시 강동구 명일동 삼익그린2차아파트 603동 809호
김승완
서울특별시 관악구 신림11동 1700번지 라이프아파트 605호
(74) 대리인
지현조

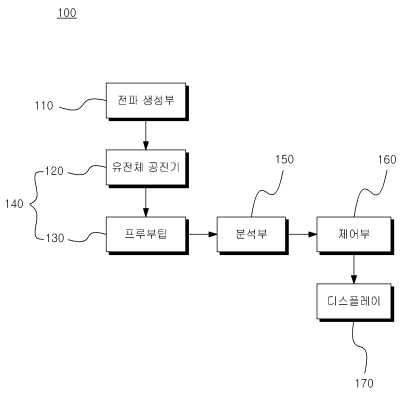
전체 청구항 수 : 총 7 항

(54) 초소형의 혈당 감지센서

(57) 요 약

혈액의 당량을 측정하는 초소형의 혈당 감지센서는 전파를 생성하는 전파 생성부, 전파 생성부로부터 생성된 전파가 전달되는 유전체 공진기, 및 유전체 공진기에 장착되며 유전체 공진기로부터 전달되는 전파를 혈액에 방출하는 프루브팁을 포함하며, 혈관 내에 삽입되는 센서부, 혈액과 상호 작용한 후 프루부팁과 유전체 공진기를 통하여 전달된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 측정하는 분석부, 및 분석부에서 측정된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 이용하여 혈액으로부터 측정된 당량의 정량적 변화에 대한 시각적인 데이터를 생성하는 제어부를 포함한다.

대 표 도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10816
부처명 서울특별시
연구관리전문기관
연구사업명 서울시 산학연 협력사업
연구과제명 나노 기술을 이용한 바이오 융합 산업 혁신 클러스터
기여율
주관기관 연세대학교 산학협력단
연구기간 2007년 08월 01일 ~ 2011년 07월 31일

특허청구의 범위

청구항 1

혈액의 당량을 측정하는 초소형의 혈당 감지센서에 있어서,

전파를 생성하는 전파 생성부;

상기 전파 생성부로부터 생성된 전파가 전달되는 유전체 공진기, 및 상기 유전체 공진기에 장착되며 상기 유전체 공진기로부터 전달되는 전파를 상기 혈액에 방출하는 프루브팁을 포함하며, 혈관 내에 삽입되는 센서부;

상기 혈액과 상호 작용한 후 상기 프루부팁과 상기 유전체 공진기를 통하여 전달된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 측정하는 분석부; 및

상기 분석부에서 측정된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 이용하여 상기 혈액으로부터 측정된 당량의 정량적 변화에 대한 시각적인 데이터를 생성하는 제어부;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 유전체 공진기는 유전체 및 상기 유전체를 둘러싸는 도체를 포함하는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 유전체는 고체로 제공되며, 상기 도체는 상기 유전체의 표면에 코팅되는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 프루브팁은 상기 유전체 공진기 내부로 적어도 일부가 삽입 가능하게 장착되는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 유전체 공진기 내부에 삽입되는 상기 프루브팁의 부피를 변경할 수 있는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 유전체 공진기에 대향한 상기 프루브팁의 상단부는 플레이트 형태로 제공되는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 유전체 공진기는 상기 프루브팁을 측면에서 둘러싸는 가이드 캔을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초소형의 혈당 감지센서.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 전파를 이용한 초소형의 혈당 감지센서에 관한 것으로서, 보다 자세하게는 실시간으로 혈액의 당량을 측정할 수 있는 초소형의 혈당 감지센서에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 현대 성인병인 당뇨병 환자가 현저하게 증가하는 추세에 따라, 그 치료에 필요한 혈당 데이터를 얻기 위해 휴대 가능하고 간편한 혈당측정 장치가 요구되고 있다.

[0003] 혈당량은 일반적으로 혈액 내의 글루코스(glucose)의 양을 통하여 측정한다. 그러나 글루코스는 직접적인 측정이 어렵기 때문에 글루코스를 효소와 반응시켜 그 부산물의 양을 측정하는 간접적인 방법을 통하여 혈당을 측정한다. 크게 글루코스가 효소와 반응하는 과정에서 발생한 전자에 의한 전류를 측정하는 전기화학적 방법과, 효소반응과정에서 색을 나타내는 중간물질을 생성하여 이때 나타난 색을 측정하는 광도측정법으로 나뉜다. 주로 글루코스산화효소(glucose oxidase), 글루코스헥소키나아제(glucose hexokinase), 글루코스탈수소효소(glucose dehydrogenase) 등의 효소가 사용된다.

[0004] 혈당을 측정하는 가장 간단한 방법으로는 체액 속의 혈당에 반응하여 색이 변하도록 그 표면에 상기한 효소가 발라져 있는 시험지가 있으며, 상기한 전기화학적 방법 혹은 광도측정법을 사용하는 혈당측정장치도 있다.

[0005] 다만, 효소 반응에 사용되는 효소들은 단백질로서, 단백 변성 및 활성 저하 등을 피할 수 없어 최장 6개월 정도 밖에 유지할 수 없다는 보존상의 문제가 있다.

[0006] 또한, 상기한 전기화학적 방법 혹은 광도측정법을 사용하는 혈당측정장치는 글루코스 옥시다아제 반응의 생성물에 색소계(pigment system)를 공액시켜 색소 변화를 측정하는 방법으로서 반응이 복잡하고, 반응조건 설정에 많은 제어수단이 요구되므로 고가의 측정장치를 필요로 하며, 채혈 시부터 계측에 이르기까지 일 검체에 대해 10~15분간의 긴 시간을 요하는 단점이 있다.

[0007] 또한, 상술한 시험지나 혈당측정장치는 혈당 측정 시 매번 채혈을 해야 하기 때문에 혈당의 변화를 연속적으로 측정하는 것은 시간상 또는 채혈자의 심리적 거부감을 발생시키는 등의 문제가 있다.

[0008] 이에, 채혈 방식에 의한 시험지나 혈당측정장치의 대안으로서, 전파를 신체 일부에 조사한 후, 반사된 전파로부터 환자의 혈당수치를 측정하는 비침습 센서 기술이 제안되었다. 이러한 기술을 이용한 비침습 센서를 이용하여 채혈 없이 환자의 혈당수치를 간편하게 측정할 수 있으나, 비침습 센서는 피부의 피아지방에서 혈당을 측정하기 때문에 땀이나 온도, 습도의 외부환경에 영향을 많이 받아서, 아직 측정의 정확도나 재현성이 떨어지고 측정오차가 많아 혈당 측정에 대한 신뢰성이 낮다는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0009] 본 발명은 전파를 이용하여 혈액 속의 당량을 측정할 수 있으며, 혈액 속의 혈당 량을 연속적으로 측정할 수 있는 초소형의 혈당 감지센서를 제공한다.

[0010] 본 발명은 혈액에 조사되는 전파가 땀, 온도, 습도 등의 외부환경에 영향을 받지 않아, 혈당 측정의 정확도를 향상시킬 수 있는 초소형의 혈당 감지센서를 제공한다.

과제 해결수단

[0011] 본 발명의 예시적인 일 실시예에 따르면, 혈액의 당량을 측정하는 초소형의 혈당 감지센서는 전파를 생성하는 전파 생성부, 전파 생성부로부터 생성된 전파가 전달되는 유전체 공진기, 및 유전체 공진기에 장착되며 유전체 공진기로부터 전달되는 전파를 혈액에 방출하는 프루브팁을 포함하며, 혈관 내에 삽입되는 센서부, 혈액과 상호작용한 후 프루부팁과 유전체 공진기를 통하여 전달된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 측정하는 분석부, 및 분석부에서 측정된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 이용하여 혈액으로부터 측정된 당량의 정량적 변화에 대한 시각적인 데이터를 생성하는 제어부를 포함한다.

[0012] 유전체 공진기는 유전체(dielectric substance) 및 유전체를 둘러싸는 도체를 포함할 수 있으며, 유전체의 종류에는 특별한 제한이 없으나, 유전체가 공기와 같은 기체인 경우에 도체는 공기를 수용하는 박스 형태로 제공될 수 있으며, 유전체가 예를 들면 바륨 디타네이트(Barium Titanate: BaTiO3), 실리콘, 스트론듐 산화 티타늄 등의 고체인 경우에 도체는 유전체의 표면에 코팅되어 제공될 수 있다. 도체는 은(Ag)과 같이 도전성이 우수한 금속을 사용하는 것이 바람직하다.

[0013] 프루브팁은 일반적인 도체를 이용하여 제조할 수 있으나, 혈액에 직접 닿는 부분이기 때문에 스테인리스(stainless steel)로 제조하는 것이 바람직하다.

[0014] 프루브팁은 유전체 공진기 내부로 적어도 일부가 삽입 가능하게 장착될 수 있으며, 프루브팁이 유전체 공진기에 삽입되는 깊이에 따라서 전파 생성부로부터 유전체 공진기로 전달된 전파의 전파모드가 TE, TM, TEM 모드 등으로 변경될 수 있다. 또한, 프루브팁이 유전체 공진기에 삽입되는 정도에 따라서 유전체 공진기의 공진 주파수 및 임피던스의 조절이 가능하며, 이것은 유전체 공진기 내부를 차지하는 프루브팁의 부피가 변경되면서, 유전체 공진기 안에 저장된 전기장과 자기장의 변화가 일어나기 때문이다.

[0015] 한편, 전파 생성부로부터 생성된 전파는 전파 생성부와 유전체 공진기를 연결하는 입출력선을 따라서 전달될 수 있으며, 반대로, 프푸브팁에서 출사되어 혈액과 상호 작용한 후에 프루브팁과 유전체 공진기를 거친 전파 또한 입출력선을 거쳐 분석부로 전달될 수 있다. 입출력선은 동축선으로 제공될 수 있으며, 각각 별도의 선으로 제공될 수도 있으며, 경우에 따라서 유전체 공진기 및 전파 생성부 간의 전파 전달과 유전체 공진기 및 분석부 간의 전파 전달은 무선으로 이루어질 수도 있을 것이다.

[0016] 또한, 프루브팁은 유전체 공진기에 대향한 상단부는 플레이트 형태로 제공될 수 있으며, 하단부와 비교할 때 면적이 넓은 것이 바람직하다. 이는 프루브팁의 면적이 증가할수록 혈액과 접촉하는 면적이 증가하면서, 프루브팁으로부터 출사된 전파가 혈액과 상호 작용하는 면적이 넓어지고, 이에 의해서 당료측정장치의 감도를 증가시킬 수 있기 때문이다.

효 과

[0017] 본 발명의 초소형의 혈당 감지센서는 전파를 이용하여 연속적으로 혈당을 측정할 수 있다.

[0018] 본 발명의 초소형의 혈당 감지센서의 센서부는 혈액과 직접 접촉되어 정확한 혈당 측정이 가능하다.

[0019] 본 발명은 유전체 공진기를 유전체의 표면에 도체를 직접 코팅하여 제공하여, 초소형화를 구현하며, 이를 혈관내에 삽입할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0020] 이하 첨부된 도면들을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 본 발명을 설명함에 있어서, 공지된 기능 혹은 구성에 대해 구체적인 설명은 본 발명의 요지를 명료하게 하기 위하여 생략될 수 있다.

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서의 구성도이며, 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서 중 센서부의 사시도이다.

[0022] 도 1 및 도 2를 참조하면, 혈액의 당량을 측정하는 초소형의 혈당 감지센서(100)는 전파 생성부(110), 센서부(140), 분석부(150), 및 제어부(160)를 포함한다.

[0023] 전파 생성부(110)는 소정의 주파수를 갖는 마이크로 전파를 생성할 수 있으며, 생성되는 전파의 주파수는 제어부(160)로부터 입력되는 제어 신호에 따라 결정되며, 생성된 전파는 센서부(140)에 전달된다.

[0024] 센서부(140)는 유전체 공진기(120) 및 프루브팁을 포함하며, 혈관 내에 삽입되어 혈액과 직접 접촉된다. 따라서 피부 속 혈관 내에 혈당을 실시간으로 모니터링 할 수 있으며, 혈관 내에 삽입되기 위해서 초소형으로 미세하게 제작한다.

[0025] 유전체 공진기(120)는 유전체(122) 및 유전체(122)를 둘러싸도록 그 표면에 코팅된 도체(124)를 포함한다. 유전체(122)의 표면에 도체(124)를 코팅하여 에너지 방사에 의한 손실을 줄일 수 있고, 전파를 잘 집속시켜 프루브팁(130)에 전달할 수 있다.

[0026] 본 실시예에서 유전체(122)는 일정한 형태를 가지는 고체로 제공되고, 도체(124)는 그 표면에 코팅되어 제공되

지만, 경우에 따라서 유전체는 공기가 될 수도 있으며, 이러한 경우에 도체는 공기를 수용하는 박스 형태로 제공될 수 있다. 이때, 유전체를 유전율이 공기보다 큰 고체로 사용하고, 그 표면에 도체를 코팅함으로써, 유전체 공진기(120)의 크기를 혈관 내에 삽입할 수 있을 정도의 소형으로 미세하게 제작할 수 있다. 구체적으로, 공기의 유전 상수는 대략 1.0이나, 고체인 스트론듐 산화 티타늄은 310, 유리는 4.7 정도이다.

[0027] 상술한 유전체 공진기(120)에는 프루브팁(130)이 그 내부로 적어도 일부분이 삽입 가능하게 결합되는데, 프루브팁(130)은 일반적인 도체를 이용하여 제조할 수 있으나, 본 실시예에서 프루브팁(130)은 혈액에 직접 닿는 부분이기 때문에 혈액 속 수분과 반응이 잘 일어나지 않는 스테인리스로 제조한다.

[0028] 프루브팁(130)은 유전체 공진기(120) 내부로 삽입되는 부분이 조절 가능하도록 유전체 공진기(120)에 장착되는데, 예를 들면, 유전체 공진기(120)에 홈을 형성하고, 그 내면에 프루브팁(130)이 스크류 결합될 수 있도록 나사산을 형성할 수 있다. 프루브팁(130)이 유전체 공진기(120)에 삽입되는 깊이를 변경하여, 프루브팀(130)이 유전체 공진기(120) 내부를 차지하는 부피를 변경할 수 있으며, 전파 생성부(110)로부터 유전체 공진기(120)로 전달된 전파의 전파모드가 TE, TM, TEM 모드 등으로 변경될 수 있다. 또한, 프루브팁(130)이 유전체 공진기(120)에 삽입되는 정도에 따라서 유전체 공진기(120)의 공진 주파수의 조절이 가능하며, 이것은 유전체 공진기(120) 내부에 삽입되는 프루브팁(130)의 부피가 변경되면서, 유전체 공진기(120) 안에 저장된 전기장과 자기장의 변화가 일어나기 때문이다.

[0029] 또한, 본 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서(100)는 가이드 캔(180)을 더 포함하며, 가이드 캔(180)은 프루브팁(130)을 측면에서 둘러싸도록 유전체 공진기(120)에 장착되어, 프루브팁(130)의 전파의 방사 손실을 최소화할 수 있다.

[0030] 한편, 전파 생성부(110)로부터 생성된 전파는 전파 생성부(110)와 유전체 공진기(120)를 연결하는 입출력선(102)을 따라서 전달되며, 프루브팁(130)에서 출사되어 혈액과 상호 작용한 후에 프루브팁(130)과 유전체 공진기(120)를 거친 전파 또한 입출력선(102)을 거쳐 분석부(150)로 전달된다.

[0031] 입출력선(102)은 본 실시예에서는 하나의 선으로 제공하고 있으나, 경우에 따라서, 입력선과 출력선을 별도의 선으로 제공할 수도 있으며, 유전체 공진기 및 전파 생성부 간의 전파 전달과 유전체 공진기 및 분석부 간의 전파 전달은 무선으로 이루어질 수도 있을 것이다.

[0032] 또한, 프루브팁(130)은 유전체 공진기(120)에 대향한 상단부는 평평한 플레이트의 형태로 제공되어 있다. 따라서, 프루브팁(130)의 플레이트 형태의 상단은 혈액과 접촉하는 면적이 그 저부에 비해서 비교적 넓기 때문에, 프루브팁(130)의 상단을 통해서 출사되는 전파와 혈액이 상호 작용하는 면적이 넓어지고, 이에 의해서 당료측정장치(100)의 감도를 증가시킬 수 있다. 또한, 경우에 따라서 플레이트 형태의 상단에는 판상의 유리가 더 놓여져 프루브팁(130)의 상단을 커버하도록 할 수 있다.

[0033] 상술한 바와 같이, 프루브팁(130)을 통해서 출사된 전파는 근접장 이론에 의해서 혈액과 상호 작용한 후 다시 프루브팁(130)과 유전체 공진기(120)를 통하여 분석부(150)로 전달될 수 있다.

[0034] 분석부(150)는 전달된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 측정한다.

[0035] 제어부(160)는 다시 분석부(150)에서 측정된 전파의 공진 주파수 및 반사율을 이용하여 혈액으로부터 측정된 당량의 정량적 변화에 대한 시각적인 데이터를 생성한다.

[0036] 그 후에, 제어부(160)에 의해 생성된 데이터를 디스플레이(170)를 통해서 출력하여, 당량을 실시간으로 확인할 수 있다.

[0037] 이하, 분석부(150)에서 측정된 전파의 반사율을 이용하여, 제어부(160)가 당량의 정량적 변화를 계산하는 방법에 대해서 상세하게 설명한다.

[0038] 본 발명에 따른 초소형의 혈당 감지센서(100)는 유전체 공진기의 반사율 변화를 통하여 혈액의 혈당을 측정할 수 있는 장치로서 혈액과 반응하여 반사된 마이크로파의 반사계수(S11)를 분석함으로써 혈당을 정량적으로 측정한다. 혈액에 포함된 혈당은 기본적으로 혈액 내에 포함된 혈당에 대하여 유전율 변화를 가진다. 따라서 혈액 내의 혈당 변화를 유전율 변화를 통하여 측정할 수 있으며, 초소형의 혈당 감지센서의 원리는 다음과 같다. 이때, 물질의 굴절율(n)은 다음의 수학식과 같이 정의된다.

[0039] 수학식 1

[0040] $$n \equiv \frac{c}{v} = \sqrt{\frac{\varepsilon\mu}{\varepsilon_0\mu_0}} \cong \sqrt{\frac{\varepsilon}{\varepsilon_0}} = \sqrt{\varepsilon_r}$$

[0041] 여기서, $\mu_i \approx \mu_t \approx \mu_0$ 인 유전체에서 Fresnel's equation은 아래와 같이 정리된다.

[0042] 수학식 2

[0043] $$r_{\perp} \equiv \left(\frac{E_{0r}}{E_{0i}}\right)_{\perp} = \frac{n_i\cos\theta - n_t\cos\phi}{n_i\cos\theta + n_t\cos\phi}, \quad r_{\parallel} \equiv \left(\frac{E_{0r}}{E_{0i}}\right)_{\parallel} = \frac{n_t\cos\theta - n_i\cos\phi}{n_i\cos\phi + n_t\cos\theta}$$

[0044] 단, 수학식 2에서 Θ는 입사각, ϕ는 투과각, ni는 입사매질의 굴절율, nt는 투과매질의 굴절율이다. Θ 및 ϕ가 0인 경우에 수학식 2는 다음과 같다.

[0045] 수학식 3

[0046] $$r_{\perp} = \frac{n_i - n_t}{n_i + n_t} = \frac{1 - \frac{n_t}{n_i}}{1 + \frac{n_t}{n_i}} = \frac{1-n}{1+n} = \frac{1-\sqrt{\varepsilon_r}}{1+\sqrt{\varepsilon_r}}, \quad r_{\parallel} = \frac{n_i - n_t}{n_i + n_t} = \frac{\frac{n_t}{n_i} - 1}{1 + \frac{n_t}{n_i}} = \frac{n-1}{1+n} = \frac{\sqrt{\varepsilon_r}-1}{1+\sqrt{\varepsilon_r}}$$

[0047] 여기서, 반사도(Reflectance: R)는 다음의 수학식으로 정의된다.

[0048] 수학식 4

[0049] $$R \equiv \frac{I_r\cos\theta_r}{I_i\cos\theta_i} = \frac{I_r}{I_i} = \frac{v_r\varepsilon_r E_{0r}^2 / 2}{v_i\varepsilon_i E_{0i}^2 / 2}$$

[0050] 수학식 4에서 입사파와 반사파는 같은 매질에 있으므로, vr=vi, εr=εi이 성립되고, 위 조건에 의하여 수학식 4는 다음과 같다.

[0051] 수학식 5

[0052] $$R \equiv \frac{I_r\cos\theta_r}{I_i\cos\theta_i} = \frac{I_r}{I_i} = \frac{v_r\varepsilon_r E_{0r}^2 / 2}{v_i\varepsilon_i E_{0i}^2 / 2}$$

[0053] 결과적으로, Θ 및 ϕ가 0인 경우에 R의 수직성분과 수평성분의 구분이 없어지고, R=R∥=R⊥이 된다. 이 때, 반사도(R)와 투과도(Transmittance: T)의 관계는 다음 식을 만족한다.

[0054] 수학식 6

[0055] R + T = 1

[0056] 따라서 혈당의 유전율 변화에 따라 수학식 5에 의해 유전율 변화와 반사율 변화를 예측할 수 있다. 결론적으로, 본 발명에 따른 초소형의 혈당 감지센서는 반사율에 해당되는 반사계수 값을 측정함으로써, 물질의 유전 상수를 얻을 수 있고 이에 의해 혈당을 측정할 수 있다. 유전율에 따르는 반사계수 특성 및 공진 주파수 변화는 혈당에 대한 마이크로파 반사계수 및 공진 주파수 변화를 정확히 예측할 수 있다.

[0057] 따라서 당도에 따르는 변화를 TEM 모드를 이용하여 측정한 결과에 의하면 TEM 모드에 대한 변화가 큼을 알 수 있다. 반사계수의 특성을 이용하면, 공진 주파수 변화를 통하여 당도의 변화를 측정할 수 있으며, 공진 주파수에서 반사계수의 크기를 측정할 수 있다. 또한, 반사계수를 고정시킨 상태에서 반사계수의 변화를 측정할 수 있고, 임의의 한 주파수에 대하여 반사계수의 크기 측정을 통해서 당도의 변화를 측정할 수 있다. 결과적으로, 본 발명에 따른 당료감지센서는 혈당 기준값에 대한 상대적 변화를 측정하므로 혈당 변화가 있는 상태를 민감하게 측정할 수 있다.

[0058] 상술한 바와 같이, 본 발명의 바람직한 실시예를 참조하여 설명하였지만 해당 기술분야의 숙련된 당업자라면 하기의 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정

및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0059] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서의 구성도이다

[0060] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서 중 센서부의 사시도이다.

[0061] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초소형의 혈당 감지센서 중 센서부의 단면도이다.

[0062] <도면의 주요부분에 대한 부호의 설명>

[0063] 100 : 초소형의 혈당 감지센서 110 : 전파 생성부

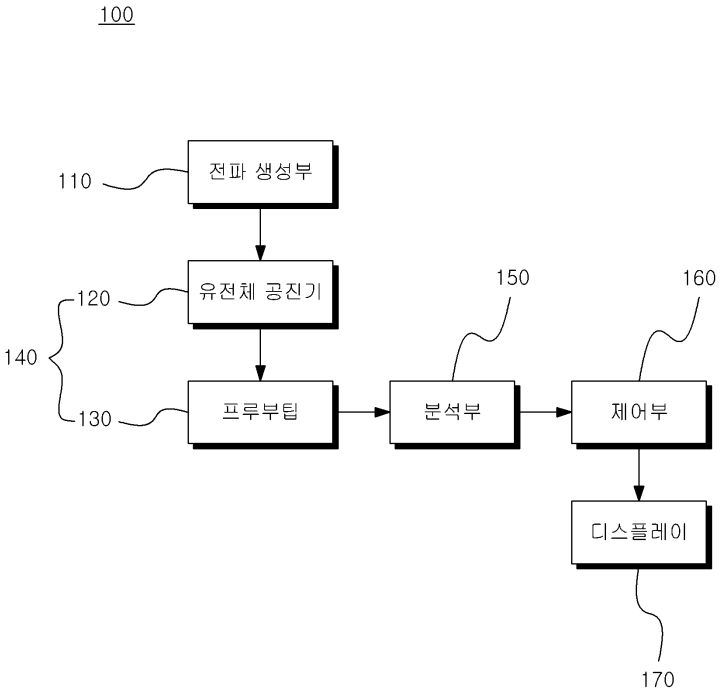
[0064] 120 : 유전체 공진기 130 : 프루부팁

[0065] 140 : 센서부 150 : 분석부

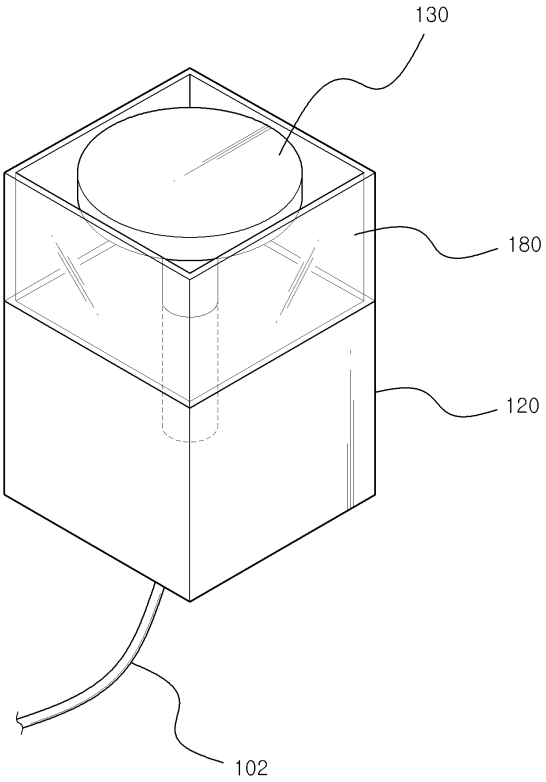
[0066] 160 : 제어부 170 : 디스플레이

도면

도면1



도면2



도면3

