



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년10월19일

(11) 등록번호 10-2591393

(24) 등록일자 2023년10월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61M 5/168 (2006.01) G01N 27/10 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61M 5/16831 (2013.01)

G01N 27/10 (2020.05)

(21) 출원번호 10-2021-0144733

(22) 출원일자 2021년10월27일

심사청구일자 2021년10월27일

(65) 공개번호 10-2023-0060237

(43) 공개일자 2023년05월04일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020210047437 A

KR102306849 B1

KR101981282 B1

(73) 특허권자

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

박철민

서울특별시 마포구 신수로 15, 110동 1102호(현석동, 강변힐스테이트)

박정옥

서울특별시 마포구 새창로 52, 103동 1404호(도화동, 도화동현대아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인(유한)아이시스

전체 청구항 수 : 총 8 항

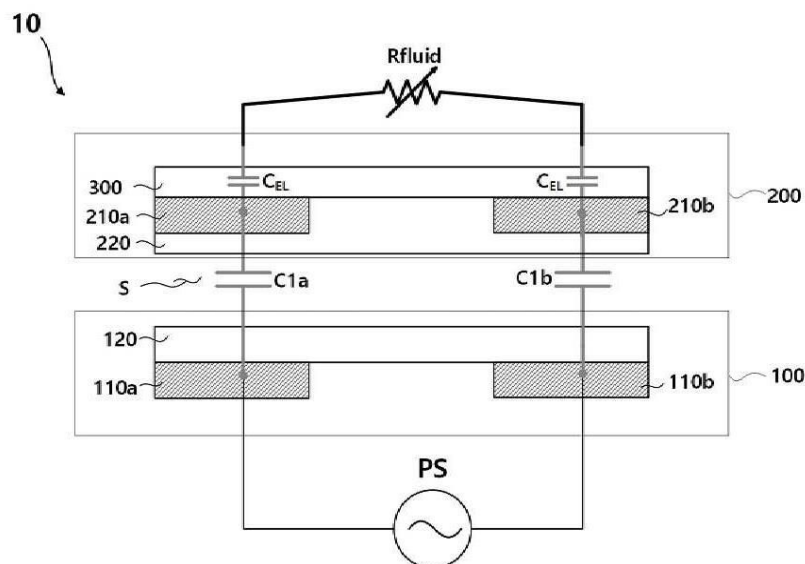
심사관 : 하재욱

(54) 발명의 명칭 수액 감지 장치

## (57) 요약

본 실시예에 의한 감지 장치는 기관과, 상기 기관의 제1 면에 형성된 제1 전극들과, 반응층(responsive layer) 및 상기 반응층의 제1 면에 형성된 제2 전극들을 포함하며, 상기 제2 전극들 각각은 제1 전극들 각각과 용량적으로 결합(capacitively coupled)되며, 상기 제2 전극은 전원과 연결되어 구동 전력을 제공한다.

## 대표도



(52) CPC특허분류

A61M 2205/18 (2013.01)  
A61M 2205/581 (2013.01)  
A61M 2205/582 (2013.01)  
A61M 2205/583 (2013.01)  
A61M 2205/8237 (2013.01)

(72) 발명자

**이승원**

서울특별시 양천구 월정로 303(신월동, 수명산 롯데캐슬)

**장지혜**

충청북도 단양군 가곡면 보발성금길 157-23

**김혜진**

서울특별시 서초구 서초중앙로 200, 6동 701호(서초동, 삼풍아파트)

**이경진**

서울특별시 양천구 목동서로 400, 1014동 303호(신정동, 목동신시가지아파트10단지)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711109054
과제번호	2020R1A2B5B03002697
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중견연구자지원사업
연구과제명	초감각 응답형 바이오메디칼 센싱 디스플레이
기 여 율	1/4
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711128870
과제번호	2018M3D1A1058926
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	원천기술개발사업
연구과제명	인공 공감각 일렉트로닉스 플랫폼 개발
기 여 율	1/4
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2021.01.16 ~ 2022.01.15

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345321166
과제번호	2020R1A6A1A03041989
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	기초연구기반구축사업
연구과제명	고령건강과학연구
기 여 율	1/4
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711138098
과제번호	KMDF_PR_20200901_0077-01
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	(재단)범부처전주기료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기료기기연구개발사업(R&D)
연구과제명	(주관)압전 사운드 기반 스마트 환자 수액 케어
기 여 율	1/4
과제수행기관명	연세대학교산학협력단
연구기간	2021.03.01 ~ 2022.02.28

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

튜브 형태의 기관과, 상기 튜브 형태의 기관의 튜브 내측인 제1 면에 형성된 제2 전극들과 상기 튜브 형태의 기관을 통하여 흐르는 수액과 접촉하여 상기 수액의 특성에 따라 진동, 발광 및 소리를 발생하는 반응층(responsive layer)을 포함하는 검출부; 및

외부 기관과, 상기 외부 기관에 형성되고 전원과 연결된 제1 전극들을 포함하며 상기 검출부와 이격되어 위치하는 전력 전송부를 포함하며,

상기 제2 전극들 각각은 제1 전극들 각각과 용량적으로 결합(capacitively coupled)되어 전력 전송부로부터 전력을 제공받는 수액 감지 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 튜브 형태의 기관은

상기 수액이 흐르는 튜브와 상호 끼워맞춤 결합되는 수액 감지 장치.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 반응층은

상기 수액의 전기적 특성에 따라 상기 발광의 강도, 상기 진동의 강도 및 상기 소리의 크기를 달리하여 반응하는 수액 감지 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 반응층은,

피에조 물질(Piezoelectric material) 내에 전기장 유발 형광체(Field induced EL Phosphor)가 분산된 것인 수액 감지 장치.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,

상기 피에조 물질(Piezoelectric material)은 불화 폴리머인 수액 감지 장치.

#### 청구항 6

제4항에 있어서,

상기 전기장 유발 형광체는

nS:Mn, ZnS:Cu, ZnS:Al 중 어느 하나인 수액 감지 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 외부 기관은,

투명 기관이며,

상기 제1 전극은 투명 전극인 수액 감지 장치.

## 청구항 8

제1항에 있어서,

상기 제1 전극은 전도성 폴리머로 형성된 수액 감지 장치.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 기술은 수액 감지 장치와 관련된다.

### 배경 기술

[0002] 인체 내 액체가 10% 가량 소실되면 심한 탈수 증상으로부터 뇌와 심장의 기능이 급격하게 저하되며, 20% 이상 수분 손실이 발생하면 환자의 생명이 위험하다. 즉, 수액은 환자에게 약물, 영양분을 공급하기 위하여 필수적이다.

[0003] 일반적인 사람은 식사를 통하여 필요한 수분과 영양분을 섭취하나, 건강상의 문제로 식사가 어려운 경우 혹은 지속적인 약물 투여가 필요한 경우에는 정맥을 통해 수액을 공급한다.

### 선행기술문헌

#### 특허문헌

(특허문헌 0001) 한국 공개 특허 제10-2021-0035437호 (2021.04.01)

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0004] 수액을 투여하는 자는 수액 용액을 선택하여 제공하여야 하며, 투여할 수액을 잘못 선택한 경우에는 의료 사고로 이어질 수 있다. 종래 기술은 수액 투여자에게 전적으로 의존하여 환자의 정맥에 수액을 투여하였다. 따라서, 투여자의 실수는 의료 사고를 만들 수 있다는 단점이 있다.

[0005] 본 기술로 해결하고자 하는 과제 중 하나는 종래 기술의 단점을 해결하기 위한 것이다. 즉, 수액의 특성을 검출하여 검출한 수액의 특성을 시각적, 촉각적 및 음향적으로 사용자에게 알려주어 올바른 수액을 투여하도록 하는 것이 본 실시예로 해결하고자 하는 과제 중 하나이다.

### 과제의 해결 수단

[0006] 본 실시예에 의한 수액 감지 장치는 튜브 형태의 기관과, 상기 기관의 튜브 내측면에 형성된 제2 전극들과 상기 튜브를 통하여 흐르는 수액과 접촉하여 상기 수액의 특성에 따라 진동, 발광 및 소리를 발생하는 반응층(responsive layer)을 포함하는 검출부; 및 외부 기관과, 상기 외부 기관에 형성되고 전원(PS)과 연결된 제1 전극들을 포함하며 상기 검출부와 이격되어 위치하는 전력 전송부를 포함하며, 상기 제2 전극들 각각은 제1 전극들 각각과 용량적으로 결합(capacitively coupled)되어 전력 전송부로부터 전력을 제공받는다.

[0007] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 튜브 형태의 기관은 상기 수액이 흐르는 튜브와 상호 끼워맞춤 결합된다.

[0008] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 반응층은 상기 전기적 특성에 따라 상기 발광의 강도, 상기 진동의 강도 및 상기 소리의 크기를 달리하여 반응한다.

[0009] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 반응층은, 피에조 물질(Piezoelectric material) 내에 전기장 유발 형광체(Field induced EL Phosphor)가 분산된 것이다.

- [0010] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 피에조 물질(Piezoelectric material)은 불화 폴리머이다.
- [0011] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 전기장 유발 형광체는 ZnS:Mn, ZnS:Cu, ZnS:Al 중 어느 하나이다.
- [0012] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 외부 기관은, 투명 기관이며, 상기 제1 전극은 투명 전극이다.
- [0013] 본 실시예의 어느 한 모습에 의하면, 상기 외부 기관은, 상기 제1 전극은 전도성 폴리머로 형성된다.

### 발명의 효과

- [0014] 본 실시예에 의하면 수액의 특성을 검출한 결과를 디지털로 변환하지 않고 사용자에게 시각적, 촉각적, 음향적으로 알릴 수 있어 경제적이라는 장점이 제공된다.

### 도면의 간단한 설명

- [0015] 도 1은 본 실시예에 의한 수액 감지 장치(10)를 수액이 흐르는 방향으로 절단한 개요적 단면도이다.
- 도 2는 수액 감지 장치(10)를 수액이 흐르는 방향과 직각인 방향으로 절단한 단면도이다.
- 도 3(a) 및 도 3(b)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치(10)와 수액이 흐르는 튜브들(T1, T2) 사이의 연결 관계를 예시한 도면이다.
- 도 4(a)는 탈이온수(DI water, deionized water)와 TPN(Total parenteral nutrition) ) 수액을 구성하는 포도당 용액, 아미노산 용액 및 전해질 용액, 그리고 지방유제 성분을 가진 콤비플렉스페리주 A액, B액과 이너프페리주 A액, B액, C액의 5종류의 액체를 제공하였을 때의 유체의 정규화된 임피던스 변화를 도시한 도면이고, 도 4(b)는 반응층(300)이 제공하는 광의 세기를 도시한 도면이며, 도 4(c)는 반응층(300)이 제공하는 광의 세기 및 파장을 도시한 도면이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0016] 이하에서는 첨부된 도면들을 참조하여 본 실시예에 의한 수액 감지 장치를 설명한다. 도 1은 본 실시예에 의한 수액 감지 장치(10)를 수액이 흐르는 방향으로 절단한 개요적 단면도이다. 도 2는 수액 감지 장치(10)를 수액이 흐르는 방향과 직각인 방향으로 절단한 단면도이다. 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 실시예에 의한 수액 감지 장치(10)는 튜브 형태의 기관(220)과, 상기 기관(220)의 튜브 내측면에 형성된 제2 전극들(210a, 210b)과 상기 튜브를 통하여 흐르는 수액과 접촉하여 상기 수액의 특성에 따라 진동, 발광 및 소리를 발생하는 반응층(responsive layer, 300)을 포함하는 검출부(200); 및 외부 기관(120)과, 상기 외부 기관(120)에 형성되고 전원(PS)과 연결된 제1 전극들(110a, 110b)을 포함하며 상기 검출부(200)와 이격되어 위치하는 전력 전송부(100)를 포함하며, 상기 제2 전극들(210a, 210b) 각각은 제1 전극들(110a, 110b) 각각과 용량적으로 결합(capacitively coupled)되어 전력 전송부(100)로부터 전력을 제공받는다.
- [0017] 전력 전송부(100)는 외부 기관(120)과 제1 전극들(110a, 110b)을 포함한다. 외부 기관(120)에는 제1 전극들(110a, 110b)이 위치한다. 일 실시예로, 외부 기관(120)은 절연성 투명 기관일 수 있으며, 일 예로, PET, PE 등의 수지 재질일 수 있다.
- [0018] 제1 전극들(110a, 110b)은 외부 기관의 어느 한 면에 위치하며, 전원(PS)과 연결된다. 또한 제1 전극들(110a, 110b)은 투명한 전도체로 형성될 수 있으며, 일 예로, ITO, IZO 등의 산화물로 형성될 수 있다.
- [0019] 일 실시예로, 전력 전송부(100)의 외부 기관(120)과 제1 전극들(110a, 110b)를 투명한 재질로 형성함으로써 반응층(300)에서 제공하는 광을 용이하게 관찰할 수 있다.
- [0020] 검출부(200)는 튜브 형태의 기관(220)과 제2 전극들(210a, 210b)과 수액과 직접 접촉하는 반응층(300)을 포함한다. 반응층(300)은 상부의 수액과 직접 접촉하여 수액의 전기적 특성에 따라 시각적, 청각적 및 촉각적으로 반응한다. 일 실시예로, 반응층(300)은 피에조 물질(Piezoelectric material) 내에 전기장 유발 형광체(Field induced EL Phosphor)가 분산되어 형성될 수 있다.
- [0021] 반응층(300)의 상부에 수액이 흐를 때, 반응층(300) 내에 형성된 전기장에 의하여 반응층(300)의 전기장 유발 형광체가 발광한다. 반응층(300) 내에 형성된 전기장의 세기는 수액의 전기 저항, 임피던스에 상응한다. 따라서, 사용자에게 수액의 전기적 특성을 시각적으로 알릴 수 있다. 일 예로, 전기장 유발 형광체는 ZnS:Mn, ZnS:Cu, ZnS:Al 중 어느 하나 이상일 수 있다.

- [0022] 또한, 수액의 임피던스에 상응하여 제공된 전기적 신호에 의하여 반응층(300)에 포함된 피에조 물질이 반응하여 진동하고, 소리를 발생시켜 사용자에게 촉각 및 청각적으로 용액의 특성을 알릴 수 있다. 피에조 물질은 불화 폴리머일 수 있으며, 일 예로, PVDf, PVDf-TrFE, PVDf-TrFE-CFE, PVDf-HFP 및 이들을 혼합한 폴리머 중 어느 하나 이상일 수 있다.
- [0023] 튜브 형태의 기관(220)에는 제2 전극들(210a, 210b)이 위치한다. 일 실시예로, 제2 전극들(210a, 210b)은 도전성 폴리머 재질일 수 있으며, 일 예로, 알루미늄(Al), 은(Ag), 구리(Cu) 등의 금속 패턴 및 PEDOT:PSS 등의 전도성 폴리머 재질 중 어느 하나 이상일 수 있다.
- [0024] 도 1 및 도 2로 예시된 실시예에서, 수액 감지 장치(10)는 제2 전극들(210a, 210b)을 덮어서 보호하는 보호층(미도시)을 더 포함할 수 있다. 일 실시예로, 보호층(미도시)는 외부 환경으로부터 수분, 산소 등이 제2 전극들(210a, 210b)에 침투하여 제2 전극들(210a, 210b)의 성질을 변화시키고, 전기적 특성을 변화시키는 것을 방지할 수 있다.
- [0025] 전력 전송부(100)과 검출부(200) 사이는 이격될 수 있다. 일 예로, 전력 전송부(100)과 검출부(200) 사이에는 전원(PS)으로부터 제공된 전력이 전기장의 형태로 전송될 수 있는 공기 등의 유전 물질이 위치할 수 있다.
- [0026] 도 3(a) 및 도 3(b)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치(10)와 수액이 흐르는 튜브들(T1, T2) 사이의 연결 관계를 예시한 도면이다. 도 3(a)를 참조하면, 수액 감지 장치(10)는 튜브들(T1, T2)에 비하여 큰 직경을 가지며, 수액이 흐르는 튜브들(T1, T2)이 수액 감지 장치(10)의 내부로 삽입되어 끼워맞춤 결합될 수 있다.
- [0027] 도 3(b)로 예시된 실시예에서, 수액 감지 장치(10)는 튜브들(T1, T2)에 비하여 작은 직경을 가지며, 수액 감지 장치(10)가 수액이 흐르는 튜브들(T1, T2) 내부로 삽입되어 끼워맞춤 결합될 수 있다.
- [0028] 이하에서는 도 1 내지 도 2를 참조하여 수액 감지 장치(10)의 동작을 설명한다. 도 1로 예시된 것과 같이 제1 전극(110a)과 제2 전극(210a)은 용량적으로 결합되어 커패시터 C1a를 형성하고, 제1 전극(110b)과 제2 전극(210b)은 용량적으로 결합되어 커패시터 C1b를 형성한다.
- [0029] 전원(PS)은 제1 커패시터(C1a)의 제1 전극(110a) 및 제2 커패시터(C1b)의 제1 전극(110b)에 연결된다. 제1 전극들(110a, 110b)과 제2 전극들(210a, 210b)을 포함하는 제1 및 제2 커패시터(C1a, C1b)는 전원으로부터 제공된 전력을 검출부(200)에 제공한다.
- [0030] 도 1로 예시된 실시예에서, 제2 전극들(210a, 210b)과 반응층(300) 상부의 유체는 반응층 커패시터( $C_{EL}$ )의 전극을 형성하고, 반응층(300)은 반응층 커패시터( $C_{EL}$ )의 유전체(dielectric material)를 형성한다.
- [0031] 전원(PS)이 제공한 전력은 제2 전극들(210a, 210b)을 통하여 반응층 커패시터( $C_{EL}$ )에 제공된다. 반응층(300) 상부의 유체는 그 물리적 성질에 따라 전기 저항, 임피던스 등의 특징을 서로 달리한다. 즉, 유체가 물 등의 극성 유체일 때의 유체 저항( $R_{fluid}$ )과 아세톤(Acetone), 헥산(Hexane), 톨루엔(Toluene)등의 비극성 유체의 유체 저항( $R_{fluid}$ )은 서로 다를 수 있다.
- [0032] 유체의 종류에 따라 형성되는 전기 저항( $R_{fluid}$ )에 의하여 반응층(300)에 형성되는 전압의 크기는 서로 다르다. 따라서, 유체의 특성에 상응하여 반응층(300)에 포함된 전기장 유발 형광체가 발광하고, 유체의 특성에 상응하는 강도의 광을 제공할 수 있다.
- [0033] 또한, 반응층(300)에 형성되는 전압의 크기는 유체의 종류에 상응하여 형성되므로, 반응층(300)에 포함된 피에조 물질은 유체의 종류에 따라 반응하여 진동하고, 소리를 발생한다. 따라서, 사용자에게 촉각 및 청각적으로 용액의 특성을 알릴 수 있다.
- [0035] 실험예
- [0036] 이하에서는 도 4를 참조하여 본 실시예에 의한 수액 감지 장치의 실험예를 설명한다. 도 4(a)는 탈이온수(DI water, deionized water)와 TPN(Total parenteral nutrition) ) 수액을 구성하는 포도당 용액, 아미노산 용액 및 전해질 용액, 그리고 지방유체 성분을 가진 콤플렉스페리주 A액, B액과 이너프페리주 A액, B액, C액의 5종류의 액체를 제공하였을 때의 유체의 정규화된 임피던스 변화를 도시한 도면이고, 도 4(b)는 반응층(300)이 제공하는 광의 세기를 도시한 도면이며, 도 4(c)는 반응층(300)이 제공하는 광의 세기 및 파장을 도시한 도면이다.
- [0037] 도 4(a)를 참조하면 탈이온수는 임피던스의 변화가 0에 근접하며, 유체 B, C, D, E 순으로 임피던스의 변화가

큰 것을 알 수 있다. 이러한 유체들을 흘렸을 때, 반응층(300)이 제공하는 광의 휘도는 도 4(b)로 도시된 것과 같이 임피던스의 변화가 큰 순서대로 증가하는 것을 알 수 있다.

[0038] 도 4(c)로 도시된 것과 같이 반응층(300)이 제공하는 광의 휘도는 도 4(b)로 도시된 것과 같이 임피던스의 변화가 큰 순서대로 증가하나, 광의 피크 파장은 대략 450nm로 공통되는 것을 알 수 있으며, 이는 반응층에 분산된 전기장 유발 형광 물질의 특성에 기인하는 것으로 파악될 수 있다.

[0039] 도 5(a)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치로 5% 텍스트로스 수용액(DW), 종합 비경구 영양 수액(Total parenteral nutrition, TPN), 하트만 용액(HS), 생리 식염수(Normal saline, NS) 및 플라스마 용액(Plasma solution, PS)의 서로 다른 다섯 개의 수액을 감지하여 임피던스 변화를 측정된 데이터이고, 도 5(b)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치로 서로 다른 다섯 개의 수액을 감지하여 발광 강도 및 소리의 크기를 도시한 도면이다.

[0040] 도 5(a)와 도 5(b)로 도시된 바와 같이 본 실시예에 의한 수액 감지 장치는 임피던스의 변화와 발광 강도 및 진동의 크기로 서로 다른 다섯 개의 수액을 구별할 수 있음을 알 수 있다.

[0041] 도 6(a)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치가 수액이 흐르지 않을 때에는 발광하지 않으나, 수액이 흐를 때 발광하여 수액이 흐르고 있음을 나타내는 도면으로, 수액 감지 장치는 발광하여 수액이 흐르고 있음을 나타낸다.

[0042] 도 6(b)는 본 실시예에 의한 수액 감지 장치가 수액이 흐르지 않을 때 작은 진폭의 소리를 제공하나, 수액이 흐를 때 상대적으로 큰 진폭을 가지는 소리를 제공하여 수액이 흐르고 있음을 나타내는 도면으로, 수액 감지 장치는 진동 및 음향을 제공하여 수액이 흐르고 있음을 나타낸다.

[0043] 도 6(c)는 생리 식염수와 종합 비경구 영양 수액(TPN)이 3방향 밸브를 통하여 본 발명의 수액 감지 장치와 연결된 상태를 도시한다. 초기(initial)에는 수액 감지 장치를 통하여 수액이 흐르지 않았으나, 스텝 1(step 1)에서 12 시간 동안 생리 식염수(NS)가 수액 감지 장치를 통하여 제공되었다. 6시간 후, 스텝 2(step 2)에서 TPN이 12 시간 동안 제공되었으며, 결과적으로 생리 식염수(NS)와 종합 비경구 영양 수액(TPN)이 6 시간 동안 수액 감지 장치를 통하여 제공되었다(스텝 3). 생리 식염수의 주입이 종료된 후, 종합 비경구 영양 수액(TPN)이 남은 시간 동안 제공되었다. 종합 비경구 영양 수액(TPN)이 주입이 종료된 후, 생리 식염수(NS)가 다시 제공되었다(final).

[0044] 도 6(d)는 초기 상태, 스텝 1, 스텝 2, 스텝 3 및 최종 상태에서의 시간에 대한 음향 진폭을 도시하고, 도 6(e)는 시간에 대한 발광 강도를 도시하며, 도 6(f)는 임피던스의 변화를 도시한다.

[0045] 도시된 바와 같이 본 실시예에 의한 수액 감지 장치에 의하면 서로 다른 수액을 소리의 진폭, 발광 강도를 달리 표시하여 사용자에게 표시할 수 있다. 나아가, 서로 다른 수액 별로 임피던스를 검출하므로 이를 이용하여 폭 넓은 응용 범위를 가질 수 있다.

[0047] 본 실시예에 의하면, 전기 신호로 구동하는 소자를 사용하여 정류기가 필요하지 않아 구조를 단순화할 수 있다는 장점이 제공된다. 나아가, 유연하고 변형에 강하다는 장점도 또한 제공된다.

[0049] 본 발명에 대한 이해를 돕기 위하여 도면에 도시된 실시 예를 참고로 설명되었으나, 이는 실시를 위한 실시예로, 예시적인 것에 불과하며, 당해 분야에서 통상적 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 첨부된 특허청구범위에 의해 정해져야 할 것이다.

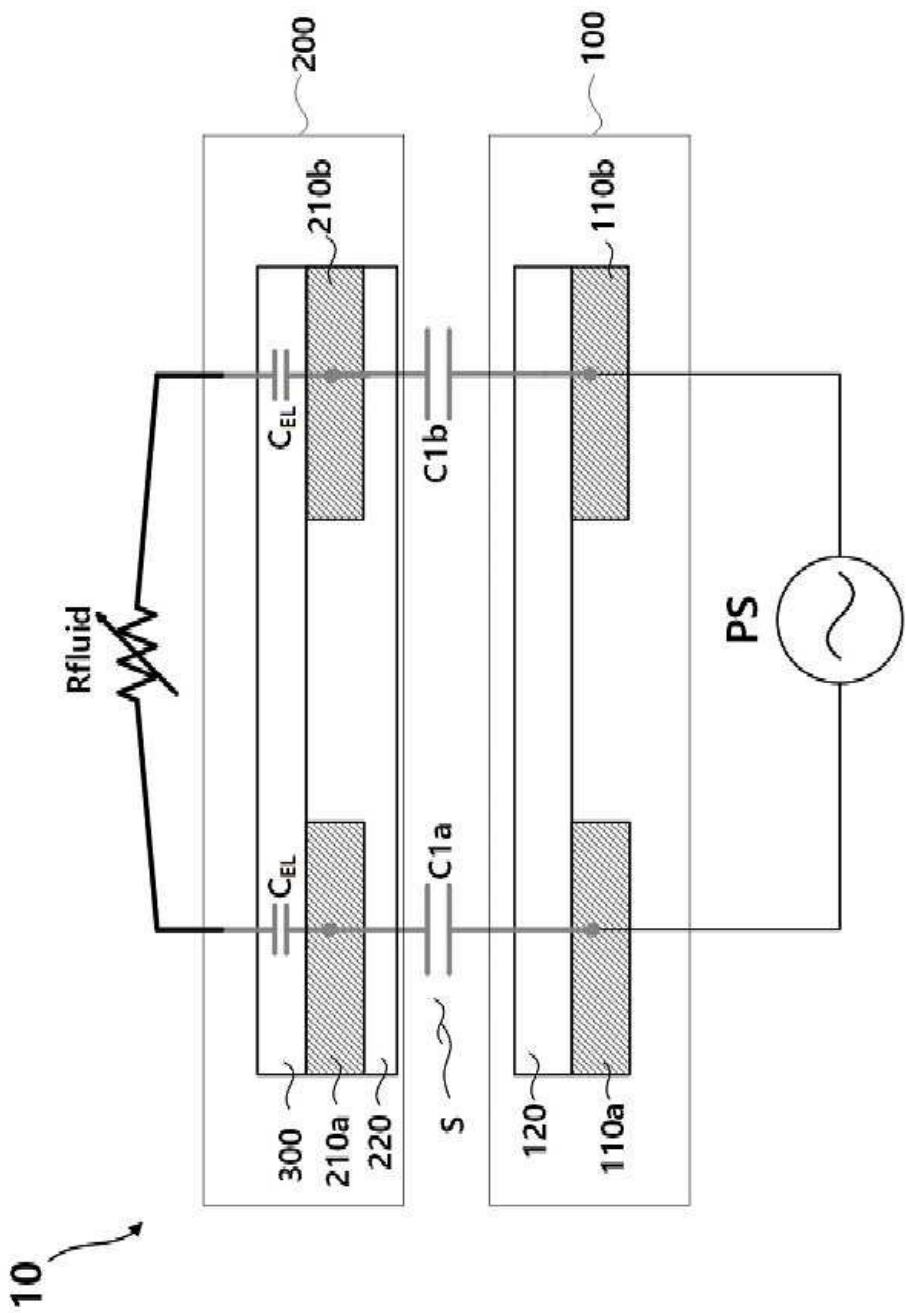
## 부호의 설명

[0050] 10: 감지 장치                      100: 전력 전송부  
110a, 110b: 제1 전극              120: 외부 기관  
200: 검출부                              210a, 210b: 제2 전극  
300: 반응층



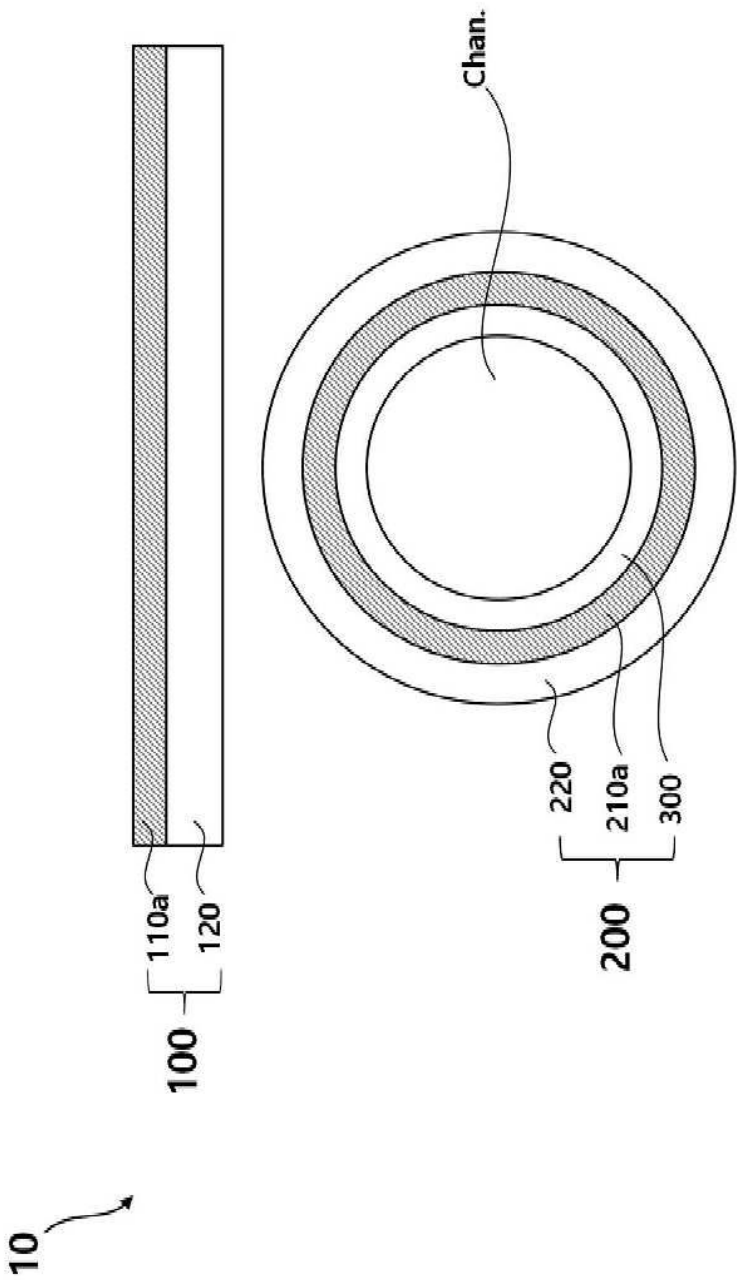
도면

도면1

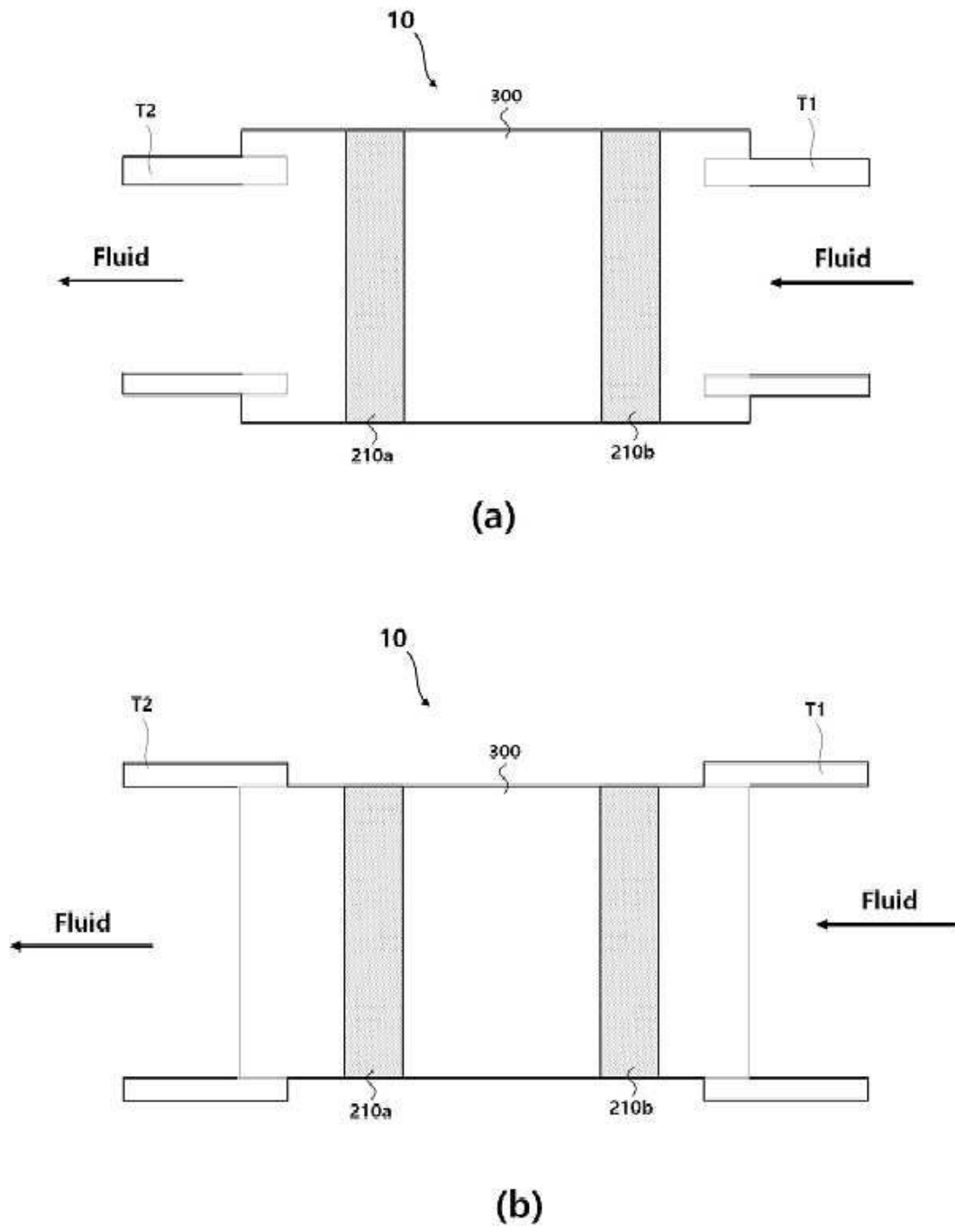




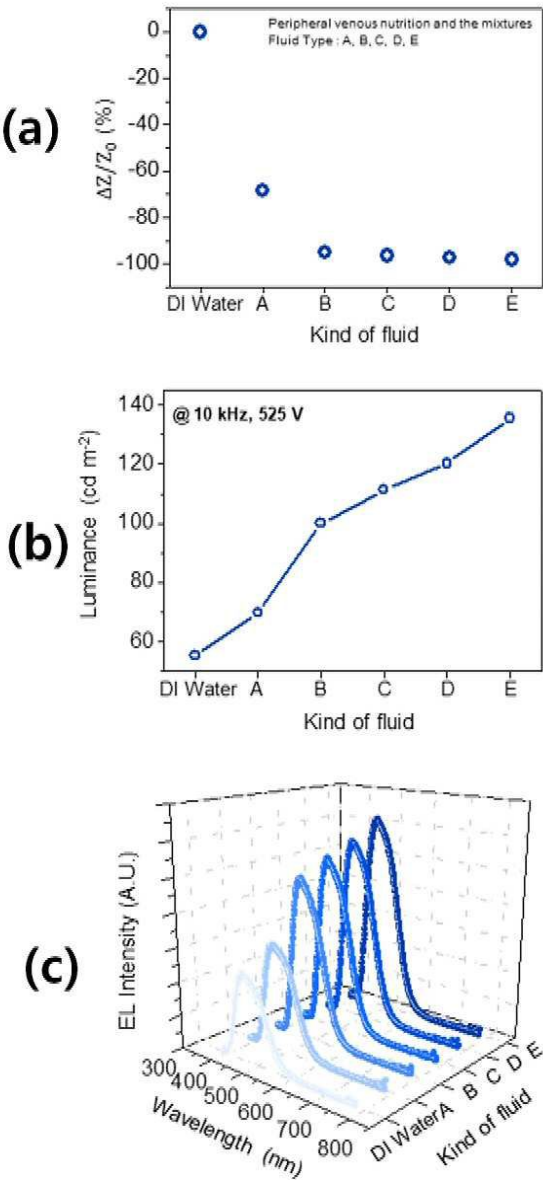
도면2



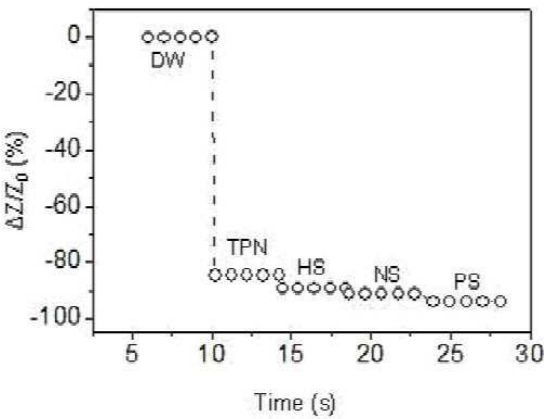
도면3



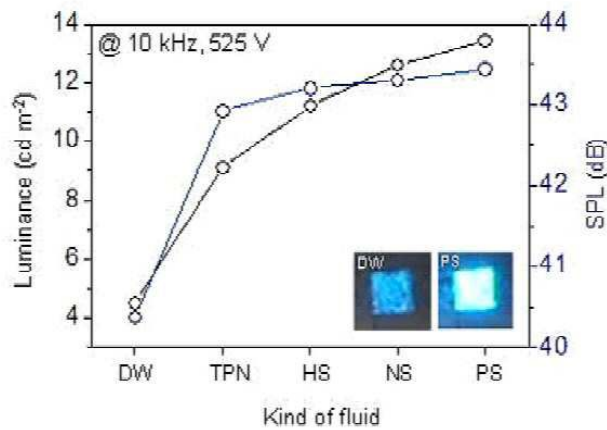
도면4



도면5



(a)



(b)

도면6

