



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년03월26일  
(11) 등록번호 10-1506177  
(24) 등록일자 2015년03월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2008-0002932

(22) 출원일자 2008년01월10일

심사청구일자 2013년01월02일

(65) 공개번호 10-2009-0077147

(43) 공개일자 2009년07월15일

(56) 선행기술조사문헌

JP07065398 A

US05131391 A

(73) 특허권자

삼성전자주식회사

경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)

(72) 발명자

조재걸

경기도 용인시 수지구 진산로 108, 삼성6차아파트  
611동 302호 (풍덕천동)

오정택

경기도 용인시 수지구 수지로342번길 18, 현대APT  
104동 1204호 (풍덕천동)

(74) 대리인

윤동열

전체 청구항 수 : 총 25 항

심사관 : 최석규

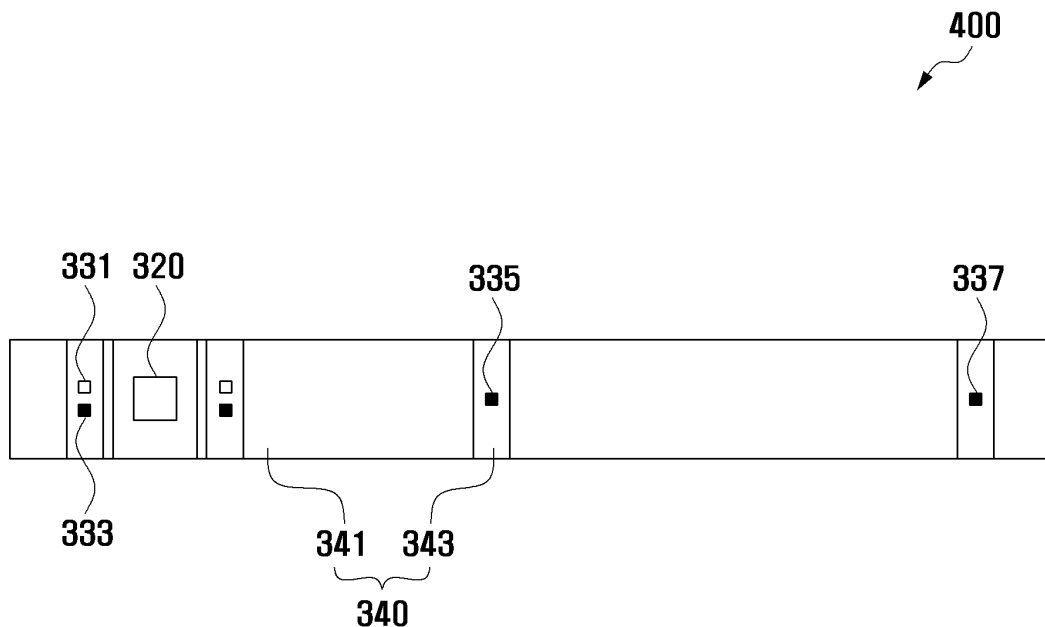
(54) 발명의 명칭 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법

(57) 요약

본 발명은 하나의 소자로 제조하여 제조시 발생하는 슬더링 공차에 따른 측정 오차를 최소화할 수 있는 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법에 관한 것이다. 본 발명에 따른 생체 신호 측정 센서는 인쇄회로기판과, 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 수광 칩과, 상기 수광 칩에 이웃하게 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 발

(뒷면에 계속)

대표도 - 도5



광 칩과, 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 상기 수광 칩과 상기 발광 칩을 봉합하는 수지 봉합부를 포함하여 구성된다. 특히 상기 수지 봉합부는 제 1 및 제 2 수지 봉합부로 구성된다. 상기 제 1 수지 봉합부는 상기 수광 칩과 상기 발광 칩의 사이의 영역을 포함하여 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 제외한 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지로 봉합하여 형성된다. 상기 제 2 수지 봉합부는 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역에 각각 형성되며, 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지로 형성된다. 이때 제 1 봉합 수지로는 불투명 에폭시 수지가 사용될 수 있고, 제 2 봉합 수지로는 투명 에폭시 수지가 사용될 수 있다.

---

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

인쇄회로기판과;

상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 수광 칩과;

상기 수광 칩에 이웃하게 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 발광 칩과;

상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 상기 수광 칩과 상기 발광 칩을 봉합하는 수지 봉합부;를 포함하며,

상기 수지 봉합부는,

상기 수광 칩과 상기 발광 칩의 사이의 영역을 포함하여 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 제외한 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지와;

상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역에 각각 형성되며, 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지를 봉합하여 상기 수광 칩 및 발광 칩과 일체형으로 형성된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 2**

제 1항에 있어서, 상기 제 1 봉합 수지와 상기 제 2 봉합 수지의 높이는 동일한 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 3**

제 2항에 있어서, 상기 제 1 봉합 수지와 상기 제 2 봉합 수지의 경계 부분을 따라 홈이 형성된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 4**

제 3항에 있어서, 상기 발광 칩은,

상기 수광 칩의 둘레에 실장된 제 1 및 제 2 발광 칩과;

상기 수광 칩을 중심으로 상기 제 1 및 제 2 발광 칩 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 3 발광 칩과;

상기 수광 칩을 중심으로 상기 제 3 발광 칩 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 4 발광 칩;을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 5**

제 4항에 있어서, 상기 제 1 봉합 수지는,

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 수광 칩 사이에 형성되고,

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 제 3 발광 칩 사이에 형성되고,

상기 제 3 발광 칩과 상기 제 4 발광 칩 사이에 형성되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 6**

제 5항에 있어서, 상기 제 1 발광 칩과 상기 제 2 발광 칩은 상기 수광 칩을 중심으로 대칭되게 양쪽에 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 7**

제 6항에 있어서, 상기 제 1 발광 칩과 상기 제 2 발광 칩은 각각 두 개이며, 두 개의 상기 제 1 발광 칩을 잇는 직선과 두 개의 상기 제 2 발광 칩을 잇는 직선이 평행하게 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 8**

제 7항에 있어서, 상기 수광 칩을 중심으로 양쪽으로 배치된 상기 제 1 및 제 2 발광 칩은 서로 근접하게 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 9**

제 4항에 있어서,

상기 제 1 발광 칩은 가시광선 영역의 파장의 빛을 발광하고,

상기 제 2, 제 3 및 제 4 발광 칩은 근적외선 영역의 파장의 빛을 발광하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 10**

제 9항에 있어서,

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 제 3 발광 칩 사이의 상기 인쇄회로기판에 실장되며, 상기 제 1 봉합 수지에 봉합되는 온도 보상 소자;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 11**

제 1항에 있어서, 상기 제 1 봉합 수지와 상기 제 2 봉합 수지의 높이가 다른 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 12**

제 1항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 봉합 수지는 에폭시 수지인 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 13**

제 12항에 있어서, 상기 제 1 봉합 수지는 불투명하고, 제 2 봉합 수지는 투명한 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 14**

제 1항에 있어서, 상기 수지 봉합부는 트랜스퍼 몰딩 방법으로 형성된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서.

**청구항 15**

인쇄회로기판의 상부면에 수광 칩과 발광 칩을 실장하는 실장 과정과;

상기 수광 칩과 상기 발광 칩의 사이의 영역을 포함하여 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 제외한 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지와, 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지를 상기 수광 칩 및 발광 칩과 일체형으로 봉합하는 봉합 과정;을 포함하는 것을 특징으로 하는 센서의 제조 방법.

**청구항 16**

제 15항에 있어서, 상기 봉합 과정은,

상기 제 1 봉합 수지로 봉합하여 제 1 수지 봉합부를 형성하는 제 1 봉합 과정과;

상기 제 2 봉합 수지로 봉합하여 제 2 수지 봉합부를 형성하는 제 2 봉합 과정;을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 17**

제 16항에 있어서, 상기 봉합 과정에서,

상기 제 1 수지 봉합부와 상기 제 2 수지 봉합부의 높이를 동일하게 형성하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측

정 센서의 제조 방법.

**청구항 18**

제 17항에 있어서, 상기 봉합 과정에서,

상기 제 1 수지 봉합부와 상기 제 2 수지 봉합부의 경계 부분을 따라 홈을 형성하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 19**

제 18항에 있어서, 상기 발광 칩은,

상기 수광 칩의 둘레에 실장된 제 1 및 제 2 발광 칩과;

상기 수광 칩을 중심으로 상기 제 1 및 제 2 발광 칩 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 3 발광 칩과;

상기 수광 칩을 중심으로 상기 제 3 발광 칩 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 4 발광 칩;을 포함하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 20**

제 19항에 있어서, 상기 제 1 수지 봉합부는,

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 수광 칩 사이에 형성되며,

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 제 3 발광 칩 사이에 형성되며,

상기 제 3 발광 칩과 상기 제 4 발광 칩 사이에 형성된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 21**

제 20항에 있어서, 상기 제 1 및 제 2 발광 칩은 상기 수광 칩을 중심으로 대칭되게 양쪽에 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 22**

제 21항에 있어서, 상기 제 1 발광 칩과 상기 제 2 발광 칩은 각각 두 개이며, 두 개의 상기 제 1 발광 칩을 잇는 직선과 두 개의 상기 제 2 발광 칩을 잇는 직선이 평행하게 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 23**

제 22항에 있어서, 상기 수광 칩을 중심으로 양쪽으로 배치된 상기 제 1 및 제 2 발광 칩은 서로 근접하게 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 24**

제 20항에 있어서,

상기 제 1 발광 칩은 가시광선 영역의 파장의 빛을 발광하고,

상기 제 2, 제 3 및 제 4 발광 칩은 근적외선 영역의 파장의 빛을 발광하는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 25**

제 24항에 있어서, 상기 실장 과정에서

상기 제 1 및 제 2 발광 칩과 상기 제 3 발광 칩 사이의 상기 인쇄회로기판에 온도 보상 소자를 더 실장하며,

상기 온도 보상 소자는 상기 제 1 수지 봉합부에 의해 봉합되는 것을 특징으로 하는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법.

**명세서**

**발명의 상세한 설명**

**기술분야**

[0001] 본 발명은 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 광을 이용하여 신체의 피하지방 두께, 피부색 또는 맥파를 함께 측정할 수 있는 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 최근에 광을 이용하여 맥파, 피부색 및 피하지방 두께와 같은 생체 신호를 측정하는 기술이 개발되고 있다. 맥파는 심장 박동에 따른 혈류 변화를 측정하는 기술로, 혈액의 증감에 따른 헤모글로빈의 광 흡수량 증감을 근적외선을 이용하여 측정한다. 피부색은 멜라닌 흡수율이 높은 적색 부근의 파장을 갖는 광원과 멜라닌 변화에 둔감한 적외선 영역의 파장을 갖는 광원을 이용하여 광 흡수율을 측정함으로써 피부의 멜라닌 지수를 측정한다. 그리고 피하지방은 근적외선을 피부에 조사하여 반사되는 빛을 측정하여 체지방율을 측정한다.

[0003] 이와 같은 생체 신호 측정에 센서(이하, '생체 신호 측정 센서'라 한다)가 사용되는데, 생체 신호 측정 센서는 인쇄회로기판 위에 발광 소자와 수광 소자가 실장된 구조를 갖는다. 이때 발광 소자와 수광 소자는 각각 패키지 형태로 솔더링에 의해 인쇄회로기판 위에 실장된다.

[0004] 이와 같은 종래의 생체 신호 측정 센서를 이용하여 생체 신호를 측정하는 방법은, 생체 신호를 측정할 신체의 부위에 발광 소자와 수광 소자를 밀착시킨 상태에서, 발광 소자에서 조사된 빛이 피부를 통하여 다시 수광 소자로 수광되는 빛의 세기를 측정하여 생체 신호를 측정한다.

[0005] 그런데 종래의 생체 신호 측정 센서는 개별 소자로 제조된 발광 소자와 수광 소자를 인쇄회로기판에 실장하여 제조하기 때문에, 제조 공정이 복잡하고 제품의 신뢰성을 일정하게 유지하는 데 한계가 있다. 즉 인쇄회로기판에 솔더링된 발광 소자와 수광 소자는 높이 편차와 각도 편차를 갖기 때문에, 제조된 생체 신호 측정 센서마다 측정 오차가 발생된다. 특히 피부색 측정용 센서의 경우, 발광 소자가 수광 소자에 근접하게 설치되기 때문에, 발광 소자의 미세한 각도 변화도 피부층에서의 광 경로 변화로 이어져 측정 오차가 크게 발생될 수 있다.

[0006] 그리고 종래의 생체 신호 측정 센서는 한 종류의 생체 신호 밖에 측정할 수 없기 때문에, 복수의 생체 신호를 측정하기 위해서 각각의 생체 신호 측정 센서를 구비해야 함으로 사용자 입장에서 번거롭다.

**발명의 내용**

**해결하고자하는 과제**

[0007] 따라서, 본 발명의 제 1 목적은 하나의 소자로 제조된 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법을 제공하는 데 있다.

[0008] 본 발명의 제 2 목적은 생체 신호 측정 센서의 제조시 발생하는 솔더링 공차에 따른 측정 오차를 최소화할 수 있는 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법을 제공하는 데 있다.

[0009] 본 발명의 제 3 목적은 복수의 생체 신호를 함께 측정하면서 측정 정확도를 유지하고 소형으로 제작할 수 있는 생체 신호 측정 센서 및 그의 제조 방법을 제공하는 데 있다.

**과제 해결수단**

[0010] 상기 목적을 달성하기 위하여, 본 발명은 인쇄회로기판, 수광 칩, 발광 칩 및 수지 봉합부를 포함하여 구성되는 생체 신호 측정 센서를 제공한다. 상기 수광 칩은 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된다. 상기 발광 칩은 상기 수광 칩에 이웃하게 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된다. 그리고 상기 수지 봉합부는 상기 인쇄회로기판의 상부면에 실장된 상기 수광 칩과 상기 발광 칩을 봉합한다. 특히 상기 수지 봉합부는 제 1 및 제 2 수지 봉합부를 포함하여 구성된다. 상기 제 1 수지 봉합부는 상기 수광 칩과 상기 발광 칩의 사이의 영역을 포함하여 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 제외한 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지로 봉합하여 형성된다. 상기 제 2 수지 봉합부는 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역에 각각 형성되며, 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지로 형성된다.

[0011] 한편 본 발명은 인쇄회로기판의 상부면에 수광 칩과 발광 칩을 실장하는 실장 과정과, 상기 수광 칩과 상기 발광 칩의 사이의 영역을 포함하여 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 제외한 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지로 봉합하고, 상기 수광 칩과 상기 발광 칩이 실장된 영역을 상기 발광 칩의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지로 봉합하는 봉합 과정을 포함하여 구성되는 생체 신호 측정 센서의 제조 방법을 제공한다.

**효 과**

[0012] 본 발명에 따른 생체 신호 측정 센서는 인쇄회로기판에 발광 칩과 수광 칩을 실장 후 에폭시 수지로 봉합된 멀티 칩 패키지 형태를 갖기 때문에, 생체 신호 측정 센서를 하나의 소자 형태로 제공한다. 특히 발광 칩과 수광 칩이 실장된 영역은 각각 투명 에폭시 수지로 봉합되고, 그 외의 영역은 불투명 에폭시 수지로 봉합된 구조를 갖기 때문에, 발광 칩에서 발광된 빛은 불투명 에폭시 수지로 형성된 제 1 수지 봉합부의 투과는 차단되고 대부분은 투명 에폭시로 형성된 제 2 수지 봉합부를 통하여 측정될 신체 부위로 조사된다. 따라서 발광 칩에서 발광되는 빛 중에서 신체 부위를 통과하지 않고 수광 칩으로 직접 향하는 빛을 차단함으로써 신호 대 잡음비(signal to Noise Ratio; SNR)를 향상시켜 측정 정확도를 높일 수 있다.

[0013] 본 발명에 따른 생체 신호 측정 센서는 하나의 패키지 형태를 갖기 때문에, 발광 칩과 수광 칩의 높이 편차와 각도 편차를 최소화할 수 있어 제품별 측정 오차(제품별 편차)를 최소화할 수 있다.

[0014] 본 발명에 따른 생체 신호 측정 센서는 수광 칩을 중심으로 복수의 생체 신호에 필요한 발광 칩들이 배치된 구조를 갖기 때문에, 복수의 생체 신호를 함께 측정할 수 있다. 특히 수광 칩 주위에 제 1 및 제 2 발광 칩을 각각 두 개씩만 실장하고, 아울러 제 1 및 제 2 발광 칩을 수광 칩을 중심으로 양쪽에 대칭되게 배치함으로써, 측정 정확도를 유지하면서 생체 신호 측정 센서의 크기를 최소화할 수 있다. 이로 인해 본 발명에 따른 생체 신호 측정 센서는 휴대형으로 제작할 수 있고, 휴대폰, PDA(Personal Digital Assistant), PMP(Portable Multimedia Player), MP3(MPEG(Moving Picture Experts Group) layer 3) 플레이어 등과 같은 휴대 단말기에도 용이하게 적용할 수 있다.

[0015] 또한 제 1 수지 봉합부와 제 2 수지 봉합부의 경계 부분에 홈을 형성함으로써, 제 1 수지 봉합부와 제 2 수지 봉합부를 동일한 높이로 형성하고, 제조 공정 순서에 따라 나중에 형성되는 수지 봉합부의 액상의 봉합 수지가 먼저 형성된 수지 봉합부의 상부면으로 침범하는 것을 억제할 수 있다. 이로 인해 생체 신호 측정 센서의 제조 공정 난이도를 기존과 동일하게 유지하면서 반복 측정 및 측정 압력에 따른 오차를 최소화시킬 수 있다.

**발명의 실시를 위한 구체적인 내용**

[0016] 이하, 첨부 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 보다 상세하게 설명하고자 한다.

**제 1 실시예**

[0018] 본 발명의 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)는, 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 인쇄회로기판(10)의 상부면에 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장되고, 인쇄회로기판(10)의 상부면에 실장된 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 봉합 수지로 형성된 수지 봉합부(40)로 봉합된 구조를 갖는다. 즉 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)는 수지 봉합부(40) 내에 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 함께 실장된 멀티 칩 패키지 형태를 갖는다.

[0019] 수광 칩(20)은 인쇄회로기판(10)의 상부면의 일측에 부착된다. 발광 칩(30)은 수광 칩(20)에 이웃하게 인쇄회로기판(10)의 상부면에 부착된다. 수광 칩(20)과 발광 칩(30)의 상부면 일부는 인쇄회로기판(10)에 본딩 와이어(도시안됨)에 의해 전기적으로 연결된다.

[0020] 그리고 수지 봉합부(40)는 제 1 수지 봉합부(41)와 제 2 수지 봉합부(43)로 구성된다. 제 1 수지 봉합부(41)는 수광 칩(20)과 발광 칩(30)의 사이의 영역을 포함하여 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역을 제외한 영역을 발광 칩(30)의 광 파장 대역에서 비투과성을 갖는 제 1 봉합 수지로 봉합하여 형성된다. 제 2 수지 봉합부(43)는 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역에 각각 형성되며, 발광 칩(30)의 광 파장 대역에서 투과성을 갖는 제 2 봉합 수지로 봉합하여 형성된다.

[0021] 이와 같이 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역은 투과성 제 2 수지 봉합부(43)로 봉합되고, 그 외 영역은 비투과성 제 1 수지 봉합부(41)로 봉합된 구조를 갖기 때문에, 발광 칩(30)에서 발광되는 빛의 대부분은 제 2 수지 봉합부(43)를 통하여 측정될 신체 부위로 조사된다. 따라서 발광 칩(30)에서 발광되는 빛 중에서 신체 부

위를 통과하지 않고 수광 칩(20)으로 직접 향하는 빛을 차단함으로써 신호 대 잡음비(Signal to Noise Ratio, SNR)를 향상시켜 측정 정확도를 높일 수 있다.

- [0022] 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 직접 인쇄회로기판(10)에 실장되고, 수지 봉합부(40)에 봉합된 구조를 갖기 때문에, 인쇄회로기판의 상부면에 이미 수지로 봉합되어 제작된 발광 소자와 수광 소자들을 각각 솔더링하여 제작하는 기존의 방법과 달리, 피부에 접촉하는 수지 봉합부(40)의 표면의 높이와 각도가 모두 동일하다. 따라서 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)는 제품별 측정 편차를 최소화할 수 있다.
- [0023] 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)에 대해서 구체적으로 설명하면 다음과 같다.
- [0024] 인쇄회로기판(10)은 직사각판 형태의 배선기판으로서, 가로와 길이가 세로와 길이보다는 긴 형태를 갖는다.
- [0025] 수광 칩(20)은 인쇄회로기판(10)의 상부면의 일측에 실장되며, 발광 칩(30)에서 측정 신체 부위로 조사된 후 반사된 빛을 수광하고, 수광된 빛의 세기를 검출하여 생체 신호를 측정한다. 수광 칩(20)으로는 포토다이오드(photodiode)가 주로 사용된다.
- [0026] 발광 칩(30)은 측정 신체 부위로 빛을 조사한다. 생체 신호 측정용으로 사용되는 발광 칩(30)으로는 가시광선 영역 또는 적외선 영역의 파장의 빛을 발광하는 발광 다이오드(Light Emitting Diode; LED)가 주로 사용된다. 특히 발광 칩(30)은 수광 칩(20)의 둘레에 실장된 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)과, 수광 칩(20)을 중심으로 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33) 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 3 발광 칩(35)과, 수광 칩(20)을 중심으로 제 3 발광 칩(35) 보다는 먼 위치에 실장된 적어도 하나의 제 4 발광 칩(37)을 포함하여 구성된다.
- [0027] 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)은 수광 칩(20)을 중심으로 동일한 거리에 대칭되게 양쪽에 배치되며, 피부색 측정에 이용된다. 수광 칩(20)과 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33) 사이의 거리는 1mm 내지 5mm이다. 제 1 실시예에서는 각각 3개의 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 수광 칩(20)을 중심으로 동일한 거리에 대칭되게 양쪽에 배치된 예를 개시하였다. 제 1 발광 칩(31)은 가시광선 영역의 파장의 빛을 발광하고, 제 2 발광 칩(33)은 근적외선 영역의 파장의 빛을 발광한다.
- [0028] 제 3 발광 칩(35)은 맥파 측정에 이용되며, 수광 칩(20)에 대해서 3mm 내지 15mm의 위치에 배치된다. 제 3 발광 칩(35)은 근적외선 영역의 파장의 빛을 발광한다.
- [0029] 제 4 발광 칩(37)은 피하지방 측정에 이용되며, 수광 칩(20)에 대해서 10mm 내지 50mm의 위치에 배치된다. 피하지방 두께는 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)을 이용하여 얻은 피부색 데이터를 함께 이용하여 측정한다. 즉 인체의 피부에 포함된 콜라겐 섬유질은 비대칭적인 광학적 특성을 가지고 있기 때문에, 피부색과 피하지방 두께를 정확히 측정하기 위해서는 수광 칩(20) 주위에 균일한 광을 입사하여 방향성을 상쇄시키는 것이 바람직하다. 따라서 제 1 실시예에서는 수광 칩(20) 주위에 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 동일한 거리에 대칭되게 배치되어 있다.
- [0030] 한편 제 4 발광 칩(37)은 수광 칩(20)의 일측에 설치되어 있기 때문에, 일관성 있는 측정을 위해서는 생체 신호 측정 센서(100)의 방향을 항상 일정하게 유지할 필요가 있다. 제 4 발광 칩(37)과 수광 칩(20) 사이의 거리가 증가할수록 수광 칩(20)에서 측정되는 빛의 세기가 감소하기 때문에, 충분한 빛의 세기를 얻기 위해서 수광 칩(20)으로부터 동일한 거리에 복수의 제 4 발광 칩(37)을 배치할 수도 있다.
- [0031] 수지 봉합부(40)는 트랜스퍼 몰딩(transfer molding) 방법으로 형성될 수 있다. 제 1 및 제 2 봉합 수지로는 에폭시 수지가 사용될 수 있다. 제 1 봉합 수지로는 불투명한 에폭시 수지가 사용되고, 제 2 봉합 수지로는 투명 에폭시 수지가 사용될 수 있다.
- [0032] 특히 제 1 및 제 2 수지 봉합부(41, 43)는 동일한 높이로 형성된다. 제 1 및 제 2 수지 봉합부(41, 43)를 동일한 높이로 형성한 이유는, 제 1 및 제 2 수지 봉합부(41, 43)에 측정 신체 부위가 접촉할 경우 측정 압력에 따라 접촉되는 면적이 변화하지 않도록 함으로써 측정 정확도를 높이기 위해서이다.
- [0033] 제 1 수지 봉합부(41)는 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)과 수광 칩(20) 사이에 형성된다. 제 1 수지 봉합부(41)는 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)과 제 3 발광 칩(35) 사이에 형성된다. 또한 제 1 수지 봉합부(41)는 제 3 발광 칩(35)과 제 4 발광 칩(37) 사이에 형성된다.
- [0034] 제 2 수지 봉합부(43)는 수광 칩(20)이 실장된 영역에 형성된다. 제 2 수지 봉합부(43)는 수광 칩(20)을 중심으로 일측의 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 실장된 영역과, 타측의 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 실장된 영역에 형성된다. 이와 같이 제 2 수지 봉합부(43)가 형성되는 이유는 수광 칩(20)을 중심으로 양쪽에 형성된 제

1 수지 봉합부(41)에 의해 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 실장된 영역이 분할되어 있기 때문이다. 그리고 제 2 수지 봉합부(43)는 제 3 발광 칩(35)이 실장된 영역에 형성되고, 제 4 발광 칩(37)이 실장된 영역에 형성된다.

[0035] 따라서 제 1 내지 제 4 발광 칩(31, 33, 35, 37)에서 발광된 빛은 수지 봉합부(40)에 접촉된 피부에 입사된 후 다중 산란(multiple scattering)에 의하여 피부로부터 수광 칩(20)으로 입사된다.

[0036] 한편 수광 칩(20)의 주위에 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 배치되고, 수광 칩(20)과 동일 선상에 일정 간격을 두고 제 3 및 제 4 발광 칩(35, 37)이 배치된다. 이로 인해 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 형성된 영역을 각각 봉합하는 제 2 수지 봉합부(43)는 불연속적으로 형성되고, 제 2 수지 봉합부(43) 사이에 제 1 수지 봉합부(41)가 형성된 구조를 갖기 때문에, 제 1 및 제 2 수지 봉합부(41, 43)는 띠 형태로 형성될 수 있다.

[0037] 제 2 내지 제 5 실시예

[0038] 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)는 수광 칩(20)을 중심으로 동일한 거리에 제 1 및 제 2 발광 칩(31, 33)이 배치된 구조를 예시하였지만 이에 한정되는 것은 아니다. 예컨대 도 3 내지 도 6에 도시된 바와 같이, 수광 칩을 중심으로 양쪽에 대칭되게 제 1 및 제 2 발광 칩을 배치할 수 있다.

[0039] 제 2 및 3 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(200, 300)는, 도 3 및 도 4에 도시된 바와 같이, 수광 칩(120, 220)을 중심으로 양쪽에 대칭되게 두 개의 제 1 발광 칩(131, 231)과 제 2 발광 칩(133, 233)이 배치된 구조를 갖는다. 제 3 발광 칩(135, 235) 및 제 4 발광 칩(137, 237)은 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)와 동일하게 배치되기 때문에 상세한 설명은 생략한다.

[0040] 제 1 발광 칩(131, 231)과 제 2 발광 칩(133, 233)은 수광 칩(120, 220)을 중심으로 양쪽에 각각 하나씩 배치되며, 두 개의 제 1 발광 칩(131, 231)을 잇는 직선과, 두 개의 제 2 발광 칩(133, 233)을 잇는 직선이 수광 칩(120, 220)을 중심으로 교차하게 배치된다.

[0041] 이때 양쪽에 배치된 제 1 발광 칩(131, 231)과 제 2 발광 칩(133, 233)은, 제 2 실시예에서는 서로 근접하게 배치되며, 제 3 실시예에서는 서로 이격되게 배치된다.

[0042] 제 4 및 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(400, 500)는, 도 5 및 도 6에 도시된 바와 같이, 수광 칩(320, 420)을 중심으로 양쪽에 대칭되게 두 개의 제 1 발광 칩(331, 431)과 제 2 발광 칩(333, 433)이 배치된 구조를 갖는다. 제 3 발광 칩(335, 435)과 제 4 발광 칩(337, 437)은 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)와 동일하게 배치되기 때문에 상세한 설명은 생략한다.

[0043] 제 1 발광 칩(331, 431)과 제 2 발광 칩(333, 433)은 수광 칩(320, 420)을 중심으로 양쪽에 각각 하나씩 배치되며, 두 개의 제 1 발광 칩(331, 431)을 잇는 직선과, 두 개의 제 2 발광 칩(333, 433)을 잇는 직선이 평행하게 배치된다.

[0044] 이때 양쪽에 배치된 제 1 발광 칩(331, 431)과 제 2 발광 칩(333, 433)은, 제 4 실시예에서는 서로 근접하게 배치되며, 제 5 실시예에서는 서로 이격되게 배치된다.

[0045] 제 2 내지 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(200, 300, 400, 500)는 크기를 최소화하기 위해서, 예컨대 도 3에 도시된 바와 같이, 수광 칩(120) 주위에 실장되는 제 1 및 제 2 발광 칩(131, 133)의 수를 최소화하였다. 아울러 제 1 및 제 2 발광 칩(131, 133)을 수광 칩(120)을 중심으로 일정 반경의 원주 상에 원주 방향을 따라 등간격으로 배치하는 대신에 수광 칩(120)을 중심으로 양쪽에 대칭되게 제 1 및 제 2 발광 칩(131, 133)을 배치하였다.

[0046] 이와 같은 제 1 내지 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100, 200, 300, 400, 500)의 피부색 측정 정확도와 반복 측정 편차를 도 7a 내지 도 7e, 도 8을 참조하여 설명하면 다음과 같다. 이때 피부색 측정 정확도와 반복 측정 편차를 비교하기 위해 사용된 기준 장치는 CK Electronic의 Mexameter MX18 모델이다.

[0047] 도 7a 내지 도 7e를 참조하면, 제 1 내지 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100, 200, 300, 400, 500)의 피부색 측정 정확도(R)는 각각 0.863, 0.784, 0.611, 0.929 및 0.919이다. 즉 제 4 및 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(400, 500)는 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(100)와 동등한 수준의 정확도를 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0048] 또한 도 8을 참조하면, 반복 측정 편차는 제 4 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(400)가 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(500)에 비해서 우수한 반복능 특성을 나타냄을 확인할 수 있다. 도 8은 기준 장치로 사용

된 Mexameter와 제 1 내지 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(200, 300, 400, 500, 600)의 3회 반복 측정에 따른 표준 편차를 알파벳 순(A 내지 E)으로 표시한 것으로 Y축의 값이 낮을 수록 반복능이 우수함을 의미한다.

[0049] 따라서 제 2 내지 제 5 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(200, 300, 400, 500)는 크기를 최소화하기 위해서, 예컨대 도 5를 참조하면, 제 1 및 제 2 발광 칩(331, 333)을 배치할 때, 수광 칩(320)을 중심으로 하여 동일 파장의 발광 칩을 잇는 직선을 그릴 경우, 두 개의 제 1 발광 칩(331)을 잇는 직선과, 두 개의 제 2 발광 칩(333)을 잇는 직선이 평행하게 배치하는 것이 바람직하다. 또한 제 1 및 제 2 발광 칩(331, 333) 사이의 거리는 되도록 가깝게 유지하는 것이 반복능에 유리하다.

[0050] 제 6 실시예

[0051] 한편 발광 칩은 생체 신호 측정 센서가 사용되는 환경의 온도에 따라 출력이 변하기 때문에, 도 9에 도시된 바와 같이, 제 6 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(600)는 생체 신호 측정 센서(600)가 사용되는 환경의 온도를 측정하는 온도 보상 소자(550)를 더 포함할 수 있다.

[0052] 온도 보상 소자(550)는 인쇄회로기판(510)의 상부면에 실장되며 제 1 수지 봉합부(541)에 의해 봉합될 수 있다. 특히 생체 신호 측정 센서(600)의 사용 온도에 따라 측정값의 변화가 심한 피부색을 측정하는 제 1 및 제 2 발광 칩(531, 533)에 근접하게 온도 보상 소자(550)를 배치하는 것이 바람직하다. 즉 온도 보상 소자(550)는 제 1 및 제 2 발광 칩(531, 533)과 제 3 발광 칩(535) 사이의 인쇄회로기판(510)에 실장하되, 제 1 및 제 2 발광 칩(531, 533)에 인접한 인쇄회로기판(510)의 상부면에 실장하는 것이 바람직하다.

[0053] 제 6 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(600)는 생체 신호 측정시, 온도 보상 센서(550)에서 측정된 온도를 이용하여 발광 칩(530)의 출력을 보정하거나 생체 신호 측정값을 보정한다.

[0054] 생체 신호 측정 센서의 제조 방법

[0055] 제 1 내지 제 6 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서의 제조 방법을 도 10 내지 도 13을 참조하여 설명하면 다음과 같다. 이때 제 1 내지 제 6 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서는 동일한 제조 방법으로 제조되기 때문에, 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서의 제조 방법을 중심으로 설명하겠다.

[0056] 먼저, 도 10 및 도 11에 도시된 바와 같이, 인쇄회로기판(10)의 상부면에 수광 칩(20)과 발광 칩(30)을 실장하는 실장 과정이 진행된다. 이때 인쇄회로기판(10)은 복수의 생체 신호 측정 센서를 일괄적으로 제조할 수 있는 스트립 형태로 제공된 예를 개시하였다.

[0057] 그리고 도 12 및 도 13에 도시된 바와 같이, 인쇄회로기판(10)의 상부면에 실장된 수광 칩(20)과 발광 칩(30)을 봉합하는 수지 봉합부(40)를 형성하는 봉합 과정이 진행된다. 봉합 방법으로는 트랜스퍼 몰딩 방법이 사용될 수 있다.

[0058] 특히 봉합 과정은 제 1 수지 봉합부(41)를 형성하는 제 1 봉합 과정과, 제 2 수지 봉합부(43)를 형성하는 제 2 봉합 과정 순으로 진행된다.

[0059] 제 1 봉합 과정은, 도 12에 도시된 바와 같이, 수광 칩(20)과 발광 칩(30)의 사이의 영역을 포함하여 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역을 제외한 영역을 제 1 봉합 수지로 봉합하여 제 1 수지 봉합부(41)를 형성하는 과정이다. 제 2 봉합 과정은, 도 13에 도시된 바와 같이, 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역을 각각 제 2 봉합 수지로 봉합하여 제 2 수지 봉합부(43)를 형성하는 과정이다. 즉 제 2 봉합 과정은 제 1 수지 봉합부(41)를 형성한 이후에 제 1 수지 봉합부(41) 사이의 영역을 제 2 봉합 수지를 충전하여 제 2 수지 봉합부(43)를 형성하는 과정이다. 이때 제 1 제조 방법의 봉합 과정에서 제 1 수지 봉합부(41)와 제 2 수지 봉합부(43)의 높이를 동일하게 형성한다.

[0060] 마지막으로 수지 봉합부(40)가 형성된 스트립 상태의 인쇄회로기판(10)을 개별 생체 신호 측정 센서(100)로 분리하는 분리 과정이 진행된다.

[0061] 한편 본 제조 방법에서는 제 1 수지 봉합부(41)를 형성한 이후에 제 2 수지 봉합부(43)를 형성한 예를 개시하였지만, 제 2 수지 봉합부(43)를 형성한 이후에 제 1 수지 봉합부(41)를 형성할 수도 있다.

[0062] 또한 본 제조 방법에서는 제 1 수지 봉합부(41)와 제 2 수지 봉합부(43)를 띠 형태로 형성한 예를 개시하였지만 이에 한정되는 것은 아니다. 예컨대, 제 2 수지 봉합부(43)를 수광 칩(20)과 발광 칩(30)이 실장된 영역을 각각 봉합하는 섬 형태로 형성하고, 그 외의 영역에 제 1 수지 봉합부(41)를 형성할 수도 있다.

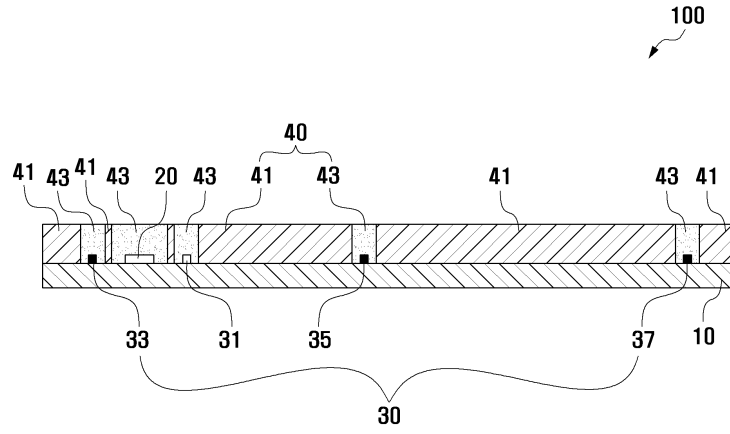
- [0063] 제 7 및 제 8 실시예
- [0064] 한편 제 1 내지 6 실시예에서는 제 1 수지 봉합부와 제 2 수지 봉합부를 동일한 높이로 형성한 예를 개시하였지만, 도 14 및 도 15에 도시된 바와 같이 서로 다른 높이로 형성하거나, 도 16 및 도 17에 도시된 바와 같이 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)의 경계 부분을 따라 홈(745)을 형성할 수도 있다.
- [0065] 도 14 및 도 15를 참조하면, 제 7 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(700)는 제 1 수지 봉합부(641)가 제 2 수지 봉합부(643)에 비해서 상대적으로 높게 형성된다. 제 1 및 제 2 수지 봉합부(641, 643)의 높이를 다르게 형성한 이유는, 제 1 수지 봉합부(641)를 형성한 이후에 제 2 수지 봉합부(643)를 형성할 때, 액상의 제 2 봉합 수지가 제 1 수지 봉합부(641)의 상부면으로 침범하는 것을 억제하기 위해서이다. 일반적으로 투명 에폭시 수지의 굴절률이 공기보다 매우 높기 때문에 제 2 수지 봉합부(643) 내에서 발광된 빛의 일부는 제 2 수지 봉합부(643)와 공기의 경계면에서 전반사되어 도파되기 쉬운 특성을 가지고 있다. 따라서 만일 액상의 제 2 봉합 수지가 제 1 수지 봉합부(641)의 상부면으로 침범하는 경우, 발광 칩(630)에서 발광되는 빛은 투명한 제 2 봉합 수지에 의해 도파되어 빛이 피부로 입사되는 형태가 변화하게 되므로 측정 오차를 유발하게 된다.
- [0066] 이때 제 2 수지 봉합부(643)에 안정적으로 측정할 피부 부분이 접촉할 수 있도록, 제 1 및 제 2 수지 봉합부(641, 643)의 단차는 크지 않게 형성하는 것이 바람직하다.
- [0067] 이와 같이 제 1 및 제 2 수지 봉합부(641, 643)의 높이를 다르게 형성하기 위해서, 제 2 봉합 공정에 사용되는 성형 금형(660)으로 제 1 수지 봉합부(641)의 높이보다는 낮게 돌기(661)가 형성된 성형 금형이 사용된다.
- [0068] 한편 제 7 실시예에서는 제 1 수지 봉합부(641)가 제 2 수지 봉합부(643)보다는 높게 형성된 예를 개시하였지만, 반대로 제 2 수지 봉합부를 높게 형성할 수도 있다. 즉 제 2 수지 봉합부를 형성한 이후에 제 1 수지 봉합부를 형성할 때, 액상의 제 1 봉합 수지가 제 2 수지 봉합부의 상부면으로 침범하는 것을 억제하기 위해서이다.
- [0069] 도 16 및 도 17을 참조하면, 제 8 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(800)는 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)의 경계 부분을 따라 홈(745)이 형성되어 있다.
- [0070] 즉 제 2 봉합 공정에 사용되는 성형 금형(760)으로 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)의 경계 부분에 대응되는 부분에 돌기(761)가 형성된 성형 금형을 사용함으로써, 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)의 경계 부분을 따라 홈(745)이 형성되도록 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)를 형성할 수 있다.
- [0071] 한편 제 7 실시예의 경우 제 1 및 제 2 수지 봉합부의 높이가 상이하므로 낮은 높이를 갖는 수지 봉합부와 신체 측정 부위가 접촉하는 면적은 측정 압력에 따라 변화하게 된다. 그러나 제 8 실시예의 경우는 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)의 높이가 동일하므로 측정 압력에 의한 영향을 최소화하여 반복 측정에 따른 오차를 최소화할 수 있는 장점을 가지고 있다.
- [0072] 제 8 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서(800)는 제 1 및 제 2 수지 봉합부(741, 743)를 동일한 높이로 형성하면서, 액상의 제 2 봉합 수지가 제 1 수지 봉합부(741)의 상부면으로 침범하는 것을 억제할 수 있다.
- [0073] 그리고 제 8 실시예에서는 홈(745)은 제 1 수지 봉합부(741)와 경계를 이루는 제 2 수지 봉합부(743)에 형성한 예를 개시하였지만, 제 2 수지 봉합부(743)를 먼저 형성하는 경우 제 2 수지 봉합부(743)와 경계를 이루는 제 1 수지 봉합부(741)에 형성할 수도 있다.
- [0074] 한편, 본 명세서와 도면에 개시된 본 발명의 실시예들은 이해를 돕기 위해 특정 예를 제시한 것에 지나지 않으며, 본 발명의 범위를 한정하고자 하는 것은 아니다. 여기에 개시된 실시예들 이외에도 본 발명의 기술적 사상에 바탕을 둔 다른 변형예들이 실시 가능하다는 것은, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명한 것이다.

**도면의 간단한 설명**

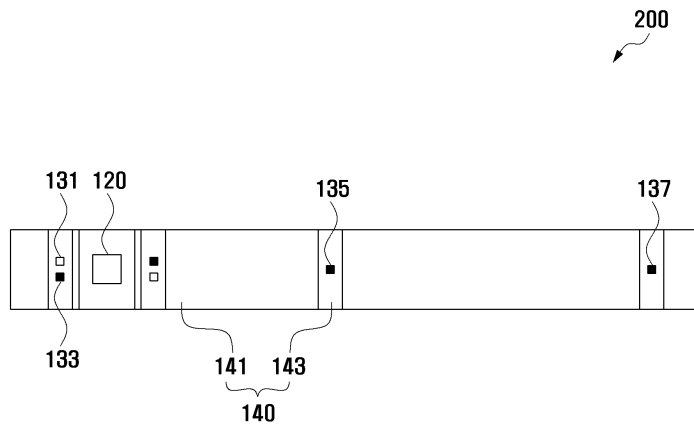
- [0075] 도 1은 본 발명의 제 1 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서를 보여주는 평면도이다.
- [0076] 도 2는 도 1의 II-II선 단면도이다.
- [0077] 도 3은 본 발명의 제 2 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서를 보여주는 평면도이다.
- [0078] 도 4는 본 발명의 제 3 실시예에 따른 생체 신호 측정 센서를 보여주는 평면도이다.



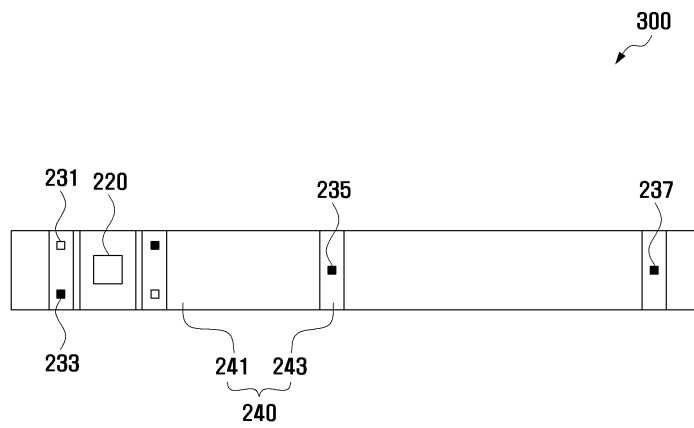
도면2



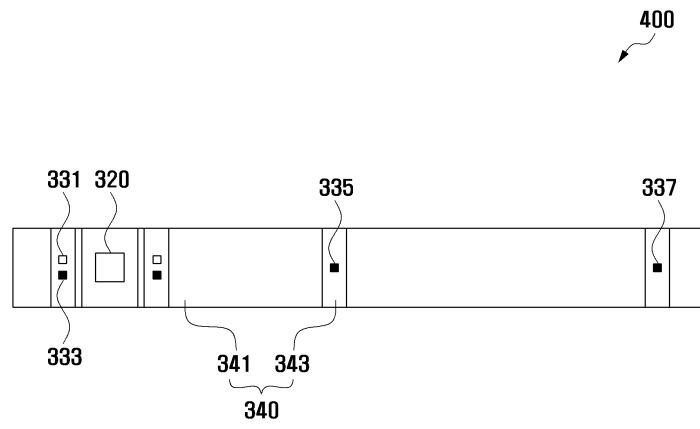
도면3



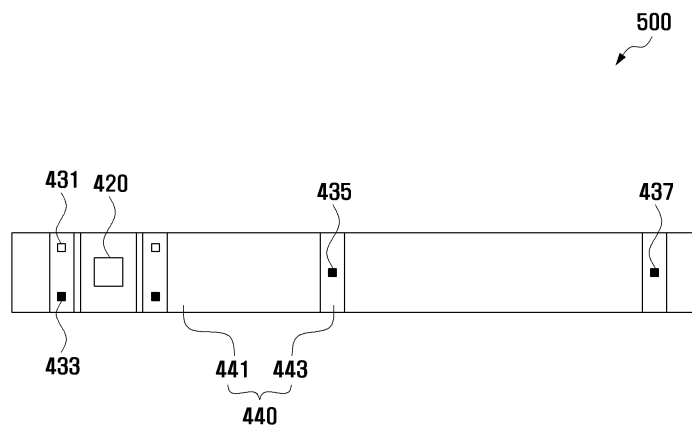
도면4



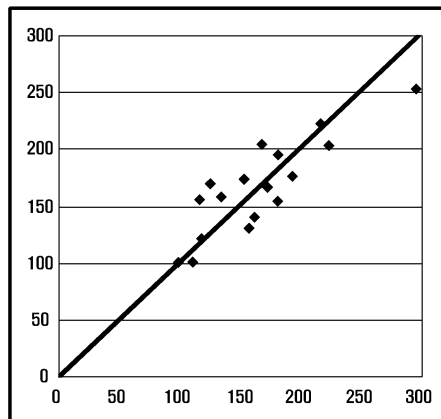
도면5



도면6

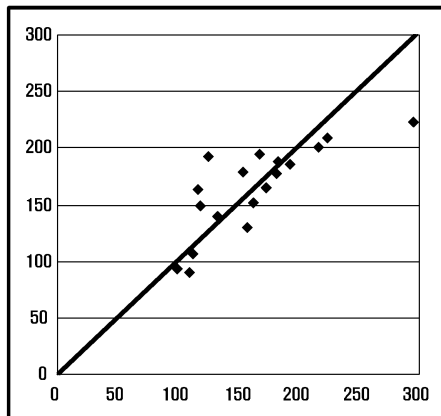


도면7a



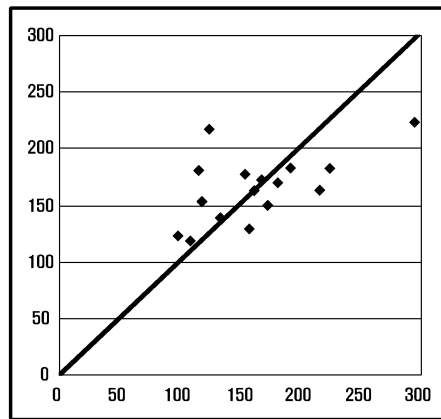
[상관계수 R = 0.863]

도면7b



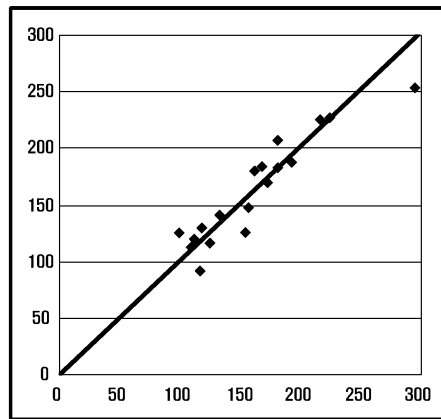
[상관계수 R = 0.784]

도면7c



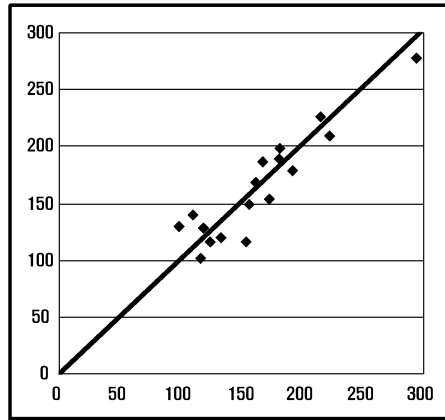
(상관계수 R = 0.611)

도면7d



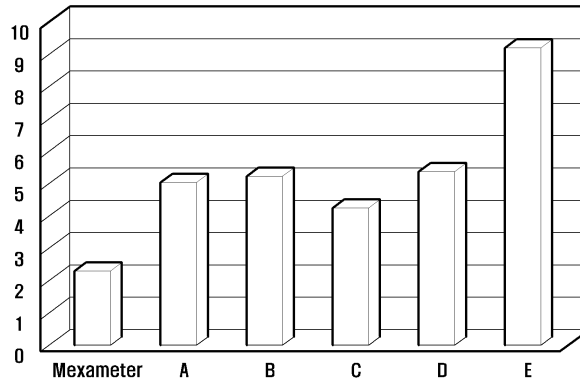
(상관계수 R = 0.929)

도면7e

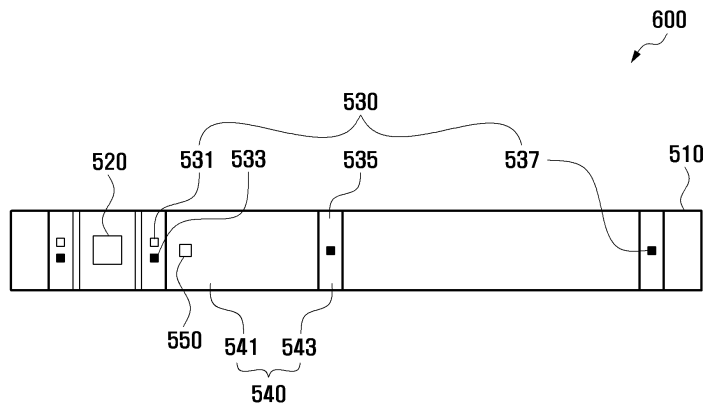


[상관계수 R = 0.919]

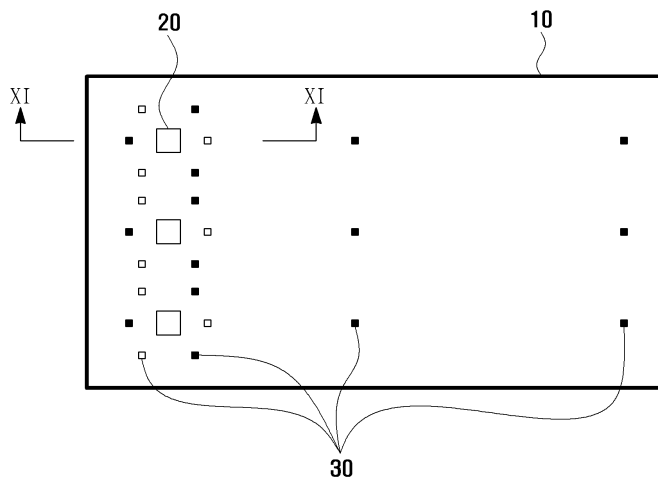
도면8



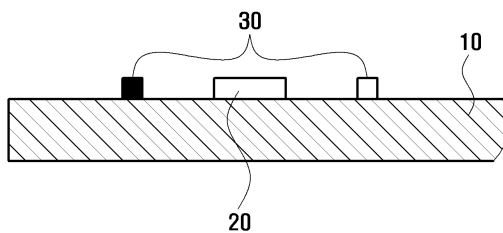
도면9



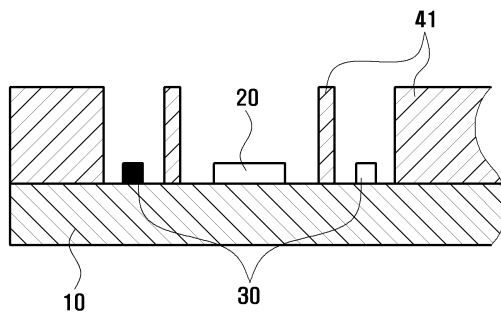
도면10



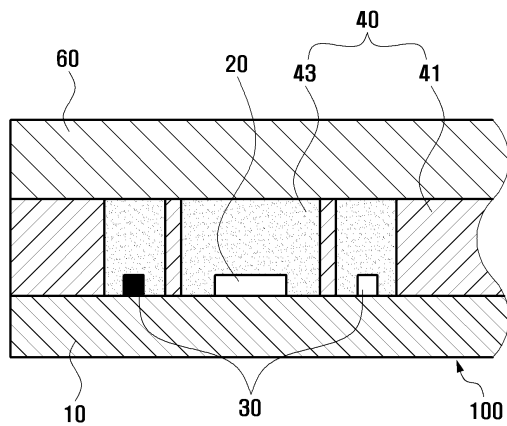
도면11



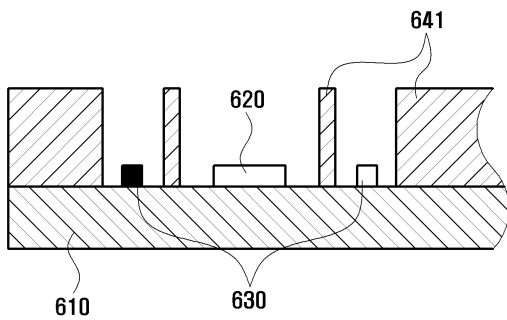
도면12



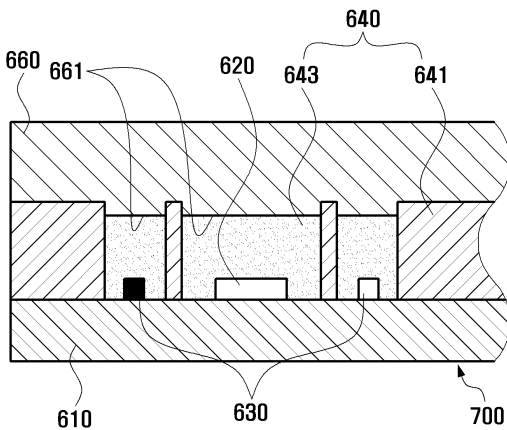
도면13



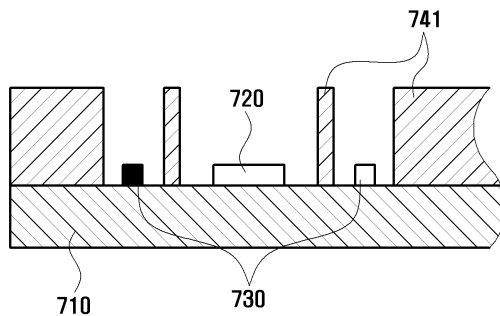
도면14



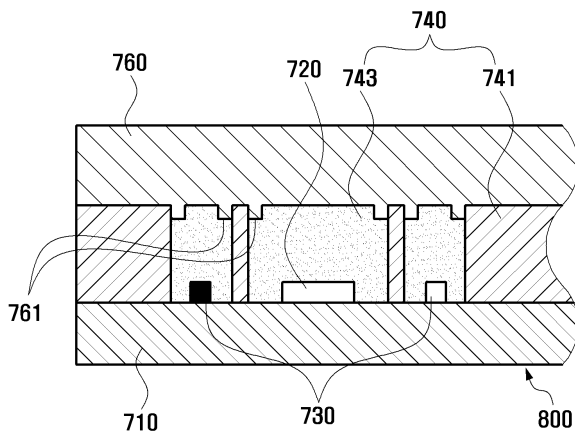
도면15



도면16



도면17



|                |  |         |            |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 标题：生物传感器测量传感器及其制造方法                          |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR101506177B1</a>                | 公开(公告)日 | 2015-03-26 |
| 申请号            | KR1020080002932                              | 申请日     | 2008-01-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 三星电子株式会社                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 三星电子有限公司                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 三星电子有限公司                                     |         |            |
| [标]发明人         | CHO JAE GEOL<br>조재걸<br>OH JUNG TAEK<br>오정택   |         |            |
| 发明人            | 조재걸<br>오정택                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00                                     |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/441 A61B5/0059 A61B5/1032 Y10T29/49002 |         |            |
| 代理人(译)         | 尹董Yol的                                       |         |            |
| 其他公开文献         | KR1020090077147A                             |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                    |         |            |

摘要(译)

公开了一种生理信号测量传感器及其制造方法，该传感器使制造过程中由于焊接公差导致的测量误差最小化。生理信号测量传感器包括印刷电路板，安装在印刷电路板上表面上的光接收芯片，安装在与光接收芯片相邻的印刷电路板上表面的发光芯片和密封树脂密封部分光接收芯片和发光芯片安装在印刷电路板上表面上，其中第一树脂被选择为具有不透明的光学特性，第二树脂被选择为具有透明特性。

