(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0088156
(43) 공개일자 2018년08월03일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/145 (2006.01) *H01Q 9/28* (2018.01)
H02J 7/02 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/14532 (2013.01)
H01Q 9/285 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0012877
(22) 출원일자 2017년01월26일
심사청구일자 2017년01월26일

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

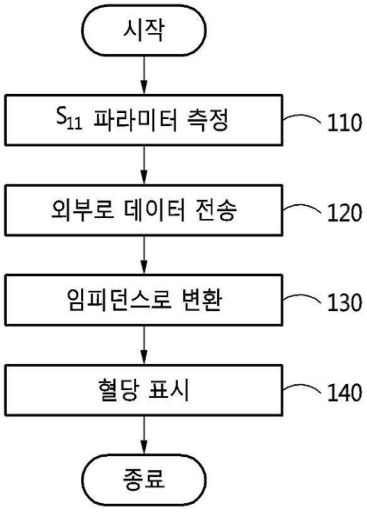
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **체내 이식형 혈당 측정 장치 및 방법**

(57) 요 약

비 침습적인 혈당 측정 장치 및 방법에 연관된다. 보다 구체적으로 인체 내 혈관에 삽입되어 측정을 원하는 시점에 무선으로 전력을 전송하여 동작하고, 다이폴 안테나 형태 센서가 혈당 수치에 따라 특정 파라미터의 변화량을 측정한다. 인체 외부에 존재하는 표시부가 무선 통신으로 상기 파라미터 값을 전송 받고 그에 대응하는 혈당량 값을 표시하여 비 침습적인 방법으로 혈당을 측정하는 장치이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
H02J 7/025 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

다이폴 안테나, IC칩(Integrated Circuit Chip), 수신 코일 및 플렉서블 인쇄회로기판을 포함하고, 인체 내에 이식되어 상기 다이폴 안테나의 특정 파라미터를 측정하는 측정부;

무선 전력 전송 방식으로 상기 측정부에 전력을 공급하는 충전부; 및

상기 측정부로부터 전송되는 상기 파라미터 정보를 변환하여 혈당을 표시하는 표시부

를 포함하는 혈당 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 측정부는 400MHz 내지 405MHz 주파수 대역을 사용하여 상기 파라미터 정보를 표시부로 전송하는 혈당 측정 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 파라미터 정보는 상기 다이폴 안테나의 S_{11} 파라미터 정보인 혈당 측정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 다이폴 안테나 센서는 길이가 10㎜ 내지 50㎜인 혈당 측정 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 표시부는 상기 S_{11} 파라미터 정보를 임피던스 값으로 변환하여 상기 임피던스 값에 대응되는 혈당량을 표시하는 혈당 측정 장치.

청구항 6

다이폴 안테나, IC칩(Integrated Circuit Chip), 수신 코일 및 플렉서블 인쇄회로기판을 포함하는 측정부가 인체 내에 이식되어 상기 다이폴 안테나의 특정 파라미터를 측정하는 단계;

상기 측정부가 상기 파라미터 정보를 표시부로 전달하는 단계;

충전부가 무선 전력 전송 방식으로 상기 측정부에 전력을 공급하는 단계; 및

상기 표시부가 상기 파라미터 정보를 혈당 정보로 변환하여 혈당을 표시하는 단계

를 포함하는 혈당 측정 방법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 측정부는 400MHz 내지 405MHz 주파수 대역을 사용하여 상기 파라미터 정보를 표시부로 전송하는 혈당 측정 방법.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 파라미터 정보는 상기 다이폴 안테나 센서의 S_{11} 파라미터 정보인 혈당 측정 방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 다이폴 안테나는 길이가 10㎜ 내지 50㎜인 혈당 측정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 표시부는 상기 S_{11} 파라미터 정보를 임피던스 값으로 변환하고, 상기 임피던스 값에 대응되는 혈당량을 표시하는 혈당 측정 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 혈당을 측정하는 장치 및 방법에 연관되며, 보다 특정하게는 침습적 방법과 달리 비침습적 방식으로, 인체 내에 이식되는 센서를 이용하여 혈당을 측정할 수 있어 통증 발생을 제거할 수 있고, 혈당을 측정하는 장치 및 방법에 연관된다.

배 경 기 술

[0002] 당뇨병은 전 세계적으로 수 억명이 가지고 있는 고질병 중의 하나로서, 당뇨병은 혈당을 조절하는 인슐린을 생산하지 못하거나 부족한 경우 또는 인슐린의 기능이 떨어지는 경우에 발생하는 질병이다. 또한 당뇨병 환자의 수는 꾸준히 증가하고 있는 추세이다.

[0003] 당뇨병을 관리하기 위해서는 각종 의학적 요법 및 식이요법 등이 존재하지만 그 기본은 혈당을 측정하는 것이며 혈당 측정 장치는 당뇨병 환자에게 없어서는 안 되는 중요한 진단 장치이다.

[0004] 혈당을 자가 측정하는 다양한 방법이 개발되어 있으나, 지금까지도 가장 많이 사용되는 방법은 손가락을 찔러 채혈을 하고 직접 혈액 내 포도당의 농도를 측정하는 방법이 사용되고 있으므로 비 침습적인 혈당의 자가 측정 장치에 대한 요구가 많다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일실시예에 따르면 다이폴 안테나, IC칩(Integrated Circuit Chip), 수신 코일 및 플렉서블 인쇄회로기판을 포함하고, 인체 내에 이식되어 상기 다이폴 안테나의 특정 파라미터를 측정하는 측정부, 무선 전력 전송 방식으로 상기 측정부에 전력을 공급하는 충전부, 및 상기 측정부로부터 전송되는 상기 파라미터 정보를 변환하여 혈당을 표시하는 표시부를 포함하는 혈당 측정 장치가 개시된다.

[0006] 다른 일실시예에 따르면 상기 측정부는 400MHz 내지 405MHz 주파수 대역을 사용하여 상기 파라미터 정보를 표시부로 전송하는 혈당 측정 장치가 개시된다.

[0007] 또 다른 일실시예에 따르면 상기 파라미터 정보는 상기 다이폴 안테나의 S_{11} 파라미터 정보일 수 있고, 상기 다이폴 안테나 센서는 길이가 10㎜ 내지 50㎜인 혈당 측정 장치일 수 있다.

[0008] 다른 일실시예에 따르면 상기 표시부는 상기 S_{11} 파라미터 정보를 임피던스 값으로 변환하여 상기 임피던스 값에 대응되는 혈당량을 표시하는 혈당 측정 장치가 개시된다.

[0009] 일실시예에 따르면 다이폴 안테나, IC칩(Integrated Circuit Chip), 수신 코일 및 플렉서블 인쇄회로기판을 포함하는 측정부가 인체 내에 이식되어 상기 다이폴 안테나의 특정 파라미터를 측정하는 단계, 상기 측정부가 상기 파라미터 정보를 표시부로 전달하는 단계, 충전부가 무선 전력 전송 방식으로 상기 측정부에 전력을 공급하는 단계 및 상기 표시부가 상기 파라미터 정보를 혈당 정보로 변환하여 혈당을 표시하는 단계를 포함하는 혈당 측정 방법이 존재한다.

[0010] 또 다른 일실시예에 따르면 상기 측정부는 400MHz 내지 405MHz 주파수 대역을 사용하여 상기 파라미터 정보를 표시부로 전송하는 혈당 측정 방법일 수 있다.

[0011] 일실시예에 따르면 상기 파라미터 정보는 상기 다이폴 안테나 센서의 S_{11} 파라미터 정보일 수 있고, 상기 다이폴 안테나는 길이가 10mm 내지 50mm인 혈당 측정 방법일 수 있다.

[0012] 다른 일실시예에 따르면 상기 표시부는 상기 S_{11} 파라미터 정보를 임피던스 값으로 변환하고, 상기 임피던스 값에 대응되는 혈당량을 표시하는 혈당 측정 방법이 개시된다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 측정 과정을 각 단계별로 나타낸 흐름도이다.

도 2는 일실시예에 따른 인체 내 혈관에 삽입되는 측정부의 각 구조를 도시한다.

도 3은 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 연결 관계를 나타낸다.

도 4는 일실시예에 따른 자기공명(Magnetic Resonance) 방식의 무선 전력 전송 시스템의 구성을 나타낸다.

도 5는 일실시예에 따른 표시부의 구성을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 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.

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] 도 1은 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 측정 과정을 각 단계별로 나타낸 흐름도이다. 110은 다이폴 안테나 센서의 특정 파라미터를 측정하는 단계이고, 120은 상기 측정 데이터를 외부로 전송하는 단계, 130은 전송되는 데이터를 임피던스 값으로 변환하는 단계이다. 마지막으로 140은 임피던스 값에 따른 혈당을 표시하는 단계이다.

[0018] 보다 구체적으로 각 단계를 살펴보면, 110단계는 다이폴 안테나 센서의 S_{11} 파라미터를 측정하는 단계이다. 일반적으로 안테나 형태에 주파수를 가진 파형을 보내면 상기 안테나 주변의 매질에 따라 그 반사 계수(Reflection Coefficient)가 변한다. 혈관 내부에 존재하는 포도당(Glucose)의 양에 따라 안테나의 파형이 변하는 정도가 달라진다. 따라서 혈당의 변화는 안테나의 유전율(Permitivity) 변화를 야기하고, 센서가 이를 반사계수의 변화로 받아들여 측정한다. S_{11} 파라미터란 특정 포트로 파형을 보내고 다시 상기 특정 포트로 되돌아오는 신호의 파형을 분석하는 파라미터를 의미한다.

[0019] 또한 다이폴 안테나(Dipole Antenna)란 안테나의 길이가 사용 파장의 1/2 이 되는 경우에 안테나의 중앙을 기준으로 상하 또는 좌우의 선상 전위 분포의 극성(Polarization)은 언제나 반대가 되어 다이폴(Dipole)과 같이 작용하기 때문에 이러한 안테나를 다이폴 안테나라고 한다.

[0020] 다이폴 안테나 센서는 체내에 삽입되어 혈관 내부에 존재한다. 다이폴 안테나의 특정 포트에 주파수를 가진 파

형을 내보내고 다시 상기 특정 포트로 되돌아오는 S_{11} 파라미터를 측정한다. S_{11} 파라미터는 혈당량에 따라 그 값이 변화하며 혈당량이 증가함에 따라 S_{11} 파라미터의 값도 비례하여 증가하게 된다. 따라서 상기 S_{11} 파라미터 값을 분석하면 그 값에 해당하는 혈당량을 측정할 수 있는 것이다.

[0021] 120 단계는 측정한 S_{11} 파라미터의 값을 인체 외부의 표시부로 전송하는 단계이다. 보다 구체적으로 무선 통신 기술을 이용하여 표시부로 전송하고, 상기 표시부는 상기 S_{11} 파라미터 값을 수신한다.

[0022] 130 단계는 상기 표시부가 수신한 값을 임피던스 값으로 변환하는 단계이다. 측정한 파라미터 값을 직접적으로 혈당으로 변환하기에는 어려움이 따르기 때문에, 1차적으로 임피던스로 변환한다. 변환한 상기 임피던스 값에 따른 혈당 수치가 커질수록 임피던스 값도 증가하는 비례 관계를 가지며, 그에 따라 상기 계산되는 임피던스 값에 대응되는 혈당량을 표시할 수 있다.

[0023] 140 단계는 상기 표시부가 혈당을 표시하는 단계이다. 표시부는 상기 130 단계에 의해 임피던스 값으로 변환되는 데이터에 따라 그에 대응되는 혈당 값을 표시한다. 표시부는 단순히 혈당량을 표시하는 역할 만을 수행하는 것이 아니고, S_{11} 파라미터 값으로부터 구해진 임피던스 값을 계산하고, 상기 임피던스 값에 대응하는 혈당량 수치를 표시한다. 예시적으로 그러나 한정되지 않게 표시부는 혈당을 mg/dl 단위의 수치 값으로 표시할 수 있고, 혈당 수치의 위험도에 따라 적색, 황색, 녹색 등의 경고등을 활용하여 위험도를 함께 표시할 수 있다.

[0024] 도 2는 일실시예에 따른 측정부(200)의 구조를 도시한다. 측정부(200)는 플렉서블 인쇄회로기판(Flexable Printed Circuit Board, 210), 다이폴 안테나, IC칩(Integrated Circuit Chip, 230) 및 수신 코일(240)로 구성된다. 상기 측정부(200)는 사람의 혈관(250) 내부에 존재한다.

[0025] 보다 구체적으로 각 구성을 살펴보면, 플렉서블 인쇄회로기판(210)은 각 구성을 회로적으로 연결시키는 역할을 수행한다. 상기 플렉서블 인쇄회로기판(210)은 혈관 내에 위치하여 혈액의 원활한 흐름을 유지하기 위하여 예시적으로 양 측면이 개방된 원통 형태로 구성될 수 있다. 상기 플렉서블 인쇄회로기판(210)은 다이폴 안테나(220)와 IC칩(230)을, 상기 IC칩(230)과 수신코일(240)을 연결한다.

[0026] 다이폴 안테나(220)는 IC칩(230)과 연결되어 있으며, 좌우로 긴 형태를 가지고 있다. S_{11} 파라미터의 측정에 이용된다. 상기 IC칩(230)은 상기 다이폴 안테나에 특정 주파수를 갖는 파형을 출력하고, 다시 되돌아오는 신호를 측정한다. 다시 되돌아오는 신호 값이 S_{11} 파라미터 값이며, 이를 의료기기의 표준인 MICS(Medical Implant Communication Service)에 따라 외부에 존재하는 표시부로 전송한다. 장치의 특성상 높은 데이터 전송률을 요구하지 않기 때문에 데이터 전송률이 아닌 체내 안전과 전력 소모에 초점을 맞추어 구현된다. 상기 IC칩(230)은 일실시예에 따라 그 크기가 1mm×1mm 이하로 구현될 수 있다.

[0027] 수신 코일(240)은 혈당 측정 장치에 전력을 공급하기 위해 이용된다. 혈관 내에 존재하는 장치의 특성상 지속적인 작동을 위해서 배터리를 내장하는 형태보다는 혈당 측정시에만 무선으로 전력을 공급하는 것이 유리하다. 무선 전력 전송(Wireless Power Transfer)에는 일반적으로 3가지 방식이 존재한다. 유도 커플링(Inductive Coupling) 방식, 자기공명(Magnetic Resonance) 방식 그리고 전자기(Electromagnetic) 방식이다. 이 중에서 자기공명(Magnetic Resonance) 방식을 이용한다. 자기공명 방식은 도달 거리가 수 cm 에서 수 m 에 이르고, 주변 환경에 영향을 덜 받기 때문에 인체를 투과하여 전력을 전송하기에 적합하다.

[0028] 자기공명 방식을 사용하는 경우에 총 4개의 코일이 존재한다. 전력 코일(Power Coil), 제1 코일, 제2 코일 그리고 부하 코일(Load Coil)이다. 수신 코일은(240)은 상기 제2 코일 및 부하 코일로 구성된다. 전력 코일은 충전부에 존재하며 전력을 공급해주는 코일이며, 수신코일(240)은 체내에 삽입되는 측정부(200)에 존재하고 전력을 전송 받는 코일이다. 상기 제1 코일 및 제2 코일은 송수신의 효율을 높여주기 위한 코일이다. 상기 제1 코일과 제2 코일은 고주파 전류로 인한 무선 전력 전송 효율을 높이기 위해 전도율(Conductivity)이 높은 재료를 사용한다. 따라서 전원에 의해 전력이 전원 코일로 야기되고, 상기 제1 코일에 자기 유도 방식으로 전달된다. 상기 제1 코일은 공진을 통해 전력을 저장하고 있다가 상기 제2 코일로 전력을 전달한다. 자기공명(Magnetic Resonance) 현상을 이용해 상기 제1 코일과 제2 코일 간에 전력을 전달함에 있어서, 두 공진 코일을 동일하게 하는 경우에 무선 전력 전송의 효율을 증가시킬 수 있다. 마지막으로 상기 제2 코일은 다시 부하 코일(Load Coil)로 자기 유도 방식으로 전력을 전달하게 된다.

[0029] 도 3은 일실시예에 따른 혈당 측정 장치의 구조를 나타낸다. 혈당 측정 장치는 혈당 계산을 위한 파라미터를 측정하는 측정부(310), 상기 측정부에 전력을 공급하는 충전부(320) 및 데이터 변환과 혈당 표시를 수행하는 표

시부(330)로 구성된다. 측정부(310)는 충전부(320)로부터 무선으로 전력을 전송받고, 측정하는 S_{11} 파라미터 값을 표시부(330)로 전송한다.

[0030] 충전부(320)는 무선 전력 전송 방식을 이용하여 측정부(310)에 전력을 공급한다. 사용자는 혈당을 측정하고자 하는 경우에 상기 측정부(310)를 상기 충전부(320)에 가까이 가져가면 무선으로 상기 측정부(310)에 전력이 공급된다. 보다 구체적으로 무선 전력 전송 방식을 설명한다. 상기 충전부(320)에는 전력 코일(Power Coil) 및 제1 코일이 존재한다. 상기 전력 코일에서 공급하고자 하는 전력을 생성하고, 제1 코일을 통해서 제2 코일로 전송한다. 상기 제2 코일은 다시 부하 코일(Load Coil)로 전력을 전송한다. 전력을 전송하는 방식은 자기 공명(Magnetic Resonance)에 의한다. 예시적으로 그러나 한정되지 않게 여기에 사용되는 주파수 대역은 13.56MHz (ISM Band) 일 수 있으며, 상기 주파수 대역은 인체에 영향을 미치지 않는 주파수 대역으로 유해하지 않다. 무선 전력 전송에 사용되는 상기 코일들은 인체 유해성의 척도인 전자파 인체 흡수율(Specific Absorption Rate, SAR)이 매우 낮다. 또한 예시적으로 수신코일은 측정부의 가장자리에 위치하여 전력 수신율을 높일 수 있다.

[0031] 이러한 방식으로 상기 충전부(320)는 상기 측정부(310)로 전력을 전송하고, 상기 측정부는 전력을 전송받는 동안에만 동작한다. 따라서 상기 측정부(310)를 상기 충전부(320)에 가까이 하지 않으면 상기 측정부(310)는 동작하지 않고 꺼져있는 상태이다. 측정을 원하는 시점에 상기 충전부(320)로 가까이 하면 작동한다.

[0032] 표시부(330)는 측정부(310)가 전송하는 S_{11} 파라미터 정보를 수신하고, 상기 파라미터 값을 임피던스 값으로 변환한다. 변환되는 임피던스 값에 대응하는 혈당량 수치를 찾고, 사용자가 확인 가능하도록 표시한다. 상기 표시부(330)는 예시적으로 그러나 한정되지 않게 혈당량을 mg/dl 단위의 구체적인 수치로 표시할 수 있다.

[0033] 또한 적색, 황색, 녹색의 경고 표시등이 포함될 수 있다. 각 표시등은 측정한 혈당량 수치가 미리 설정되는 구간에 존재하는 경우 각 표시등이 점등될 수 있다. 예를들어 혈당량이 150mg/dl 초과인 경우 적색, 100mg/dl 초과 150mg/dl 이하인 경우 황색, 100mg/dl 이하인 경우 녹색 등을 점등할 수 있다.

[0034] 도 4는 일실시예에 따라 무선 전력 전송에 이용되는 코일의 구조를 도시한다. 410은 전력 코일(Power Coil), 420은 제1 코일, 430은 제2 코일 그리고 440은 부하 코일(Load Coil)을 나타낸다. 전력 코일(410)과 부하 코일(440)을 직접 자기공명(Magnetic Resonance) 방식으로 전력 전송하면 전송 효율이 낮기 때문에 상기 제1 코일(420) 및 제2 코일(430)을 이용한다.

[0035] 상기 전력 코일(410)은 전원(V_S)로부터 생성되는 전력을 제1 전송 코일로 전송한다. 여기서 전력 전송 방식은 유도 커플링(Inductive Coupling) 방식이다. 무선 전력 전송으로 전력을 전달 받은 상기 제1 코일(420)은 다시 무선 전력 전송으로 상기 제2 코일(430)로 전달한다. 상기 제1 코일(420)과 상기 제2 코일(430)은 동일한 코일이며 전력 전송 방식은 자기공명 방식에 의하기 때문에 전력 전송시 효율을 증가시킬 수 있다. 전력을 전송 받은 상기 제2 코일(430)은 다시 부하 코일(430)로 전력을 전송하고, 여기서 이용되는 전력 전송 방식은 유도 커플링 방식이다. 최종적으로 부하 코일(440)은 전송 받은 전력을 이용하여 측정부를 동작시킨다.

[0036] 도 5는 일실시예에 따른 표시부의 구조도이다. 표시부(500)는 혈당 수치를 표시하는 부분(510)과 경고등(520) 부분으로 구성될 수 있다.

[0037] 보다 구체적으로 상기 혈당 수치를 표시하는 부분(510)은 측정부에 의해 측정되는 혈당량을 mg/dl 단위의 숫자로 표현할 수 있으며, 도 5에서는 예시적으로 214의 수치를 가리키고 있다.

[0038] 상기 경고등(520) 부분은 예시적으로 적색, 황색, 녹색의 세 부분으로 구성될 수 있으며, 이에 한정되지 않고 세분화되거나 간략화 될 수 있다. 예를 들어 당뇨병 환자에게 예시되는 혈당량 214 mg/dl의 수치가 측정되는 경우 위험한 상태임을 즉각적으로 파악할 수 있도록 적색 경고등이 점등될 수 있다.

[0039] 일실시예에 따라 혈당량을 변화 시키면서 다이폴 안테나의 S_{11} 파라미터 값을 측정하여 구한다. 혈당의 농도가 상승할수록 S_{11} 파라미터의 값은 함께 상승한다. 혈당 농도에 따라 S_{11} 파라미터의 값이 비례하여 변하고 S_{11} 파라미터의 변화는 그에 비례하는 임피던스 값으로 변환할 수 있다. 결국 상기 혈당량 값이 증가함에 따라 상기 임피던스의 값도 증가하는 비례 관계가 존재한다. 혈당 측정 장치의 표시부는 미리 입력되는 데이터 값을 토대로 산출되는 임피던스 값을 토대로 혈당량을 표시하게 된다. 혈당량의 표시 방법은 도 5에서 설명한 대로 표시될 수 있다.

[0040] 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, 프로

세서, 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.

[0041] 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(embody)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.

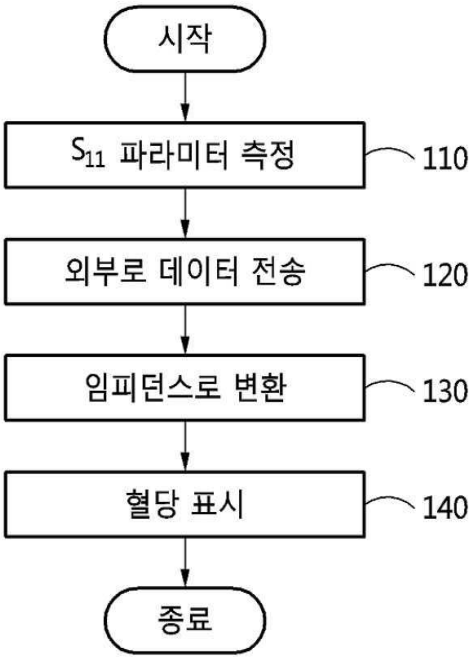
[0042] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic 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.

[0043] 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.

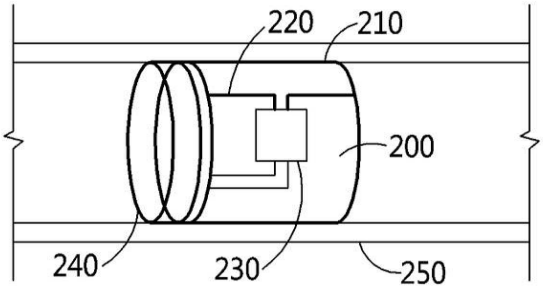
[0044] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

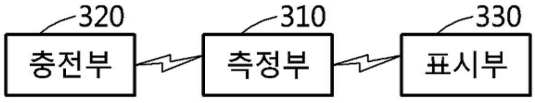
도면1



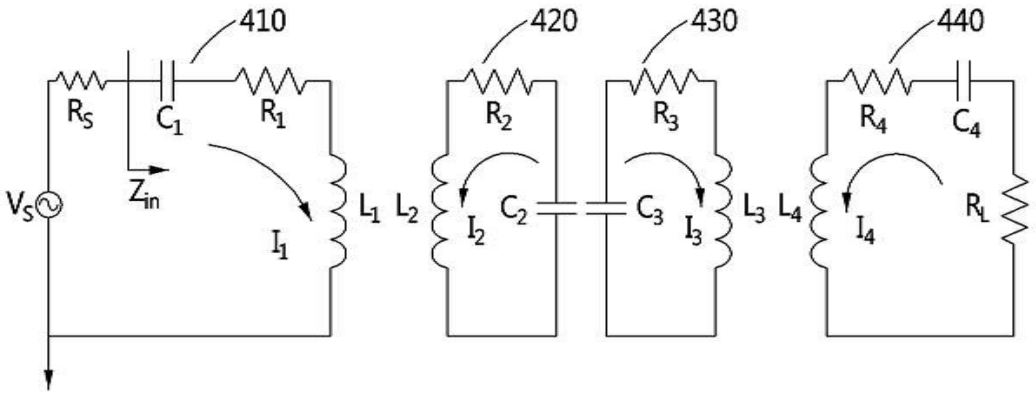
도면2



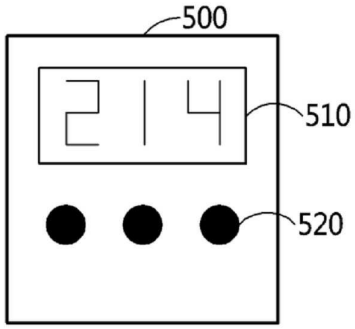
도면3



도면4


410
420
430
440
R_S
C_1
R_1
R_2
R_3
R_4
C_4
V_S
Z_{in}
I_1
L_1
L_2
I_2
C_2
C_3
I_3
L_3
L_4
I_4
R_L

도면5


500
214
510
520