



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0117876
(43) 공개일자 2007년12월13일

(51) Int. Cl.

A61B 5/053 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2006-0052054

(22) 출원일자 2006년06월09일

심사청구일자 없음

(71) 출원인

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 매탄동 416

(72) 발명자

김홍식

경기도 성남시 분당구 금곡동 청솔마을한라아파트
310동 505호

장우영

서울시 강남구 일원동 666-8 401호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

천성진

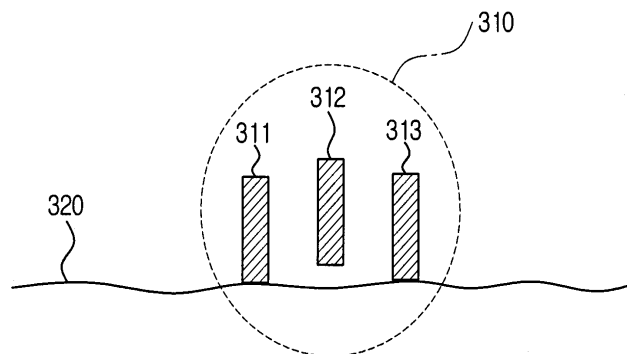
전체 청구항 수 : 총 7 항

(54) 피부 임피던스 측정 센서

(57) 요약

본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는, 사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode); 및 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode)을 포함하고, 상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

박재찬

경기도 용인시 구성읍 보정리 죽현마을 LG 자이아
파트 104동1101호

박정제

대구시 동구 효목동 강나루타운 105동 1401호

특허청구의 범위

청구항 1

피부 임피던스 측정 센서에 있어서,

사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode); 및

상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode)

을 포함하고,

상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 위치하고, 상기 단차는 상기 M 전극이 상기 R 전극 및 상기 C 전극보다 상기 사용자 피부에 소정의 시간 차를 가지고 접촉되도록 하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 R 전극, 상기 C 전극, 및 상기 M 전극은 바(Bar) 형태를 갖는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 4

피부 임피던스 측정 센서에 있어서,

사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode);

상기 R 전극 및 상기 C 전극과 연결되고, 상기 R 전극 및 상기 C 전극으로부터의 압력에 따라 수축되는 탄성 소자; 및

상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode)

을 포함하고,

상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 5

피부 임피던스 측정 센서에 있어서,

사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode);

상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode); 및

상기 R 전극, 상기 C 전극, 및 상기 M 전극이 연결된 시소 암(seesaw arm) 부재(membrane)

를 포함하고,

상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖고, 상기 시소 암 부재는 상기 R 전극 및 상기 C 전극의 변위(displacement)에 따라 탄성 운동하는 제1 탄성 소자, 및 상기 M 전극과 연결되어 상기 제1 탄성 소자의 변위에 따라 탄성 운동하는 제2 탄성 소자를 포함하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 6

제4항 및 제5항에 있어서,

상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 위치하고, 상기 시소 압 부재는 상기 M 전극이 상기 R 전극 및 상기 C 전극보다 상기 사용자 피부에 소정의 시간 차를 가지고 접촉되도록 하는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

청구항 7

제4항 및 제5항에 있어서,

상기 R 전극, 상기 C 전극, 및 상기 M 전극은 바(Bar) 형태를 갖는 것을 특징으로 하는 피부 임피던스 측정 센서.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <13> 본 발명은 피부 임피던스 측정 센서에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 R 전극(Reference Electrode) 및 C 전극(Current Carrying Electrode)이 사용자 피부에 접촉된 후 M 전극(Measuring Electrode)이 상기 사용자 피부에 접촉되어 상기 사용자 피부를 매체로 상기 R 전극 및 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정할 수 있도록 상기 M 전극이 상기 R 전극 및 C 전극과 단차를 갖도록 설계함으로써, 피부 임피던스 측정의 정확성을 제고할 수 있는 피부 임피던스 측정 센서에 관한 것이다.
- <14> 많은 사람들이 미용에 관심을 갖기 시작하면서, 피부 미용에 대한 관심 또한 나날이 증가하고 있다. 건강한 피부에 대한 욕구는 단지 미용 분야에만 국한되지 않고 오존층의 파괴에 따라 강해지는 자외선 및 각종 공해으로부터 피부의 건강을 지키기 위한 의료 분야의 성장에도 영향을 미치고 있다.
- <15> 일반인들이 평소에 손쉽게 피부의 상태를 자가 진단하는 방법으로는 피부 수분 측정 등이 있다. 휴대용 피부 수분 측정기를 이용하여 자신의 피부 내 수분 함유량을 측정할 수 있는데, 이는 피부의 임피던스를 측정하는 원리를 통해 구현될 수 있다.
- <16> 이러한 피부의 수분 측정, 즉 피부의 임피던스를 측정하는 위한 피부 임피던스 측정 장치에 대한 종래 기술로 미국 특허 US 5,738,107 "Measurement of moisture content in skin"이 있다. 상기 종래 기술의 문헌에 따르면, 50KHz의 정현파를 이용하여 3 전극 방식으로 어드미턴스(Admittance)의 교류(AC) 성분인 서셉턴스(Susceptance)를 측정하여 피부의 수분 함유량을 측정하는 방법이 개시되고 있다.
- <17> 도 1은 종래 기술에 따른 피부 임피던스 측정 장치의 센서 및 회로가 도시된 도면이다.
- <18> 도 1의 (a)에 도시된 바와 같이, 피부 임피던스 측정 센서는 R 전극(Reference Electrode), C 전극(Current Carrying Electrode), 및 M 전극(Measuring Electrode)으로 구성된다. 상기 3 개의 전극으로 구성된 센서가 사용자 피부에 접촉되면, 상기 피부를 매체로 하여 상기 R 전극 및 C 전극 사이에는 전류가 흐른다. 이때, 상기 M 전극이 상기 R 전극 및 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스를 측정하는 원리로 동작할 수 있다.
- <19> 이때, 전극이 어떻게 사용자 피부에 어떻게 닿느냐에 따라 노이즈가 발생할 수 있다. 즉, 도 1의 (b)에 도시된 회로를 참조하면, Op Amp에 전원이 공급된 후, 오프셋 전류(Offset Current)의 영향을 받아 pC에서의 전압은 순간적으로 +Vcc 또는 -Vcc로 충전된다. 이 때, 사용자의 피부가 C 전극 및 M 전극에 접촉된다면 순간적으로 많은 전류가 흐르게 되어 임피던스 측정값이 갑자기 커지는 현상이 발생한다. 이 후, R 전극이 상기 사용자 피부에 접촉되면 C 전극의 전압은 원래의 안정된 형태로 복원된다.
- <20> 다시 말하여, 사용자의 피부에 R 전극 및 C 전극이 먼저 닿고 M 전극이 닿는 경우 정상적인 측정이 가능하지만, R 전극 및 M 전극이 먼저 닿고 C 전극이 닿는 경우나, C 전극 및 M 전극이 먼저 닿고 R 전극이 닿는 경우에는 측정값이 비정상적으로 커지는 오류가 발생한다. 이러한 현상은 도 2에 그래프로 도시되어 있다.
- <21> 도 2의 (a) 그래프는 정상적으로 측정된 경우, 즉, 사용자 피부에 R 전극 및 C 전극이 먼저 닿고 M 전극이 닿는 경우에 따른 측정 결과 그래프이고, (b) 그래프는 비정상적으로 측정된 경우, 즉, R 전극 및 M 전극이 먼저 닿

고 C 전극이 닿는 경우나, C 전극 및 M 전극이 먼저 닿고 R 전극이 닿는 경우에 따른 측정 결과 그래프이다. 상기 각 그래프에서 가로축은 시간(sec)을 의미하고, 세로축은 임피던스 값을 의미한다.

<22> 도 2의 (a) 그래프와 같이 정상적으로 임피던스 값이 측정되는 경우, 1.3초 이후에는 안정적인 측정이 가능하여 빠른 시간 내에 측정이 완료될 수 있고, 각 측정 회수마다 측정값의 변위가 적게 나타나므로 보다 정확한 측정이 가능하다. 그러나, 도 2의 (b) 그래프와 같이 비정상적으로 임피던스 값이 측정되는 경우, 측정 초기에 비정상적인 임피던스 값이 발생함에 따라 안정된 측정값의 획득은 2.5초 내지 4.1초 이후에야 가능하므로 측정 시간이 오래 걸리고, 각 측정 회수에 따른 측정값의 변위차가 심하게 발생하므로 정확한 측정을 기대하기 어렵다.

<23> 이러한 종래 기술의 문제점에 따라, 피부 임피던스 측정의 재현성을 보장하여 보다 빠른 시간 내에 보다 정확하게 사용자 피부의 임피던스를 측정할 수 있도록 하는 피부 임피던스 측정 센서의 개발이 요구되고 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<24> 본 발명은 상기와 같은 종래 기술을 개선하기 위해 안출된 것으로서, R 전극(Reference Electrode) 및 C 전극(Current Carrying Electrode)이 사용자 피부에 접촉된 후 M 전극(Measuring Electrode)이 상기 사용자 피부에 접촉되도록 상기 R 전극 및 C 전극과 상기 M 전극 간에 단차를 두어 설계함으로써, 피부 임피던스 측정의 정확성을 보장할 수 있는 피부 임피던스 측정 센서를 제공하는 것을 목적으로 한다.

<25> 또한, 본 발명은 상기 R 전극, C 전극, 또는 M 전극과 연결되는 탄성 소자 또는 시소 암을 설치함으로써, 사용자가 보다 편리하고 정확하게 자신의 피부 임피던스를 측정할 수 있도록 하는 피부 임피던스 측정 센서를 제공하는 것을 목적으로 한다.

발명의 구성 및 작용

<26> 상기의 목적을 이루고 종래기술의 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는, 사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode); 및 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode)을 포함하고, 상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖는 것을 특징으로 한다.

<27> 또한, 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는, 사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode); 상기 R 전극 및 상기 C 전극과 연결되고, 상기 R 전극 및 상기 C 전극으로부터의 압력에 따라 수축되는 탄성 소자; 및 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode)을 포함하고, 상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖는 것을 특징으로 한다.

<28> 또한, 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는, 사용자 피부에 접촉되는 R 전극(Reference Electrode)과 C 전극(Current Carrying Electrode); 상기 R 전극 및 상기 C 전극 사이에 흐르는 전류의 임피던스(Impedance)를 측정하는 M 전극(Measuring Electrode); 및 상기 R 전극, 상기 C 전극, 및 상기 M 전극이 연결된 시소 암(seesaw arm) 부재(membrane)를 포함하고, 상기 M 전극은 상기 R 전극 및 상기 C 전극에 대해 단차를 갖고, 상기 시소 암 부재는 상기 R 전극 및 상기 C 전극의 변위(displacement)에 따라 탄성 운동하는 제1 탄성 소자, 및 상기 M 전극과 연결되어 상기 제1 탄성 소자의 변위에 따라 탄성 운동하는 제2 탄성 소자를 포함하는 것을 특징으로 한다.

<29> 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는 이동통신 단말기, PDA(Personal Digital Assistant), 휴대형 게임기, MP3 플레이어, PMP(Portable Multimedia Player), DMB(Digital Multimedia Broadcasting) 단말기, 및 노트북 등의 휴대 단말기 중 어느 하나로 구현될 수 있다. 즉, 상기 피부 임피던스 측정 센서는 상기 휴대 단말기의 일부 구성으로 구현될 수 있다. 또한, 상기 피부 임피던스 측정 센서는 상기 휴대 단말기의 일부 구성으로 구현되지 않고, 독립적인 구성을 갖는 단일 물품으로 구현될 수도 있다.

<30> 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세히 설명한다.

<31> 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면이다.

<32> 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서(310)는 M 전극(312)이 R 전극(311) 및 C 전극(313)에 대해 단차를 갖도록 구현될 수 있다.

<33> 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서(310)는 R 전극(Reference Electrode)(311), C 전극

(Current Carrying Electrode)(313), 및 M 전극(Measuring Electrode)(312)을 포함하여 구성될 수 있다. R 전극(311), C 전극(313), 및 M 전극(312)은 앞서 종래 기술을 통해 설명한 바와 같이, 미국 특허 US 5,738,107 "Measurement of moisture content in skin"에 따른 각 전극의 구성 및 동작을 포함하도록 구현될 수 있다.

- <34> 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서(310)는 M 전극(312)이 R 전극(311) 및 C 전극(313)에 대해 단차를 갖도록 구현될 수 있다. 즉, 도 3에 도시된 바와 같이, 피부 임피던스 측정 센서(310)가 사용자 피부(320)에 접촉되는 경우, R 전극(311) 및 C 전극(313)이 사용자 피부에 접촉된 이후에 M 전극(312)이 피부(320)에 접촉될 수 있도록 M 전극(312)이 R 전극(311) 및 C 전극(313)에 비해 단차를 갖도록 오목한 형태로 설계될 수 있다.
- <35> 이 때, M 전극(312)이 R 전극(311) 및 C 전극(313)에 비해 단차를 갖는 오목한 형태로 설치되더라도, 탄력을 갖는 피부의 특성상 M 전극(312)은 R 전극(311) 및 C 전극(313)이 사용자 피부에 접촉된 이후 상기 사용자 피부에 접촉될 수 있다. 즉, 사용자가 피부 임피던스 측정 센서(310)를 피부에 접촉시키기 위해 가하는 압력은 R 전극(311) 및 C 전극(313)을 통해 상기 사용자 피부에 전달된다. 이 때, R 전극(311) 및 C 전극(313)에 접촉되는 사용자 피부(320)가 압력을 받게 되면, M 전극(312) 아래에 위치하는 사용자 피부(320)는 상기 압력에 따른 피부 탄력에 의해 볼록 튀어나오게 되어 M 전극(312)에 접촉될 수 있다.
- <36> 따라서, R 전극(311) 및 C 전극(313)에 대한 M 전극(312)의 단차는 R 전극(311) 및 C 전극(313)이 피부(320)에 먼저 닿은 후 상기 피부 탄력에 의해 M 전극(312)에 피부(320)가 닿을 수 있는 범위 내로 구현될 수 있다. 예를 들어, 바람직하게는 상기 단차가 상기 범위 내의 값인 1mm 내지 2mm의 값을 갖도록 설계될 수 있다.
- <37> 상기와 같은 피부 임피던스 측정 센서(310)의 구조에 따라, 사용자가 피부 임피던스 측정 센서(310)를 피부(320)에 접촉시키는 경우, R 전극(311) 및 C 전극(313)이 피부(320)에 먼저 접촉된다. 이 후, 사용자가 가하는 압력이 R 전극(311) 및 C 전극(313)에 가해짐에 따라, R 전극(311) 및 C 전극(313) 사이에 위치하는 피부(320)가 탄력을 받게 되어 M 전극(312)에 피부(320)가 접촉될 수 있다. 이 때, R 전극(311) 및 C 전극(313) 사이에는 피부(320)를 매체로 미세 전류가 흐르고, M 전극(312)을 통해 상기 미세 전류의 임피던스를 측정할 수 있다.
- <38> 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서(310)의 각 전극은 바(Bar)의 형태를 갖도록 구현될 수 있다. 피부 임피던스 측정 센서(310)를 휴대 단말기의 일부 구성으로 구현하는 경우, 센서의 소형화가 요구된다. 피부 임피던스 측정 센서(310)를 소형화하는 경우, 피부(320)에 접촉되는 M 전극(312)의 단면적 또한 소형화될 수 밖에 없다. 그러나, M 전극(312)의 단면적이 작아지면, 임피던스 측정 신호의 크기가 작아지고, 상대적으로 노이즈가 증가하는 문제점이 발생한다.
- <39> 이에, 본 발명의 일 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서(310)의 각 전극은 도 4의 (a)에 도시된 바와 같이 바(bar) 형태를 갖도록 구현될 수 있다. 즉, 도 4의 (a)에 도시된 바와 같이, 센서의 전극을 소형화하면서 피부에 접촉되는 M 전극의 단면적이 일정 수준으로 유지될 수 있도록 R 전극, M 전극, 및 C 전극은 각각 바 형태로 디자인될 수도 있다.
- <40> 이와 같이, 상기 각 전극을 바 형태로 디자인하는 경우, 피부에 접촉되는 전극의 단면적을 일정 수준 이상으로 유지할 수 있어, 피부 내 수분이 적은 사용자에게도 피부 임피던스 측정의 재현성을 보장할 수 있다. 또한, 볼이나 손등과 같이 측정 부위 별 피부의 굴곡과 탄성의 차이점으로 인해 각 전극이 피부에 충분히 접촉되지 않는 경우에도 상기 넓은 전극의 단면적으로 인해 측정의 재현성을 보장할 수 있는 효과를 기대할 수 있다. 또한 도 4의 (b)에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서는 소형화와 더불어 사용자 측정 압력과 센서의 높이를 조정할 수 있도록 하기 위하여 스프링 등의 탄성 소자 등을 포함하도록 구현될 수도 있다.
- <41> 이외에도 피부 임피던스 측정 센서(310)의 각 전극은 소형이면서도 피부에 접촉되는 각 전극의 단면적을 최대화할 수 있는 다양한 형태를 모두 포함하여 구현될 수 있다.
- <42> 지금까지는 본 발명의 제1 실시예에 따라 M 전극이 R 전극 및 C 전극에 대해 단차만을 갖도록 구현되는 피부 임피던스 측정 센서(310)에 대하여 설명하였다. 즉, 본 발명의 제1 실시예는 접촉되는 피부를 기준으로 상기 M 전극이 상기 R 전극 및 C 전극에 비해 낮은 높이를 갖는 피부 임피던스 측정 센서에 관한 것이다.
- <43> 이하에서는 도 5 및 도 6을 참조하여 M 전극이 R 전극 및 C 전극에 대해 단차를 가질뿐만 아니라, 탄성 소자 또는 시소 암 부재(seesaw arm membrane)의 동작에 의해 R 전극, C 전극, 또는 M 전극이 이동하게 되는 피부 임피던스 측정 센서의 구성 및 동작에 대하여 설명한다.

- <44> 도 5는 본 발명의 제2 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면이다. 도 5의 (a)는 상기 피부 임피던스 측정 센서의 정면도이고, 도 5의 (b)는 상기 피부 임피던스 측정 센서의 측면도이다.
- <45> 본 발명의 제2 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서는 R 전극(510), C 전극(520), M 전극(530), 탄성 소자(540), R 전극 지지대(511), C 전극 지지대(521), 및 M 전극 지지대(531)를 포함하여 구성될 수 있다.
- <46> R 전극(510)은 R 전극 지지대(511)에 의해 지지되고, C 전극(520)은 C 전극 지지대(521)에 지지되며, M 전극(530)은 M 전극 지지대(531)에 의해 지지될 수 있다. 또한, R 전극 지지대(511) 및 C 전극 지지대(521)는 탄성 소자(540)와 연결된다. 이 때, M 전극 지지대(531)는 탄성 소자(540)와 연결되지 않는다.
- <47> 또한, 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 전극 구조와 같이, 본 발명의 제2 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 M 전극(530)은 R 전극(510) 및 C 전극(520)에 대해 피부를 기준으로 낮은 높이를 갖는 단차를 갖도록 구현될 수 있다.
- <48> 사용자가 피부 임피던스 측정을 위하여 상기 피부 임피던스 측정 센서를 피부에 접촉시키는 경우, M 전극(530)과의 단차로 인해 먼저 R 전극(510) 및 C 전극(520)이 상기 사용자 피부에 접촉하게 된다. 상기 피부에 접촉된 R 전극(510) 및 C 전극(520)은 상기 사용자가 상기 피부 임피던스 측정 센서에 가하는 압력을 받는다. 상기 압력은 R 전극 지지대(511) 및 C 전극 지지대(521)로 전달된다. R 전극 지지대(511) 및 C 전극 지지대(521)로 전달된 상기 압력은 탄성 소자(540)로 전달된다.
- <49> 상기 가해지는 압력에 의해 탄성 소자(540)는 수축된다. 탄성 소자(540)가 수축됨에 따라, 탄성 소자(540)의 지지를 받고 있는 R 전극 지지대(511) 및 C 전극 지지대(521) 또한 탄성 소자(540)의 상기 수축 방향으로 이동하게 된다. 따라서, R 전극(510) 및 C 전극(520) 또한 상기 수축 방향으로 이동하게 된다. 즉, 도 5 (a)에서 오른쪽 그림과 같이 R 전극(510) 및 C 전극(520)은 탄성 소자(540)의 수축 방향인 아래 방향으로 움직이게 된다.
- <50> 따라서, R 전극(510) 및 C 전극(520)이 아래 방향으로 이동함에 따라 M 전극(530)이 상기 사용자 피부에 접촉될 수 있다. M 전극(530)이 상기 사용자 피부에 접촉되면, 상기 피부를 매체로 R 전극(510) 및 C 전극(520) 사이에 흐르는 전류의 임피던스를 M 전극(530)을 통해 측정할 수 있다.
- <51> 이와 같이 본 발명의 제2 실시예에 따르면, M 전극(530)을 R 전극(510) 및 C 전극(520)에 대해 단차를 갖도록 설계하고, 탄성 소자(540)가 R 전극(510) 및 C 전극(520)과 연결되도록 하여, R 전극(510) 및 C 전극(520)이 피부에 먼저 접촉된 후 탄성 소자(540)의 수축 방향으로 이동하게 하고 M 전극(530)이 자동으로 상기 피부에 접촉되도록 함으로써, 피부 임피던스 측정의 재현성을 높일 수 있는 효과를 기대할 수 있다.
- <52> 도 6은 본 발명의 제3 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면이다.
- <53> 본 발명의 제3 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서는 R 전극(610), C 전극(620), M 전극(630), 제1 탄성 소자(640), 제2 탄성 소자(650), 시소 암(660), R 전극 지지대(611), C 전극 지지대(도시되지 않음), 및 M 전극 지지대(631)를 포함하여 구성될 수 있다. 제1 탄성 소자(640), 제2 탄성 소자(650), 시소 암(660), R 전극 지지대(611), 상기 C 전극 지지대, 및 M 전극 지지대(631)는 하나의 시소 암 부재(seesaw arm membrane)로 구현될 수 있다.
- <54> R 전극(610)은 R 전극 지지대(611)에 의해 지지되고, C 전극(620)은 C 전극 지지대(621)에 지지되며, M 전극(630)은 M 전극 지지대(631)에 의해 지지될 수 있다. 또한, R 전극 지지대(611) 및 C 전극 지지대(621)는 제1 탄성 소자(640)와 연결될 수 있다. 또한, M 전극 지지대(631)는 제2 탄성 소자(650)와 연결될 수 있다. 또한, 시소 암(660)은 한 쌍으로 구현될 수 있으며, 각 시소 암(660)의 바깥쪽 부분이 제1 탄성 소자(640)에 접촉되고, 안쪽 부분이 제2 탄성 소자(650)에 접촉되도록 구현될 수 있다.
- <55> 본 발명의 제3 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 M 전극(630)은 제1 실시예에서와 같이 R 전극(610) 및 C 전극(620)에 대해 피부를 기준으로 낮은 높이를 갖는 단차를 갖도록 구현될 수 있다.
- <56> 사용자가 피부 임피던스 측정을 위하여 상기 피부 임피던스 측정 센서를 피부에 접촉시키는 경우, M 전극(630)과의 상기 단차로 인해 R 전극(610) 및 C 전극(620)이 상기 사용자 피부에 먼저 접촉된다. 상기 피부에 접촉된 R 전극(610) 및 C 전극(620)은 상기 사용자가 상기 피부 임피던스 측정 센서에 가하는 압력을 받는다. 상기 압력은 R 전극 지지대(611) 및 C 전극 지지대(621)로 전달된다. R 전극 지지대(611) 및 C 전극 지지대(621)로 전달된 상기 압력은 제1 탄성 소자(640)로 전달된다.

- <57> 제1 탄성 소자(640)은 상기 전달 받은 압력에 의해 각 시소 압(660)의 바깥쪽 부분에 압력을 가하게 된다. 상기 바깥쪽 부분에 압력이 가해지면 시소 압(660)은 시소 운동을 하게 되어 안쪽 부분을 통해 제2 탄성 소자(650)에 압력을 가하게 된다.
- <58> 제2 탄성 소자(650)은 시소 압(660)으로부터 가해진 압력에 의해 수축되어 M 전극 지지대(631)에 압력을 가하고, 상기 압력은 M 전극(630)에 그대로 전달된다. 따라서, M 전극은 상기 압력에 의해 제2 탄성 소자(650)의 수축 방향, 즉, 도 6의 그림에서 위쪽 부분으로 이동하게 되어 사용자 피부에 접촉될 수 있다.
- <59> 다시 말하여, 상기 피부 임피던스 측정 센서가 사용자의 피부에 접촉되면, R 전극(610) 및 C 전극(620)은 제1 탄성 소자(640)의 수축 방향인 아래쪽으로 이동하고, M 전극(630)은 제2 탄성 소자(650)의 수축 방향인 위쪽으로 이동하게 되어, R 전극(610) 및 C 전극(620)이 피부에 먼저 닿은 후 자연스럽게 M 전극(630)이 상기 피부에 닿을 수 있게 된다.
- <60> 이와 같이 본 발명의 제2 실시예에 따르면, 시소 압(660)의 시소 운동에 따라 제2 탄성 소자(660)를 통해 M 전극(630)이 이동하여 피부에 접촉되도록 함으로써, 피부 임피던스 측정의 재현성을 보다 높일 수 있는 효과를 기대할 수 있다.
- <61> 도 5 및 도 6을 통해 설명한 본 발명의 제2 실시예 및 제3 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 R 전극, C 전극, 및 M 전극은, 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 각 전극과 같이 모두 바 형태를 구현될 수 있다.
- <62> 이외에도 상기 피부 임피던스 측정 센서의 각 전극은 소형이면서도 피부에 접촉되는 각 전극의 단면적을 최대화할 수 있는 다양한 형태를 모두 포함하여 구현될 수 있다.
- <63> 지금까지 본 발명에 따른 구체적인 실시예에 관하여 설명하였으나, 본 발명의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서는 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다.
- <64> 그러므로, 본 발명의 범위는 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 안되며, 후술하는 특허청구의 범위뿐 아니라 이 특허청구의 범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

발명의 효과

- <65> 본 발명의 피부 임피던스 측정 센서에 따르면, R 전극(Reference Electrode) 및 C 전극(Current Carrying Electrode)이 사용자 피부에 접촉된 후 M 전극(Measuring Electrode)이 상기 사용자 피부에 접촉되도록 상기 R 전극 및 C 전극과 상기 M 전극 간에 단차를 두어 설계함으로써, 피부 임피던스 측정의 정확성을 보장할 수 있는 효과를 얻을 수 있다.
- <66> 또한, 본 발명의 피부 임피던스 측정 센서에 따르면, 상기 R 전극, C 전극, 또는 M 전극을 지지하는 탄성 소자 또는 시소 압을 설치함으로써, 사용자가 보다 편리하고 정확하게 자신의 피부 임피던스를 측정할 수 있도록 하는 효과를 얻을 수 있다.
- <67> 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

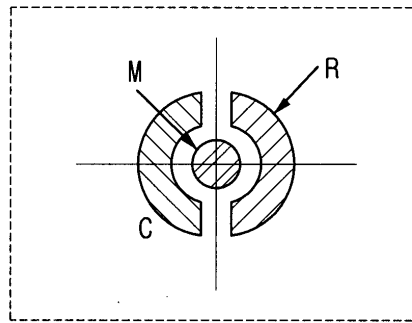
도면의 간단한 설명

- <1> 도 1은 종래 기술에 따른 피부 임피던스 측정 장치의 센서 및 회로가 도시된 도면.
- <2> 도 2는 종래 기술에 따른 피부 임피던스 측정 결과를 도시한 그래프.
- <3> 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면.
- <4> 도 4는 본 발명에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구현예를 도시한 도면.
- <5> 도 5는 본 발명의 제2 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면.
- <6> 도 6은 본 발명의 제3 실시예에 따른 피부 임피던스 측정 센서의 구조를 도시한 도면.
- <7> <도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명>

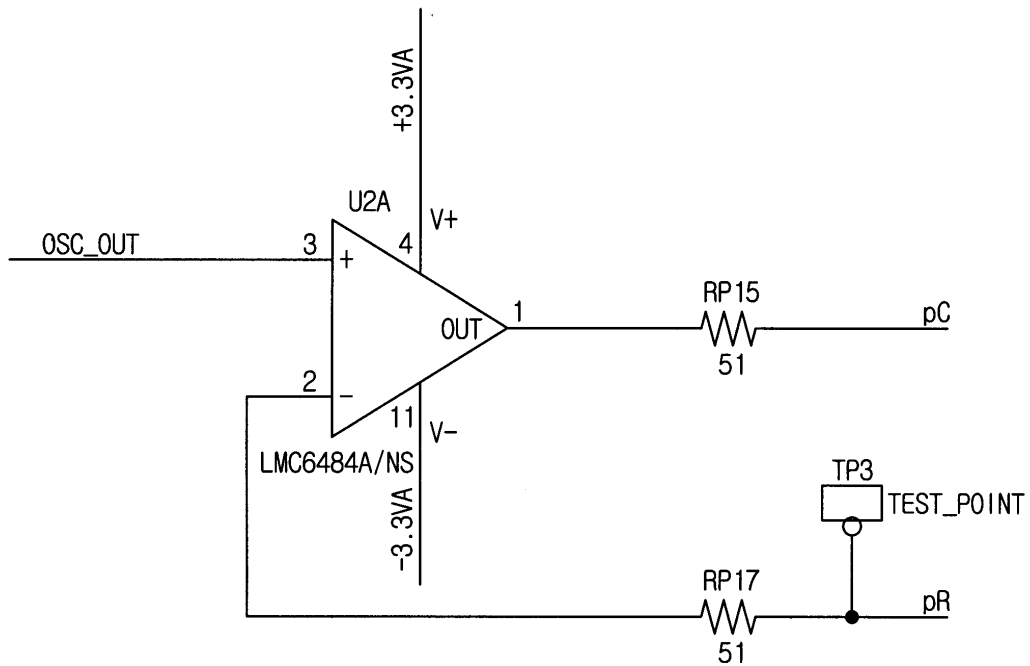
- <8> 310 : 피부 임피던스 측정 센서
- <9> 311 : R 전극(Reference Electrode)
- <10> 312 : M 전극(Measuring Electrode)
- <11> 313 : C 전극(Current Carrying Electrode)
- <12> 320 : 사용자 피부

도면

도면1

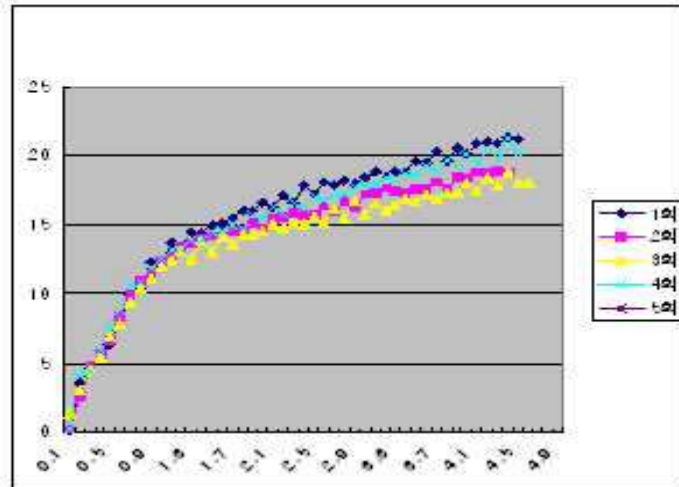


(a)

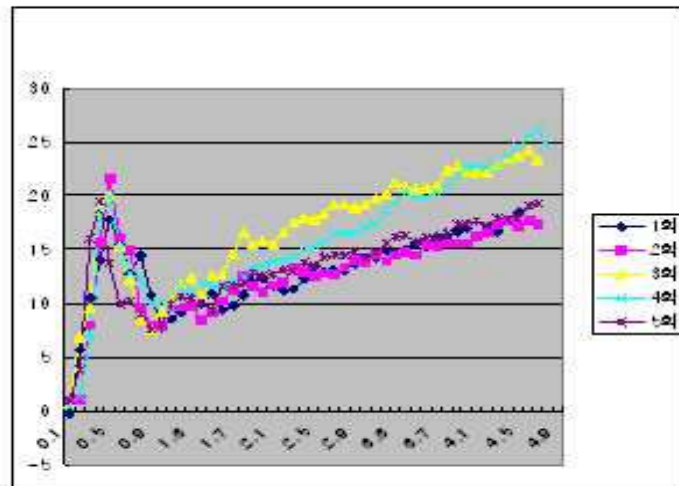


(b)

도면2

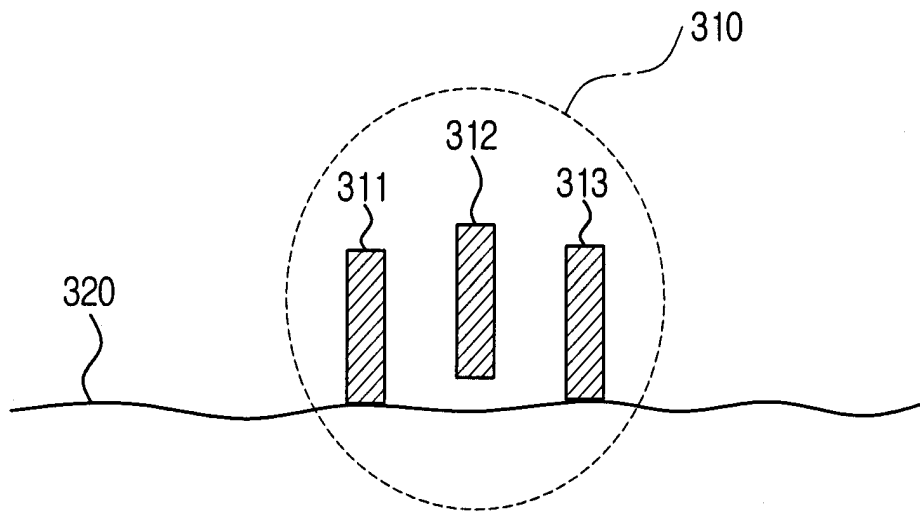


(a)



(b)

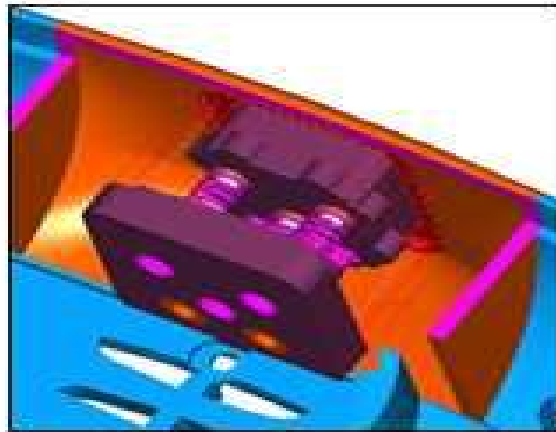
도면3



도면4

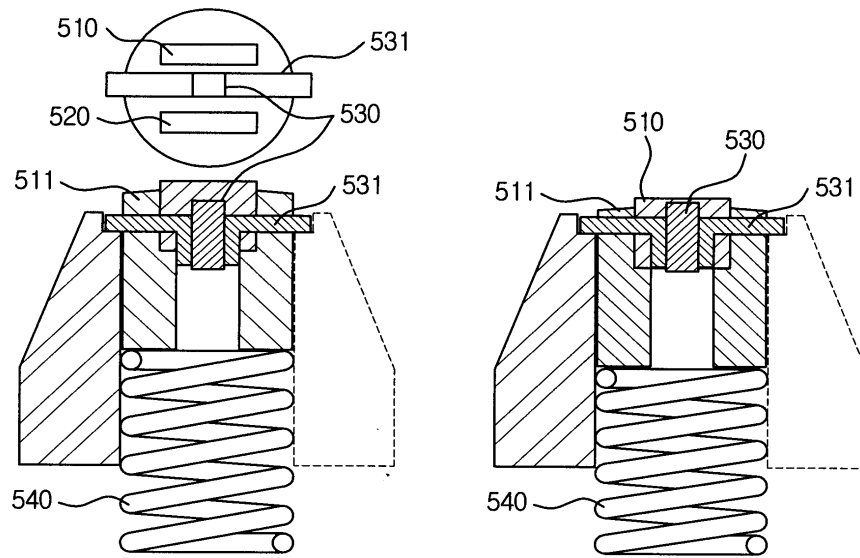


(a)

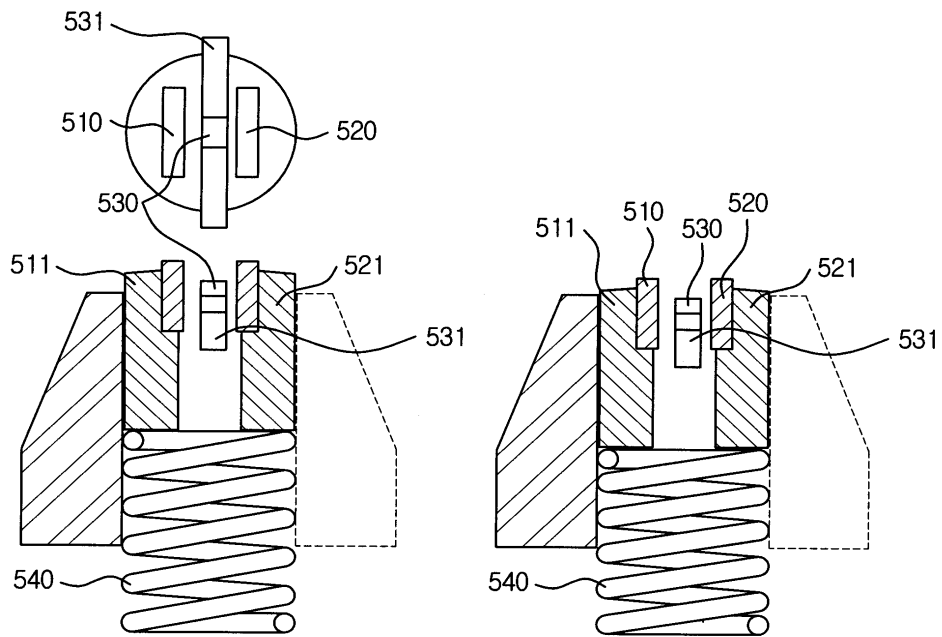


(b)

도면5



(a)



(b)

도면6

