



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0135166
(43) 공개일자 2020년12월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/145 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14532 (2013.01)
A61B 5/0024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0048191
(22) 출원일자 2020년04월21일
심사청구일자 2020년04월21일
(30) 우선권주장
1020190061153 2019년05월24일 대한민국(KR)

(71) 출원인
울산과학기술원
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(72) 발명자
변 프랭클린 돈
울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50
(74) 대리인
특허법인 무한

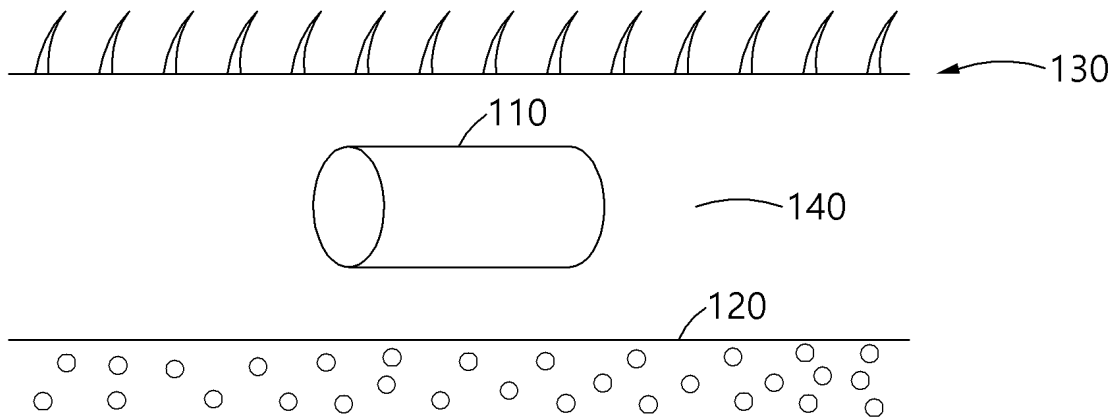
전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 혈당 측정 장치 및 방법

(57) 요약

대상자의 피하에 배치되어 동작하는 혈당 측정 장치에 연관된다. 일실시예에서 무선으로 전력을 수신하고 측정된 생체 관련 파라미터를 송출하는 통신부; 상기 통신부의 무선 전력 수신에 사용되는 주파수를 복원하는 클락 복원부; 상기 클락 복원부에 의해 복원되는 복원 주파수를 제1 대역 주파수로 변환하는 다이렉트 주파수 합성 발진기; 상기 복원 주파수를 분주하여 인젝션 락 오실레이터에 특정 간격 주파수로 입력시키는 클락 제어부; 상기 제1 대역 주파수와 상기 특정 간격 주파수를 입력받아 제2 대역 주파수를 출력하는 인젝션 락 오실레이터; 및 상기 제2 대역 주파수를 이용하여 피하의 생체 관련 파라미터를 측정하는 측정부를 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711093133
과제번호	2017-0-01635-003
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기획평가원
연구사업명	정보통신기술인력양성(R&D)
연구과제명	자가충전형 초소형 전국단위 위치추적 시스템 원천기술 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	울산과학기술원
연구기간	2019.01.01 ~ 2019.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상자의 피하에 배치되어 동작하는 혈당 측정 장치에 있어서,
무선으로 전력을 수신하는 통신부;
상기 통신부의 무선 전력 수신에 사용되는 주파수를 복원하는 클락 복원부(Clock Recovery);
상기 클락 복원부에 의해 복원되는 복원 주파수를 제1 대역 주파수로 변환하는 다이렉트 주파수 합성 발진기(Direct Frequency Synthesizer);
상기 복원 주파수를 분주하여 인젝션 락 오실레이터에 특정 간격 주파수로 입력시키는 클락 제어부(Clock Controller);
상기 제1 대역 주파수와 상기 특정 간격 주파수를 입력받아 제2 대역 주파수를 출력하는 인젝션 락 오실레이터(Injection Locked Oscillator); 및
피하의 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 가지는 측정부를 포함하고,
상기 제2 대역 주파수를 이용하여 상기 측정부에 대한 상기 생체 관련 파라미터를 측정하는,
혈당 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 인젝션 락 오실레이터는,
상기 제2 대역을 스위핑(Sweeping)하도록 상기 특정 간격 주파수 단위로 변화하는 상기 제2 대역 주파수를 갖는 신호를 상기 측정부로 공급하는,
혈당 측정 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 생체 관련 파라미터는,
상기 측정부의 공진 주파수를 포함하는,
혈당 측정 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 측정부를 통과한 신호의 포락선을 검출하는 포락선 검출기(Envelope Detector); 및
상기 포락선 검출기에 의해 검출되는 포락선에서 최대 진폭에 대응하는 주파수를 저장하는 레지스터를 더 포함하는 혈당 측정 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 통신부는,

상기 레지스터에 저장된 상기 최대 진폭에 대응하는 주파수를 지시하는 주파수 데이터를 외부 장치로 송신하는,
혈당 측정 장치.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 통신부는,

상기 주파수 데이터로부터 변조된 변조 데이터를 외부 장치로 송신하는,

혈당 측정 장치.

청구항 7

생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 측정하는 혈당 측정 장치로부터 상기 생체 관련 파라미터를 수신하는 통신부; 및

상기 생체 관련 파라미터에 기초하여 혈당 정보를 결정하는 프로세서

를 포함하고,

상기 생체 관련 파라미터는,

상기 혈당 측정 장치에 포함된 패턴 구조를 갖는 공진 소자에 대한 산란 파라미터, 상기 산란 파라미터에 따른 응답 곡선, 및 상기 공진 소자의 공진 주파수 중 적어도 하나를 포함하는,

혈당 결정 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 생체 관련 파라미터가 산란 파라미터를 포함하는 경우 주파수 스윙 동안 상기 산란 파라미터의 최소값 또는 최대값에 대응하는 공진 주파수를 결정하고, 상기 혈당 정보로서 상기 공진 주파수에 대응하는 혈당 수치를 결정하는,

혈당 결정 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 생체 관련 파라미터가 변화한 경우에 응답하여, 이전 시점에서의 생체 관련 파라미터 및 현재 시점에서의 생체 관련 파라미터 간의 차이를 이용하여 이전 시점에서의 혈당 정보를 보정함으로써 현재 시점에 대한 혈당 정보를 결정하는,

혈당 결정 장치.

청구항 10

대상자의 피하에 배치되는 장치에 의해 수행되는 혈당 측정 방법에 있어서,

통신부가 무선으로 전력을 수신하는 단계;

클락 복원부가 상기 통신부의 무선 전력 수신에 사용되는 주파수를 복원하는 단계;

다이렉트 주파수 합성 발진기가 상기 클락 복원부에 의해 복원되는 복원 주파수를 제1 대역 주파수로 변환하는 단계;

클락 제어부가 상기 복원 주파수를 분주하여 인젝션 락 오실레이터에 특정 간격 주파수로 입력하는 단계;

인젝션 락 오실레이터가 상기 제1 대역 주파수와 상기 특정 간격 주파수를 입력받아 제2 대역 주파수를 출력하는 단계; 및

상기 제2 대역 주파수를 이용하여 측정부에 대해 피하의 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 측정하는 단계

를 포함하는 혈당 측정 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

측정되는 상기 생체 관련 파라미터를 외부로 송신하는 단계

를 더 포함하는 혈당 측정 방법.

청구항 12

제10항에 있어서,

포락선 검출기가 상기 측정부를 통과한 신호의 포락선을 검출하는 단계; 및

레지스터가 상기 포락선 검출기에 의해 검출되는 포락선 신호에서 최대 진폭에 대응하는 주파수를 저장하는 단계

를 더 포함하는 혈당 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 의료기기에 연관된다. 보다 상세하게는 혈당을 측정하는 장치 및 방법에 연관된다.

배경 기술

[0002] 전 세계적으로 수 억명이 갖고 있는 당뇨병을 관리하기 위해서는 혈당을 측정하는 것이며 가장 기본이다. 따라서 혈당 측정 장치는 당뇨병 환자에게 없어서는 안 되는 중요한 진단 장치이다.

[0003] 최근에는 다양한 혈당 측정 장치들이 개발되고 있으나, 가장 많이 사용되는 방법은 손가락을 찔러 채혈을 하고 직접 혈액 내 포도당의 농도를 측정하는 방법이다. 침습적 방법을 이용하는 경우에 침습형 센서를 피부에 내부로 침투시켜 일정 시간동안 측정한 후 외부의 리더기에 인식시켜 혈당을 측정하는 방법이 존재한다. 반대로 비침습적 방법에는 LED-PD를 이용하는 방법 등이 존재한다.

선행기술문헌

특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 한국 등록특허 10- 1925632호 (공고일자 2018년12월05일)는 체내 이식형 혈당 측정 장치를 제시한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

- [0005] 일 실시예에 따른 대상자의 피하에 배치되어 동작하는 혈당 측정 장치는, 무선으로 전력을 수신하고, 측정된 생체 관련 파라미터를 송출하는 통신부; 상기 통신부의 무선 전력 수신에 사용되는 주파수를 복원하는 클락 복원부(Clock Recovery); 상기 클락 복원부에 의해 복원되는 복원 주파수를 제1 대역 주파수로 변환하는 다이렉트 주파수 합성 발진기(Direct Frequency Synthesizer); 상기 복원 주파수를 분주하여 인젝션 락 오실레이터에 특정 간격 주파수로 입력시키는 클락 제어부(Clock Controller); 상기 제1 대역 주파수와 상기 특정 간격 주파수를 입력받아 제2 대역 주파수를 출력하는 인젝션 락 오실레이터(Injection Locked Oscillator); 및 피하의 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 가지는 측정부를 포함하고, 상기 제2 대역 주파수를 이용하여 상기 측정부에 대한 상기 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다.
- [0006] 상기 인젝션 락 오실레이터는, 상기 제2 대역을 스위핑(Sweeping)하도록 상기 특정 간격 주파수 단위로 변화하는 상기 제2 대역 주파수를 갖는 신호를 상기 측정부로 공급할 수 있다.
- [0007] 상기 생체 관련 파라미터는, 상기 측정부의 공진 주파수를 포함할 수 있다.
- [0008] 상기 측정부를 통과한 신호의 포락선을 검출하는 포락선 검출기(Envelope Detector); 및 상기 포락선 검출기에 의해 검출되는 포락선에서 최대 진폭에 대응하는 주파수를 저장하는 레지스터를 더 포함할 수 있다.
- [0009] 상기 통신부는, 상기 레지스터에 저장된 상기 최대 진폭에 대응하는 주파수를 지시하는 주파수 데이터를 외부 장치로 송신할 수 있다.
- [0010] 상기 통신부는, 상기 주파수 데이터로부터 변조된 변조 데이터를 외부 장치로 송신할 수 있다.
- [0011] 일 실시예에 따른 혈당 결정 장치는 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 측정하는 혈당 측정 장치로부터 상기 생체 관련 파라미터를 수신하는 통신부; 및 상기 생체 관련 파라미터에 기초하여 혈당 정보를 결정하는 프로세서를 포함하고, 상기 생체 관련 파라미터는, 상기 혈당 측정 장치에 포함된 패턴 구조를 갖는 공진 소자에 대한 산란 파라미터, 상기 산란 파라미터에 따른 응답 곡선, 및 상기 공진 소자의 공진 주파수 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 프로세서는, 상기 생체 관련 파라미터가 산란 파라미터를 포함하는 경우 주파수 스위프 동안 상기 산란 파라미터의 최소값 또는 최대값에 대응하는 공진 주파수를 결정하고, 상기 혈당 정보로서 상기 공진 주파수에 대응하는 혈당 수치를 결정할 수 있다.
- [0013] 상기 프로세서는, 상기 생체 관련 파라미터가 변화한 경우에 응답하여, 이전 시점에서의 생체 관련 파라미터 및 현재 시점에서의 생체 관련 파라미터 간의 차이를 이용하여 이전 시점에서의 혈당 정보를 보정함으로써 현재 시점에 대한 혈당 정보를 결정할 수 있다.
- [0014] 대상자의 피하에 배치되는 장치에 의해 수행되는 혈당 측정 방법은, 통신부가 무선으로 전력을 수신하는 단계; 클락 복원부가 상기 통신부의 무선 전력 수신에 사용되는 주파수를 복원하는 단계; 다이렉트 주파수 합성 발진기가 상기 클락 복원부에 의해 복원되는 복원 주파수를 제1 대역 주파수로 변환하는 단계; 클락 제어부가 상기 복원 주파수를 분주하여 인젝션 락 오실레이터에 특정 간격 주파수로 입력하는 단계; 인젝션 락 오실레이터가 상기 제1 대역 주파수와 상기 특정 간격 주파수를 입력받아 제2 대역 주파수를 출력하는 단계; 및 상기 제2 대역 주파수를 이용하여 측정부에 대해 피하의 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0015] 측정되는 상기 생체 관련 파라미터를 외부로 송신하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 포락선 검출기가 상기 측정부를 통과한 신호의 포락선을 검출하는 단계; 및 레지스터가 상기 포락선 검출기에 의해 검출되는 포락선 신호에서 최대 진폭에 대응하는 주파수를 저장하는 단계를 더 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0017] 도 1은 일실시예에 따른 피하에 배치되는 혈당 측정 장치를 도시한다.
- 도 2는 일실시예에 따른 유전율 변화에 대한 주파수의 네트워크 응답 특성인 산란 파라미터 변화를 나타낸 그래프이다.
- 도 3은 일실시예에 혈당 측정 시스템을 나타낸 블록도이다.

도 4는 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 측정부의 패턴 구조를 도시한다.

도 5는 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 피하에 삽입되는 센서 구조를 도시한다.

도 6은 일실시예에 따른 혈당 측정 방법을 나타낸 흐름도이다.

도 7은 일실시예에 따른 센서의 구성을 보다 상세하게 나타낸 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0018] 이하에서, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 권리범위는 이러한 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0019] 아래 설명에서 사용되는 용어는, 연관되는 기술 분야에서 일반적이고 보편적인 것으로 선택되었으나, 기술의 발달 및/또는 변화, 관례, 기술자의 선호 등에 따라 다른 용어가 있을 수 있다. 따라서, 아래 설명에서 사용되는 용어는 기술적 사상을 한정하는 것으로 이해되어서는 안 되며, 실시예들을 설명하기 위한 예시적 용어로 이해되어야 한다.
- [0020] 또한 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 설명 부분에서 상세한 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 아래 설명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌 그 용어가 가지는 의미와 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 이해되어야 한다.
- [0021] 도 1은 일실시예에 따른 대상자의 피부와 피하에 배치되는 혈당 측정 장치를 도시한다.
- [0022] 일실시예에 따른 생체 측정 장치는 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다. 혈당에 대한 생체 관련 파라미터를 측정 가능한 생체 측정 장치를 혈당 측정 장치(110)라고 나타낼 수 있다. 혈당 측정 장치(110)는, 혈관(120)이 아닌 대상자의 피부(130) 아래에 배치될 수 있다. 예를 들어, 혈당 측정 장치(110)는 혈액에 직접 접촉하거나 혈관(120) 내부에 배치되는 것이 아니고, 피부(130) 아래의 얇은 깊이에서 혈관(120) 이외의 영역에 배치될 수 있다. 다시 말해, 혈당 측정 장치(110)는 피부(130) 및 혈관(120) 사이의 피하 영역(140)에 배치될 수 있다.
- [0023] 일실시예에 따른 혈당 측정 장치(110)는 대상자의 피하에서 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다. 혈당 측정 장치(110) 및/또는 혈당 측정 장치(110)와 통신을 수립하는 외부 장치는 생체 관련 파라미터를 이용하여 생체 정보를 결정할 수 있다. 생체 정보는 대상자의 생체 성분과 관련된 정보로서, 예를 들어, 피분석물(target analyte)의 농도 및 수치 등을 포함할 수 있다. 피분석물이 혈당인 경우, 생체 정보는 혈당 수치를 포함할 수 있다. 생체 관련 파라미터는 생체 정보와 관련된 파라미터로서, 생체 정보의 변화에 따라 변화하는 파라미터, 및 생체 정보의 변화를 지시하는 파라미터를 나타낼 수 있다.
- [0024] 혈당에 관한 생체 정보를 혈당 정보라고 나타낼 수 있다. 아래에서는 생체 정보로서 혈당 수치를 예시적으로 설명한다. 예를 들어, 혈관(120) 내의 혈당 수치가 변화하면 피하 영역(140)에서의 혈당 수치가 변화할 수 있다. 혈당 수치 변화에 따라 피하 영역(140)에서 유전율이 달라질 수 있다. 도 4에서 후술하겠으나, 혈당 측정 장치(110)는 주변의 유전율 변화에 따라 공진 주파수가 달라지는 측정부를 포함할 수 있다. 예를 들어, 측정부는 특정 패턴의 도선(conducting wire) 및 급전선 등을 포함할 수 있고, 특정 패턴 및 급전선에 의한 공진 주파수는 측정부 주변의 유전율 변화에 의해 달라질 수 있다. 유전율이 달라지면 측정부의 커패시턴스도 달라지기 때문이다. 이 경우, 생체 관련 파라미터는 측정부의 공진 주파수와 관련된 파라미터일 수 있다. 생체 관련 파라미터는 생체 측정 장치(예를 들어, 혈당 측정 장치)에 포함된 패턴 구조를 갖는 측정부(도 4에서 후술함)에 대한 산란 파라미터, 산란 파라미터에 따른 응답 곡선, 산란 파라미터에 따른 응답 곡선에서 최소값 또는 최대값에 대응하는 공진 주파수, 및 포락선 검출기에 의해 검출되는 포락선에서 최대 진폭을 나타내는 시점에 대응하는 공진 주파수 등을 포함할 수 있다. 산란 파라미터는 S 파라미터라고도 나타낼 수 있다.
- [0025] 따라서, 혈당 측정 장치(110)에 의해 측정된 생체 관련 파라미터로부터 혈당 수치가 획득될 수 있다. 참고로, 본 명세서에서 설명의 편의를 위하여 혈당 측정 장치(110)를 주로 설명하였으나, 이로 한정하는 것은 아니고, 다른 종류의 생체 정보를 측정 가능한 생체 측정 장치도 본 명세서에서 설명한 혈당 측정 장치(110)와 동일 또는 유사한 방식으로 동작할 수 있다.
- [0026] 도 2는 일실시예에 따른 유전율 변화에 대한 주파수의 네트워크 응답 특성인 산란 파라미터 변화를 나타낸 그래프이다.
- [0027] 도 2는 유전율 변화에 따라 변화하는 주파수와 그 때의 S11 파라미터의 크기(Magnitude)를 dB 단위로 나타낸다.

일실시예에 따른 혈당 측정 장치는 유전율 변화에 따른 주파수 및 산란 파라미터(scattering parameter)를 측정할 수 있다. 네트워크 응답 특성은, 2포트 네트워크의 주파수 응답 특성을 나타낼 수 있다.

- [0028] 예시적으로 그러나 한정되지 않게, 도 2에서는 혈당의 농도가 50인 경우의 응답 곡선(210), 혈당 농도가 75인 경우의 응답 곡선(220), 그리고 혈당 농도가 100인 경우의 응답 곡선(230)을 도시한다. 혈당의 농도변화에 따라 유전율이 변화하므로, 특정 주파수 대역 내에서 산란 파라미터의 그래프 형태가 달라질 수 있다. 따라서 특정 주파수 대역의 신호를 스위핑(Sweeping)함으로써 획득 가능한 산란 파라미터의 변화 양상에 기초하여, 피하 영역(예를 들어, 혈당 측정 장치가 배치되는 위치의 주변 영역)에 인접한 혈관의 혈당 변화가 결정될 수 있다..
- [0029] 그리고 피하의 혈당(Glucose) 농도는 인접한 혈관의 혈당 농도와 비례하여 변화하기 때문에, 피하의 유전율 변화에 대응하는 공진 주파수를 이용하여 최종적으로 혈당 수치가 계산될 수 있다.
- [0030] 일실시예에서 주파수 대역이 2.2 GHz 내지 2.6 GHz에서 변화할 때에 각 그래프는 임계치를 가질 수 있고, 예를 들어, 2.3 GHz 내지 2.5 GHz 사이에서 임계치가 나타날 수 있다. 다만, 주파수 대역을 이로 한정하는 것은 아니다. 해당 주파수는 예시적으로 공진주파수(Resonance Frequency)로서, 주파수 스윙 동안 획득되는 산란 파라미터 중 최소값 또는 최대값을 나타내는 지점에 대응하는 주파수일 수 있다.
- [0031] 도 2에서는 산란 파라미터의 예시로서 S11파라미터에 대응하는 응답 곡선이 도시된 바, S11파라미터의 값이 가장 작은 주파수가 공진 주파수에 대응하는 지점일 수 있다. 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 생체 관련 파라미터가 S21 파라미터인 경우, S21파라미터의 값이 가장 큰 주파수가 공진 주파수에 대응하는 지점일 수 있다.
- [0032] 일실시예에 따른 혈당 측정 장치는, 산란 파라미터의 크기가 가장 작거나 큰 지점의 주파수(예를 들어, 공진 주파수)를 이용하여 그에 대응하는 상대 유전율을 계산하는 것도 가능하다. 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 혈당 측정 장치 및/또는 혈당 측정 장치와 통신을 수립하는 외부 장치는 공진 주파수에 대응하는 혈당 수치를 결정할 수도 있다. 앞서 설명한 바와 같이 혈당 수치는 상대 유전율에 대응하고, 상대 유전율은 측정부의 공진 주파수에 대응하기 때문이다. 혈당 측정 장치에 관해서는 도 3에서 자세히 설명한다.
- [0033] 도 3은 일실시예에 따른 혈당 측정 시스템을 나타낸 블록도이다.
- [0034] 일실시예에 따른 혈당 측정 시스템(300)은 센서(301)와 외부 장치(330)를 포함할 수 있다. 센서(301)는 측정부(310) 및 통신부(320)를 포함할 수 있다.
- [0035] 예시적으로 도 3에 도시된 센서(301)는 대상자의 피하에 배치되고, 외부 장치(330)는 대상자의 인체 외부에 배치될 수 있다.
- [0036] 측정부(310)는 예시적으로 그러나 한정되지 않게 공진 소자의 형태로 구성될 수 있다. 일 실시예에 따른 공진 소자는 커패시턴스 성분 및 인덕턴스 성분을 가지는 소자로서, 공진 소자의 커패시턴스 성분은 주변의 생체 성분의 변화에 따라 변화하게 설계될 수 있다. 따라서, 공진 소자의 공진 주파수는 생체 성분의 변화에 따라 달라질 수 있다. 공진 소자는 안테나 특성 및/또는 필터 특성(예를 들어, 대역통과 특성)을 나타낼 수 있다. 예를 들어, 공진 소자는 도 4에서 후술하는 패턴 구조로 된 도선을 포함할 수 있다. 생체 성분은 예를 들어, 혈당일 수 있으나, 이로 한정하는 것은 아니다. 센서(301)는 측정부(310)(예를 들어, 공진 소자)의 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다. 구체적으로 대상자의 피하에 배치된 센서(301)는 미리 지정되는 주파수 대역 내에서 주파수를 스위핑함으로써 신호를 생성하고, 생성된 신호를 공진 소자에 주입할 수 있다. 센서(301)는, 주파수가 변화하는 신호가 공급되는 공진 소자에 대해 산란 파라미터를 측정할 수 있다.
- [0037] 통신부(320)는 측정된 산란 파라미터를 지시하는 데이터를 외부 장치(330)로 송신할 수 있다. 또한 통신부(320)는, 측정부(310)로 공급되는 신호를 생성하기 위한 전력을 무선 전력 전송 방식을 사용하여 수신할 수도 있다. 통신부(320)는 코일을 포함하여 무선으로 전력을 수신하거나 데이터를 송신하도록 할 수 있다.
- [0038] 외부 장치(330)는 통신부(331) 및 프로세서(332)를 포함할 수 있다. 외부 장치(330)의 통신부(331)는 생체 정보에 따라 변화하는 생체 관련 파라미터를 측정하는 혈당 측정 장치로부터 상기 생체 관련 파라미터를 수신할 수 있다. 예를 들어, 통신부(331)는 측정부(310)에 대해 측정된 공진 소자의 생체 관련 파라미터 데이터(예를 들어, 산란 파라미터 및 공진 주파수의 변화 정도)를 수신할 수 있다. 외부 장치(330)의 프로세서(332)는 수신된 생체 관련 파라미터를 이용하여 생체 정보(예를 들어, 혈당 수치)를 결정할 수 있다.
- [0039] 외부 장치(330)는 생체 정보 처리 장치라고도 나타낼 수 있다. 생체 정보로서 혈당을 지시하는 정보를 결정하는 생체 정보 처리 장치를 혈당 결정 장치라고 나타낼 수 있다. 예를 들어, 외부 장치(330)의 프로세서(332)는 생체 관련 파라미터의 값들 별로 해당하는 혈당 수치를 미리 매핑한 룩업테이블(LUT, look up table)을 저장할

수 있고, 록업테이블에 기초하여 측정된 생체 관련 파라미터에 대응하는 혈당 수치를 로딩할 수 있다. 다른 예를 들어, 외부 장치(330)는 임의의 시점에서 이전 혈당 수치(예를 들어, 침습적으로 획득된 혈액에 대해 전기화학 센서(301)를 통해 측정된 혈당 수치)에 대해 이전 생체 관련 파라미터 값(예를 들어, 공진 주파수 값)을 매핑하여 저장할 수 있다. 상술한 시점 이후 외부 장치(330)는 현재 생체 파라미터 값과 이전 생체 파라미터 값 간의 차이에 기초하여, 이전 혈당 수치를 보정함으로써 현재 혈당 수치를 산출할 수도 있다. 혈관의 혈당이 증가하면 피하의 혈당(Glucose)도 비례하여 증가하므로 피하의 혈당 농도가 변화하면 유전율도 변화하기 때문이다.

[0040] 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 외부 장치(330)는 생체 관련 파라미터 데이터를 이용하여 상대 유전율을 계산하고 상대 유전율을 이용하여 인접한 혈관의 혈당 수치를 계산할 수 있다. 그리고 인접한 혈관의 혈당 수치와 상대 유전율의 상관관계를 이용하여 최종적으로 혈당 수치를 계산할 수도 있다. 일실시예에 따른 상대 유전율과 혈당 수치의 상관 관계는 다음의 표 1과 같이 나타낼 수 있다.

표 1

상대 유전율(ϵ_r)	혈당 수치(mg/dL)
70.2	150
71.3	100
72.4	50
73.5	0

[0042] 상술한 표 1는 피하의 상대 유전율(또는 유전상수)에 따른 혈당 수치를 측정한 값을 도시한다. 상대 유전율 증가함에 따라 상대 유전율 값에 반비례하여 혈당 수치가 감소하는 것을 확인할 수 있다. 외부 장치(330)는 위 표와 같이 미리 측정되는 상대 유전율에 따른 혈당 수치 데이터를 이용하여 혈당 수치를 계산할 수 있다. 예시적으로 측정부에 대해 측정되는 생체 관련 파라미터 값에 대응하는 상대 유전율을 계산하고, 상술한 상대 유전율 값이 71.3인 경우에 혈당을 100mg/dL이라고 계산할 수 있다. 이는 예시적인 것 뿐 이에 한정되는 것은 아니며, 측정값은 대상자에 따라 변경될 수 있다.

[0043] 센서(301)가 생체 관련 파라미터의 처리 없이 외부 장치(330)로 전송하는 예시를 주로 설명하였으나, 이로 한정하는 것은 아니다. 예를 들어, 센서(301)가 자체적으로 프로세서를 더 포함하고, 센서(301)의 프로세서가 혈당 수치를 계산할 수도 있다. 이 경우, 센서(301)는 계산된 혈당 수치를 통신부를 통해 외부 장치로 전송할 수도 있다. 또한, 프로세서를 포함하는 추가 장치(미도시됨)가 피하에 배치되어 센서(301)와 인체 통신을 수립할 수도 있다. 이 때, 추가 장치(미도시됨)는 측정되는 생체 관련 파라미터 데이터를 센서(301)로부터 직접 수신하여 혈당 수치를 계산할 수 있다. 그리고 계산된 혈당 수치를 대상자의 인체 내부에서 외부 장치(330)로 송신할 수 있다.

[0044] 외부 장치(330)는 디스플레이부(미도시됨)를 더 포함할 수 있고, 계산된 혈당 수치를 표시할 수 있다. 디스플레이부는 대상자의 인체 외부에 배치될 수 있고, 계산되는 혈당 수치를 전달받아 표시할 수 있다. 디스플레이부는 통신부로부터 혈당 수치를 수신하여 숫자 또는 그래프 형식으로 표시할 수 있다. 예시되는 표시 형식에 제한되는 것은 아니며 다양한 방식으로 혈당을 표시하는 것도 가능하다.

[0045] 도 4는 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 측정부의 구조를 도시한다.

[0046] 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 측정부(400)는 패턴 구조로 된 도선을 포함하는 공진 소자를 포함할 수 있다. 예를 들어, 측정부(400)는 급전선(410), 페루프 도선(412), 및 패턴 구조 소자(411)를 포함할 수 있다. 급전선(410), 페루프 도선(412), 및 패턴 구조 소자(411)에 의해 측정부(400)는 일종의 대역 통과 필터(BPF, band pass filter)와 유사한 특성을 나타낼 수 있다. 혈당 측정 장치는 측정부(400)로 입력되는 신호 및 측정부(400)로부터 출력되는 신호의 세기를 나타내는 산란 파라미터를 측정할 수 있다.

[0047] 패턴 구조 소자(411)는, 예를 들어 도 4에서 도시되는 3주기의 사인파(Sine Wave) 형태를 보이는 패턴을 갖는 도선으로 구성될 수 있다. 다만, 도 4에 도시된 특정 패턴은 예시적인 패턴일 뿐 이에 한정되는 것은 아니다.

[0048] 아울러, 도 4에서 도시하는 측정부(400) 구조는 평면 형태로 도시하였으나, 원기둥 형태의 혈당 측정 장치에 결합되기 위해 도 5에서 도시되는 형태처럼 말릴 수 있다. 예를 들어, 측정부(400)는 원기둥 부재의 측면을 감싸도록 배치될 수 있다.

- [0049] 도 5는 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 전체 구조를 도시한다.
- [0050] 일실시예에 따른 혈당 측정 장치는 대상자의 피하에서 혈관이 아닌 영역에 배치될 수 있으며, 측정부(510)와 통신부를 포함할 수 있다.
- [0051] 측정부(510)는 펼치면 도 4에서 도시된 측정부(400)와 동일한 형태일 수 있으며, 원기둥 형태로 말았을 때 도 5에서 도시되는 형태일 수 있다.
- [0052] 일실시예에 따르면 센서(예를 들어, 혈당 측정 장치)는 특정 주파수 대역에서 측정부(510)로 입력되는 신호와 측정부(510)로부터 출력되는 신호의 세기를 측정할 수 있다. 예를 들어, 측정부(510)의 입력 포트(520)를 통해 도 4에서 상술한 급전선(410)으로 제2 대역 주파수를 갖는 신호가 입력될 수 있다.
- [0053] 측정된 데이터는 통신부를 통해 대상자의 인체 외부로 송신될 수 있다.
- [0054] 통신부는 무선 전력 전송을 위한 코일(미도시)을 더 포함할 수 있으며, 코일은 원기둥 형태의 바디 내부에 배치될 수 있다. 또는 원기둥 형태의 바디를 감싸도록 배치되거나 원기둥의 형태의 바디 외측에 별도로 배치되는 방법도 가능하다. 또한 통신부는 데이터를 송수신 할 때에도 코일을 이용할 수 있다.
- [0055] 도 6은 일실시예에 따른 혈당 측정 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0056] 우선, 단계(610)에서 혈당 측정 시스템은 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다. 예를 들어, 혈당 측정 장치(예를 들어, 센서)는 피하에 배치되어, 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다. 혈당을 측정하고자 하는 경우에, 대상자의 피하에 혈당 측정 장치를 삽입하고 피하에 배치되는 혈당 측정 장치가 생체 관련 파라미터를 측정할 수 있다.
- [0057] 상술한 생체 관련 파라미터는 예시적으로 측정부의 산란 파라미터일 수 있다. 혈당 측정 장치는 미리 지정되는 주파수 대역에서 측정부에 입력되는 신호 및 출력되는 신호의 세기를 측정할 수 있다. 미리 지정되는 주파수 대역은 2.2 내지 2.6 GHz 대역일 수 있다. 혈당 측정 장치는 대역에서의 생체 관련 파라미터로서 산란 파라미터를 측정할 수 있다. 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 생체 관련 파라미터를 이용하여 혈당 수치를 계산할 수 있다.
- [0058] 그리고 단계(620)에서 혈당 측정 시스템은 생체 관련 파라미터가 변화하였는지 판단할 수 있다. 예를 들어, 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 이전 시점에서 측정된 생체 관련 파라미터 및 현재 시점에서 측정된 생체 관련 파라미터 간의 차이가 임계 차이 이상인 경우에 응답하여, 생체 관련 파라미터가 변화한 것으로 결정할 수 있다. 생체 관련 파라미터가 유지되는 경우에 응답하여, 혈당 측정 장치는 단계(610)로 돌아가 생체 관련 파라미터를 계속해서 측정할 수 있다. 생체 관련 파라미터가 변화한 경우에 응답하여, 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 하기 단계(630)에서 생체 정보를 결정할 수 있다.
- [0059] 이어서 단계(630)에서 혈당 측정 시스템은 생체 정보를 결정할 수 있다. 예를 들어, 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 측정된 생체 관련 파라미터에 대응하는 생체 정보(예를 들어, 혈당 수치)를 록업테이블에 기초하여 결정할 수 있다. 록업테이블은 생체 정보 값 별로 대응하는 생체 관련 파라미터 값이 매칭된 테이블일 수 있다. 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 록업테이블로부터 측정된 생체 관련 파라미터 값에 대응하는 생체 정보 값을 검색하여 획득할 수 있다. 다른 예를 들어, 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 이전 시점에서 측정된 생체 관련 파라미터 값 및 해당 시점에서의 혈당 수치 값을 저장할 수 있다. 혈당 측정 장치 및/또는 외부 장치는 이전 시점에서의 생체 관련 파라미터 값 및 현재 시점에서의 생체 관련 파라미터 값 간의 차이에 기초하여 이전 시점에서의 혈당 수치 값을 보정함으로써 현재 시점에서의 혈당 수치 값을 산출할 수 있다. 이전 시점에서의 생체 정보 값은 다양한 방식(예를 들어, 침습적으로 채취된 혈액에 대해 전기화학적으로 센싱된 값을 사용자가 직접 입력하는 방식 등)에 의해 획득될 수 있다. 혈관 내의 혈당이 변화하면 피하의 당(Glucose)도 비례하여 변하게 되는데 이때 상대 유전율도 변화하게 된다. 혈당 측정 시스템은 측정부를 통하여 유전율 변화에 따른 산란 파라미터를 측정하고, 측정된 S파라미터를 이용해 혈관 내의 혈당값을 계산할 수 있다.
- [0060] 다만, 이로 한정하는 것은 아니고, 단계(630)에서 혈당 측정 시스템은 생체 관련 파라미터 데이터를 이용하여 일차적으로 상대 유전율을 계산할 수 있다. 측정부에 공급되는 주파수에 따라서 측정부의 S11 파라미터는 변화하고, 이 때 피하의 상대 유전율에 의해 S11 파라미터의 변화 패턴이 다르게 나타날 수 있다. 상대 유전율에 따른 변화 패턴은 도 2에서 자세히 설명했다. 따라서 주파수에 따라 변화하는 S11 파라미터 데이터를 이용하면 피하의 상대 유전율이 계산될 수 있다. 혈당 측정 시스템은 센서에서 측정된 S11 파라미터를 이용해 상대 유전율을 계산할 수 있다. 혈당 측정 시스템은 상대 유전율 데이터를 이용하여 최종적으로 혈당 수치를 계산할 수

도 있다. 피하의 상대 유전율 변화는 인접한 혈관의 혈당 수치 변화와 상관관계가 있다. 계산된 상대 유전율을 이용하면 최종적으로 혈당 수치가 계산될 수 있다.

- [0061] 도 7은 일실시예에 따른 센서의 구성을 보다 상세하게 나타낸 블록도이다.
- [0062] 일실시예에 따른 센서(700)는, 통신부(710), 클락 복원부(Clock Recovery, 711), 다이렉트 주파수 합성 발진기(Direct Frequency Synthesizer, 713), 클락 제어부(715), 인젝션 락 오실레이터(Injection Locked Oscillator, 717), 측정부(720), 포락선 검출기(Envelop Detector, 721), 레지스터(Register, 725), 및 온도 검출부(730)를 포함할 수 있다.
- [0063] 일실시예에 따른 혈당측정을 위한 센서(700)의 측정부(720)는 센서 주변의 상대 유전율(Permittivity)에 따라서 그 공진주파수(Resonant frequency)가 바뀌는 특성을 가질 수 있다. 측정부(720)는 예시적으로 도 4에 도시된 구조를 가질 수 있다. 예를 들어, 측정부(720)의 입력 포트(예를 들어, 제1 포트)는 인젝션 락 오실레이터(717)에 연결되고, 측정부(720)의 출력 포트(예를 들어, 제2 포트)는 포락선 검출기(721)에 연결될 수 있다.
- [0064] 센서(700)를 동작 시키려면 주파수가 일정하게 변하는 신호가 주입되고, 이러한 신호가 측정부(720)를 통해 변화되어지면, 당해 신호 변화를 측정하는 인터페이스 회로가 요구된다.
- [0065] 구체적으로 원하는 주파수를 정확하게 만들기 위해서는 정확한 기준 주파수(Reference frequency)가 필요하다. 정확한 기준 주파수를 생성할 수 있는 수정 발진기(Crystal Oscillator)는, 부피가 너무 커서, 체내에 이식되는 제안 시스템의 특성(예를 들어, 폼 팩터 제한) 상 사용될 수 없다.
- [0066] 일실시예에 따른 센서는 무선 전력 전송에서 사용하는 주파수를 사용할 수 있다. 무선 전력 전송에서 사용하는 주파수는 예시적으로 13.56 MHz일 수 있으나, 이로 한정되지 않으며 통상의 기술자에 의해 변경될 수 있다.
- [0067] 무선 전력 전송에서 부하에 따라서 전력의 세기와 전압의 크기가 수시로 변할 수는 있지만, 무선 전력 전송의 주파수의 값은 변하지 않기 때문에 기준 주파수로 사용될 수 있다. 각 구성의 동작을 순차적으로 설명한다.
- [0068] 통신부(710)는 무선 전력 전송 방식을 이용하여 외부로부터 전력을 수신할 수 있고, 측정되는 데이터를 무선 통신을 이용하여 외부로 송신할 수 있다.
- [0069] 클락 복원부(711)는 통신부(710)가 무선 전력 수신에 사용한 주파수를 복원해 낼 수 있다. 예를 들어, 클락 복원부(711)는 통신부(710)에서 무선 전력 수신을 통해 수신된 신호를 이용하여 13.56 MHz 주파수를 갖는 신호를 복원할 수 있다.
- [0070] 다이렉트 주파수 합성 발진기(713)는 복원으로 생성된 주파수를 제1 대역으로 높일 수 있다. 제1 대역은 예시적으로 그러나 한정되지 않게 800 MHz 대역일 수 있다.
- [0071] 제1 대역의 신호는 증폭기(Amplifier)를 통해 증폭될 수 있고, 인젝션 락 오실레이터(717)는 증폭된 제1 대역의 신호로부터 제2 대역의 주파수를 생성할 수 있다. 제2 대역은 예시적으로 그러나 한정되지 않게 2.35 GHz를 포함하는 주파수 대역일 수 있다.
- [0072] 다른 일실시예에 따르면 복원된 13.56 MHz의 주파수로부터 PLL(Phase Locked Loop) 방식을 이용하여, 제1 대역을 거치지 않고, 바로 원하는 목표 대역인 제2 대역의 주파수가 획득될 수도 있다.
- [0073] 이때, 클락 제어부(715)는, 클락 복원부(711)에서 생성되는 클락을 이용하여 인젝션 락 오실레이터(717)에서 출력되는 주파수를 특정 간격 단위로 변화시킴으로써, 제2 대역을 스위칭할 수 있다. 제2 대역 내에서 스위칭되는 주파수를 제2 대역 주파수라고 나타낼 수 있다. 예를 들어, 클락 제어부(715)는 특정 간격에 대응하는 주파수 만큼 순차적으로 주파수를 증가 또는 감소시킬 수 있다. 특정 간격 단위는 예시적으로 40 KHz 단위일 수 있다. 도 7에서는 예시적으로 시간에 따라 선형적으로 증가하는 주파수(701)를 도시하였으나, 순전히 예시적인 것으로, 이로 한정하는 것은 아니다.
- [0074] 인젝션 락 오실레이터(717)에서 출력되는 주파수를 갖는 신호(702)는 파워 증폭기(Power Amplifier, PA)를 통해 파워가 증폭되어 측정부(720)로 주입될 수 있다. 앞서 설명한 바와 같이 측정부(720)의 공진 소자는 일종의 대역통과필터 특성을 나타낼 수 있고, 측정부(720)에 의해 통과 가능한 대역은 공진 주파수를 기준으로 설정될 수 있다. 다시 말해, 혈당 변화에 따라 유전율이 변화하므로, 측정부(720)에 의해 통과 가능한 대역도 달라질 수 있다. 따라서 측정부(720)의 출력이 저잡음 증폭기(Low Noise Amplifier, LNA)에 의해 증폭되면, 대역 통과 필터(Band Pass Filter)를 통과한 신호와 유사한 형태의 신호(703)가 획득될 수 있다. 측정부(720)를 통과한 신호(703)의 진폭은, 측정부(720)의 공진 주파수에 대응하는 시점까지 증가하고, 공진 주파수 이후부터는 점진적

으로 감소할 수 있다. 포락선 검출기(721)는 측정부(720)를 통과한 신호(703)에 대한 포락선 신호(704)를 검출할 수 있다. 포락선 검출 신호(704)에서 진폭이 최대인 시점(790)에 대응하는 주파수가 측정부(720)의 공진 주파수에 대응할 수 있다. 따라서, 레지스터(725)는 포락선 신호(704)에서 진폭이 최대인 시점(790)에 대응하는 주파수 데이터(예를 들어, 공진 주파수를 지시하는 데이터)를 저장할 수 있다. 주파수 데이터는 포락선 신호에서 최대 진폭에 대응하는 주파수를 지시하는 데이터를 나타낼 수 있다. 통신부(710)는 주파수 데이터로부터 변조된 변조 데이터를 송신할 수도 있다. 예를 들어, 최종적으로 포락선 신호에서 최대 진폭이 나타나는 시점(790)에 대응하는 주파수 데이터는 변조 통신(예를 들어, 부하 천이 변조(Load Shift Keying, LSK) 또는 이와 동등한 변조방식)을 이용하여 통신부(710)를 통해 외부로 전송될 수 있다.

[0075] 체내에 이식되는 혈당 측정 장치와 통신하는 외부 장치는 공진 주파수 정보를 수신하여 혈당 수치를 계산할 수 있다. 예를 들어, 외부 장치는 공진 주파수에 대응하는 혈당 수치를 결정할 수 있다. 다른 예를 들어, 외부 장치는 공진 주파수에 대응하는 상대 유전율을 계산하고 상대 유전율에 매칭되는 혈당 수치를 계산할 수 있다. 공진주파수와 상대 유전율 사이의 관계 그리고 상대 유전율과 혈당 사이의 관계는 앞선 표 1 등에서 설명한 것과 같다. 체내에 이식되는 혈당 측정 장치는 상술한 일련의 과정을 통해 혈당을 안전하고 편리하게 측정할 수 있다.

[0076] 다른 일실시에 따르면, 생체 관련 파라미터는 S21 파라미터일 수 있다. 예를 들어 생체 관련 파라미터가 S21 파라미터와 유전율은 S11 파라미터와는 다른 형태의 그래프로 표현될 수 있다. S21 파라미터는, 측정부가 2포트 네트워크로 구성되는 경우 측정부의 출력 포트에서 출력되는 신호의 세기와 입력 포트에 입력되는 신호의 세기의 비율을 의미할 수 있다. 예시적으로 그러나 한정되지 않게 S21 파라미터와 유전율 사이의 관계는 공진 소자를 포함하는 측정부를 이용하여 분석될 수 있다.

[0077] 온도 검출부(730)는 피하의 온도를 측정할 수 있다. 통신부(710)는 온도 검출부(730)에 의해 측정된 온도를 외부 장치로 전송할 수 있다. 외부 장치는 측정된 온도를 이용하여, 생체 정보를 보정할 수 있다. 따라서, 외부 장치는 생체 정보에 대해 온도 변화에 따른 오차를 보정할 수 있다.

[0078] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0079] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

[0080] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체

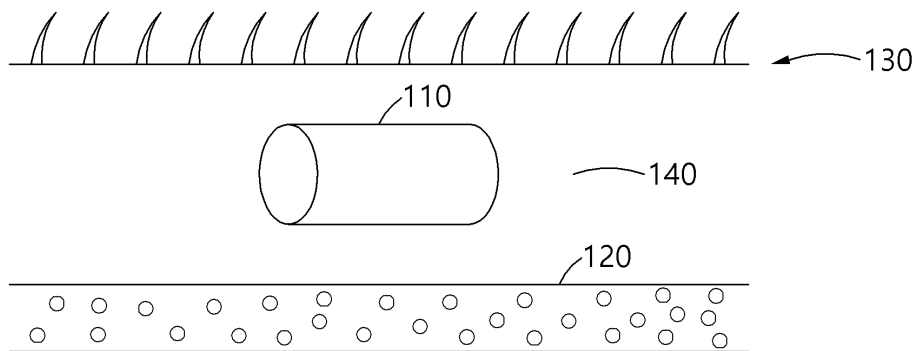
(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0081] 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 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.

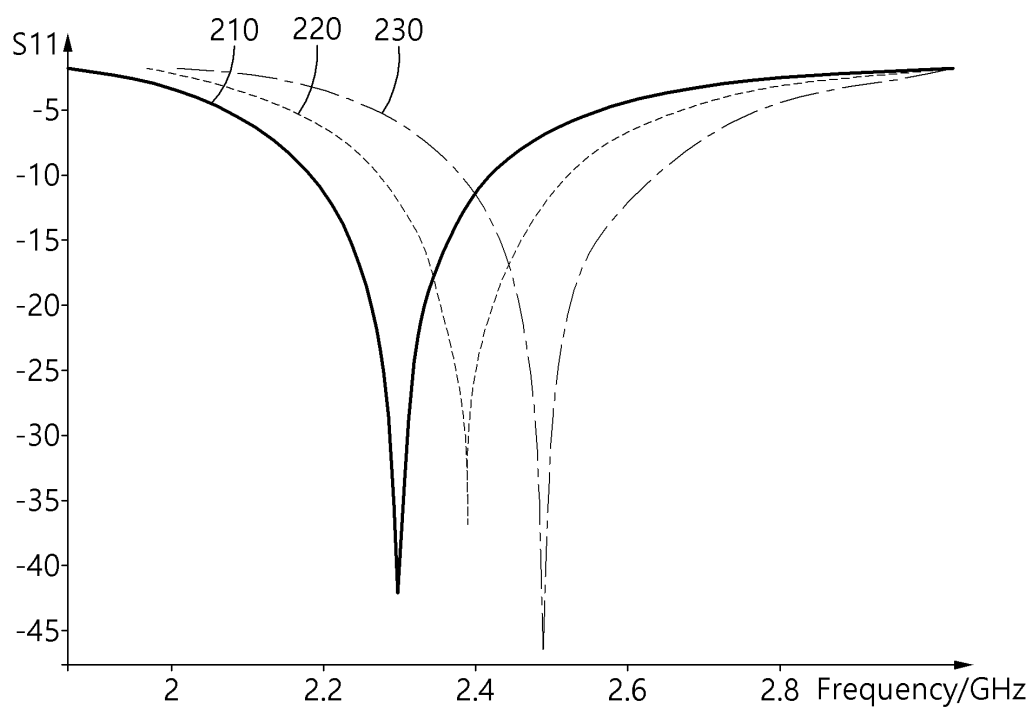
[0082] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

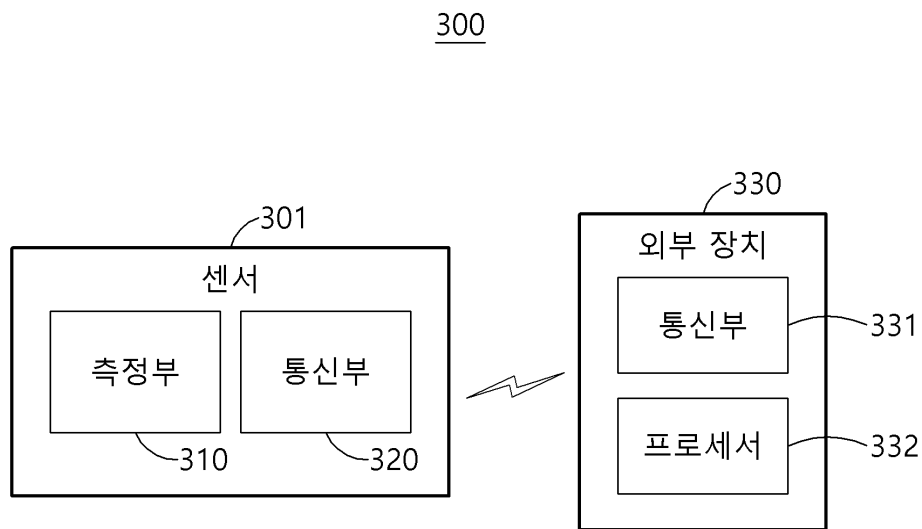
도면1



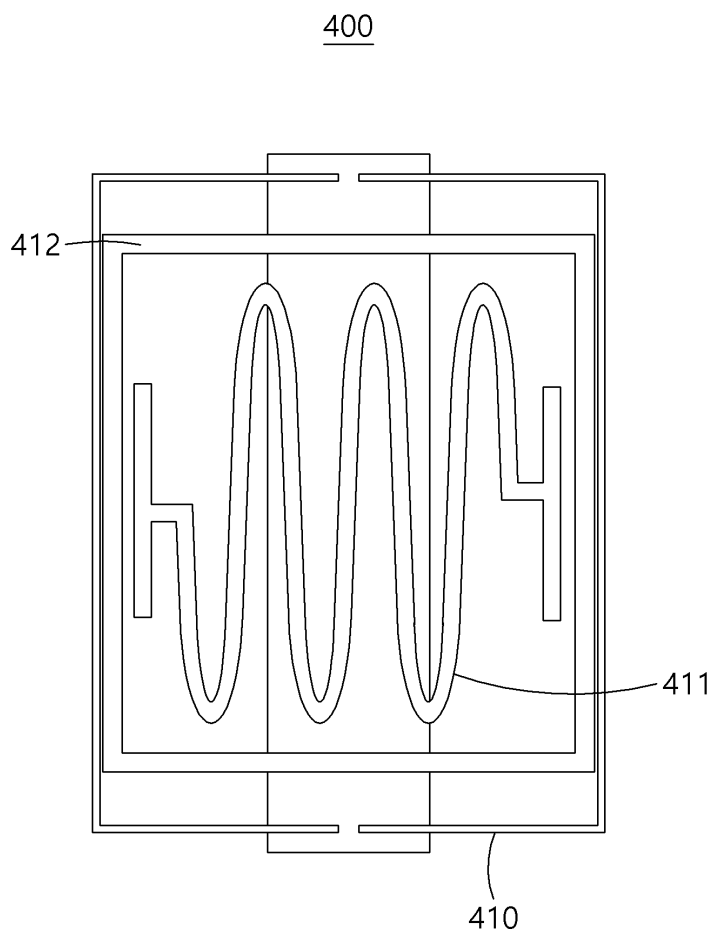
도면2



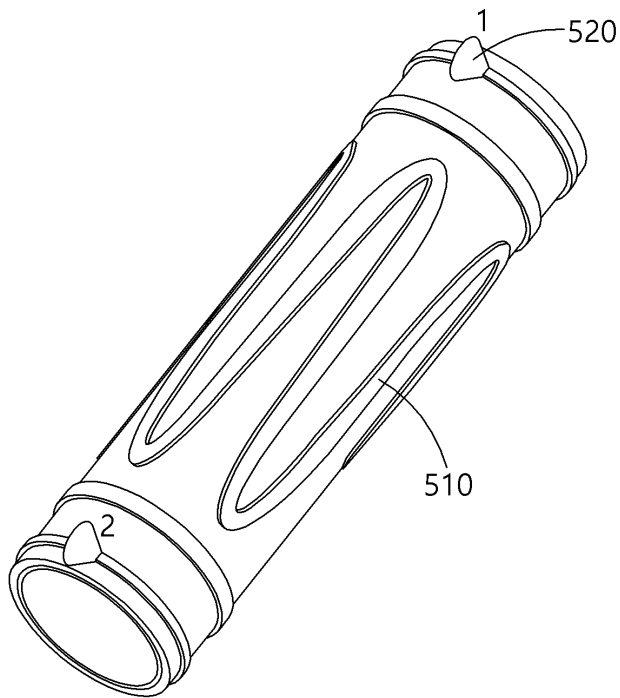
도면3



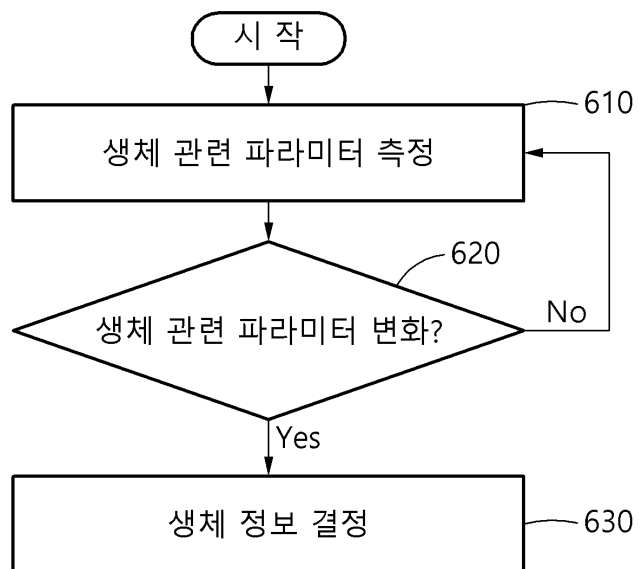
도면4



도면5



도면6



도면7

