



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2012년07월04일  
 (11) 등록번호 10-1161295  
 (24) 등록일자 2012년06월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**H01L 21/30** (2006.01) **A61B 5/03** (2006.01)  
 (21) 출원번호 10-2010-0100839  
 (22) 출원일자 2010년10월15일  
 심사청구일자 2010년10월15일  
 (65) 공개번호 10-2012-0039244  
 (43) 공개일자 2012년04월25일  
 (56) 선행기술조사문헌  
 JP2010181303 A\*  
 KR1020070096655 A  
 KR1020080006579 A  
 Hyung-Kew Lee, et al., "A Flexible Polymer Tactile Sensor: Fabrication and Modular Expandability for Large Area Deployment", IEEE J. Microelectromech. Syst., vol.15, no.6, pp.1681-1686, Dec. 2006.  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
**서강대학교산학협력단**  
 서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)  
 (72) 발명자  
**최범규**  
 서울특별시 마포구 신수로 107, 신촌 삼익 아파트 103동 1705호 (신수동)  
**김중현**  
 대구광역시 남구 성당로46길 28-6 (대명동)  
**이문규**  
 경기도 안산시 상록구 삼리로 86, 주공아파트 303-604 (사동, 푸른마을 3단지)  
 (74) 대리인  
**특허법인명인**

전체 청구항 수 : 총 12 항

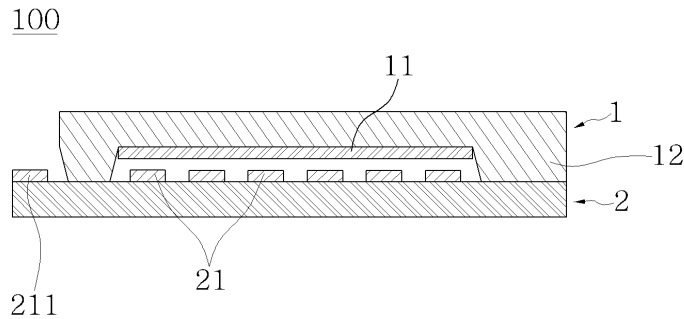
심사관 : 방기인

(54) 발명의 명칭 **압력 측정 장치 및 그 제조 방법**

**(57) 요약**

본 발명은 인체 내의 방광내압과 같은 압력을 저항의 변화를 통해 측정할 수 있는 압력 측정 장치 및 그 제조 방법에 관한 것이다. 본 압력 측정 장치는 하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트, 그리고 상면에 전극패턴을 구비하고 상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 배치되는 제2 플레이트를 포함하며, 상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되어 있고, 상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블하고 생체에 대한 유해성을 최소화하는 재질이다. 본 발명에 의하면, 장치가 소형화되어 최소 침습적인 구성이 가능하고 제작성이 향상되며 비용이 저감될 수 있으며, 인체에 무해하고 플렉서블한 장치가 구성될 수 있어 인체에 대한 적합성이 확보될 수 있다.

**대표도 - 도1**



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 201031090  
 부처명 교육과학기술부  
 연구사업명 미래기반기술개발사업  
 연구과제명 고내구성 바이오 compatible 무선충전 슈퍼전지 개발  
 주관기관 교육과학기술부  
 연구기간 2010.07.01 ~ 2011.06.30

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 201060010  
 부처명 보건복지부  
 연구사업명 보건의료연구개발사업  
 연구과제명 무전원/무선 압력센서를 이용한 최소침습적 방광내압 상시모니터링 장치의 개발  
 주관기관 한국보건산업진흥원  
 연구기간 2010.04.01 ~ 2011.03.31

---

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트, 그리고

상면에 전극패턴을 구비하고 상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 배치되는 제2 플레이트를 포함하며,

상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되어 있고,

상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블한 재질로 이루어지고,

상기 제1 플레이트는 하향으로 돌출되어 상기 제2 플레이트와 맞닿는 이격부재를 더 포함하고,

상기 전도성층은 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어지는 층이고, 그리고

상기 이격부재는 상기 전도성층과 일체적으로 구비되는 압력 측정 장치.

**청구항 2**

제1항에서,

상기 전극패턴은 상기 제1 플레이트나 상기 제2 플레이트에 작용하는 압력에 의해 상기 제1 플레이트나 상기 제2 플레이트가 휘어지면서 상기 전도성층과 맞닿게 되는 면적의 크기에 따라 흐르는 상기 전류의 세기와 형성되는 저항의 크기가 변하는 압력 측정 장치.

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

삭제

**청구항 5**

제1항에서,

상기 제1 및 제2 플레이트는 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질인 압력 측정 장치.

**청구항 6**

삭제

**청구항 7**

제1항에서,

상기 전극패턴은 단자부를 포함하고,

상기 이격부재는 상기 단자부만 외부에 노출되도록 상기 전극패턴을 감싸는 압력 측정 장치.

**청구항 8**

삭제

**청구항 9**

삭제

**청구항 10**

제1항에서,

상기 전극패턴은 자기조립단층(SAM) 처리에 의해 형성되는 압력 측정 장치 제조 장치.

**청구항 11**

하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트를 제조하는 단계,

상면에 전극패턴을 구비하는 제2 플레이트를 제조하는 단계, 그리고

상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 상기 제1 플레이트와 상기 제2 플레이트를 결합하는 단계를 포함하며,

상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되고,

상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블한 재질로 이루어지고,

상기 제1 플레이트를 제조하는 단계는

상기 제1 플레이트로부터 하향으로 돌출되는 이격부재가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(Silicon wafer)의 상면을 상기 이격부재의 형상에 따라 습식 식각(wet etching)하는 단계,

습식 식각된 상기 실리콘 웨이퍼의 상면에 폴리머 재질의 재료를 몰딩(molding)하여 상기 제1 플레이트를 형성하는 단계,

상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리한 후 상기 실리콘 웨이퍼의 습식 식각하지 않은 상면에 전도성층을 형성하는 단계,

분리한 상기 제1 플레이트를 상기 전도성층이 형성되어 있는 상기 실리콘 웨이퍼에 다시 결합하여 상기 전도성층을 상기 제1 플레이트의 하면에 부착하는 단계, 그리고

상기 전도성층이 부착된 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계를 포함하는 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 12**

삭제

**청구항 13**

제11항에서,

상기 전도성층을 형성하는 단계에서, 상기 전도성층의 상면은 산소 플라즈마(oxygen plasma)로 처리되고, 그리고

상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계에서, 상기 이격부재의 하면은 산소 플라즈마로 처리되는 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 14**

제11항에서,

상기 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질인 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 15**

제11항에서,

상기 제2 플레이트를 제조하는 단계는

기관에 상기 전극패턴을 형성하는 단계,

상기 전극패턴의 상면에 폴리머 재질의 상기 제2 플레이트를 부착하는 단계, 그리고

상기 전극패턴이 부착된 상기 제2 플레이트를 상기 기관으로부터 분리하는 단계를 포함하는 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 16**

제15항에서,

상기 전극패턴은 자기조립단층(SAM) 처리에 의해 형성되는 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 17**

제15항에서,

상기 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질인 압력 측정 장치 제조 방법.

**청구항 18**

하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트를 제조하는 단계,

상면에 전극패턴을 구비하는 제2 플레이트를 제조하는 단계, 그리고

상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 상기 제1 플레이트와 상기 제2 플레이트를 결합하는 단계를 포함하며,

상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되고,

상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블한 재질로 이루어지고,

상기 제1 플레이트를 제조하는 단계는

상기 제1 플레이트로부터 하향으로 돌출되는 이격부재가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(Silicon wafer)의 상면을 상기 이격부재의 형상에 따라 습식 식각(wet etching)하는 단계,

습식 식각된 상기 실리콘 웨이퍼의 상면에 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질을 일체적으로 몰딩(molding)하여 상기 습식 식각한 부분에는 상기 이격부재를 형성하고 상기 실리콘 웨이퍼의 습식 식각하지 않은 상면에는 전도성층을 형성하는 단계,

일체적으로 형성된 상기 이격부재와 상기 전도성층의 상면에 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질의 재료를 몰딩하여 상기 제1 플레이트를 형성하는 단계, 그리고

상기 이격부재와 상기 전도성층이 부착된 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계를 포함하는 압력 측정 장치 제조 방법.

**명세서**

**기술분야**

[0001] 본 발명은 인체 내의 방광내압과 같은 압력을 저항의 변화를 통해 측정할 수 있는 압력 측정 장치 및 그 제조 방법에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 생체의료(biomedical) 분야에서는 인체 내의 특정 부위의 미소압력을 측정하기 위한 센서들에 대한 연구가 이루어지고 있다. 비침습적(noninvasive) 센서보다는 침습적(invasive) 센서가 보다 정확한 미소압력을 측정할 수 있겠으나, 침습적 센서는 인체 내부에 직접적으로 센서가 삽입되므로, 센서의 크기나 재질 등이 문제가 된다. 즉 최소침습적인 센서를 구현하기 위해 장치 크기의 소형화가 요구되고, 최대한 인체에 무해한 재질의 재료가 사용될 것이 요구된다.

[0003] 특히 인체 내의 특정 부위 중 방광 내부의 미소압력을 측정하는 것은 척수 손상 등으로 인해 방광 기능 장애가 나타나는 환자들에게 있어서 중요하다. 이러한 미소압력을 보다 정확하게 측정하기 위해서는 방광 내부에 센서가 위치해야 하는데, 센서의 크기가 아직 충분히 소형화되지 못하여 시술에 어려움이 있고, 센서의 재질에 따라 인체 유해성 여부가 문제된다. 또한 센서의 크기나 재질이 부적합할 경우 방광 결석, 종양 등의 2차적인 질병을 유발할 우려도 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0004] 본 발명은 전술한 바와 같은 문제점들을 해결하기 위해 창출된 것으로서, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 최소 침습적인 압력 측정이 이루어질 수 있는 압력 측정 장치 및 그 제조 방법을 제공하는 것이다.
- [0005] 또한 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는 인체에 적합하게 적용될 수 있는 재질로 이루어진 압력 측정 장치 및 그 제조 방법을 제공하는 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0006] 상기한 과제를 달성하기 위한 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치는 하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트, 그리고 상면에 전극패턴을 구비하고 상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 배치되는 제2 플레이트를 포함하며, 상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되어 있고, 상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블하고 생체에 대한 유해성을 최소화하는 재질이다.
- [0007] 상기 전극패턴은 상기 제1 플레이트나 상기 제2 플레이트에 작용하는 압력에 의해 상기 제1 플레이트나 상기 제2 플레이트가 휘어지면서 상기 전도성층과 맞닿게 되는 면적의 크기에 따라 흐르는 상기 전류의 세기와 형성되는 저항의 크기가 변할 수 있다.
- [0008] 상기 전도성층은 전도성 잉크(conductive ink) 또는 플렉서블한 전도성 금속(flexible conductive metal)으로 이루어지는 층일 수 있다.
- [0009] 상기 전도성층은 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어지는 층일 수 있다.
- [0010] 상기 제1 및 제2 플레이트는 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다.
- [0011] 상기 제1 플레이트는 하향으로 돌출되어 상기 제2 플레이트와 맞닿는 이격부재를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 상기 전극패턴은 단자부를 포함하고, 상기 이격부재는 상기 단자부만 외부에 노출되도록 상기 전극패턴을 감쌀 수 있다.
- [0013] 상기 이격부재는 상기 제1 플레이트와 일체적으로 구비될 수 있다.
- [0014] 상기 전도성층은 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어지는 층이고, 상기 이격부재는 상기 전도성층과 일체적으로 구비될 수 있다.
- [0015] 상기 전극패턴은 자기조립단층(SAM) 처리에 의해 형성될 수 있다.
- [0016] 한편, 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법은 하면에 전도성층을 구비하는 제1 플레이트를 제조하는 단계, 상면에 전극패턴을 구비하는 제2 플레이트를 제조하는 단계, 그리고 상기 전극패턴이 상기 전도성층으로부터 하향으로 이격되도록 상기 제1 플레이트와 상기 제2 플레이트를 결합하는 단계를 포함하며, 상기 전극패턴은 상기 전도성층과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되고, 상기 제1 및 제2 플레이트는 플렉서블하고 생체에 대한 유해성을 최소화하는 재질이다.
- [0017] 상기 제1 플레이트를 제조하는 단계는 상기 제1 플레이트로부터 하향으로 돌출되는 이격부재가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(Silicon wafer)의 상면을 상기 이격부재의 형상에 따라 습식(wet etching)하는 단계, 습식된 상기 실리콘 웨이퍼의 상면에 폴리머 재질의 재료를 몰딩(molding)하여 상기 제1 플레이트를 형성하는 단계, 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리한 후 상기 실리콘 웨이퍼의 습식하지 않은 상면에 전도성층을 형성하는 단계, 분리한 상기 제1 플레이트를 상기 전도성층이 형성되어 있는 상기 실리콘 웨이퍼에 다시 결합하여 상기 전도성층을 상기 제1 플레이트의 하면에 부착하는 단계, 그리고 상기 전도성층이 부착된 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0018] 상기 전도성층을 형성하는 단계는 상기 전도성층의 상면을 산소 플라즈마(oxygen plasma)로 처리하는 단계를 포함하고, 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계는 상기 이격부재의 하면을 산소 플라즈마로 처리하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0019] 상기 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다.
- [0020] 상기 제2 플레이트를 제조하는 단계는 기판에 상기 전극패턴을 형성하는 단계, 상기 전극패턴의 상면에 폴리머 재질의 상기 제2 플레이트를 부착하는 단계, 그리고 상기 전극패턴이 부착된 상기 제2 플레이트를 상기 기판으로부터 분리하는 단계를 포함할 수 있다.

- [0021] 상기 전극패턴은 자기조립단층(SAM) 처리에 의해 형성될 수 있다.
- [0022] 상기 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다.
- [0023] 상기 제1 플레이트를 제조하는 단계는 상기 제1 플레이트로부터 하향으로 돌출되는 이격부재가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(Silicon wafer)의 상면을 상기 이격부재의 형상에 따라 습식(wet etching)하는 단계, 습식된 상기 실리콘 웨이퍼의 상면에 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질을 일체적으로 몰딩(molding)하여 상기 습식한 부분에는 상기 이격부재를 형성하고 상기 실리콘 웨이퍼의 습식하지 않은 상면에는 전도성층을 형성하는 단계, 일체적으로 형성된 상기 이격부재와 상기 전도성층의 상면에 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질의 재료를 몰딩하여 상기 제1 플레이트를 형성하는 단계, 그리고 상기 이격부재와 상기 전도성층이 부착된 상기 제1 플레이트를 상기 실리콘 웨이퍼로부터 분리하는 단계를 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0024] 본 발명에 의하면, 전도성판과 전극패턴의 조합으로 단순하게 구성되고 반도체 공정과 유사한 공정을 통해 제조됨으로써, 장치가 소형화되어 최소 침습적인 구성이 가능하고 제작성이 향상되며 비용이 저감될 수 있다.
- [0025] 또한, 폴리디메틸실록산(PDMS)과 같은 폴리머 재료를 이용함으로써, 인체에 무해하고 플렉서블한 장치가 구성될 수 있어 인체에 대한 적합성이 확보될 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치의 개략적인 단면도이다.
- 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치의 개략적인 단면도이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 일반적인 흐름도이다.
- 도 4는 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제1 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.
- 도 5는 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제2 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.
- 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제1 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 이하에서 본 발명의 실시예를 첨부된 도면을 참조로 상세히 설명한다.
- [0028] 본 발명은 무게나 힘에 의해 저항이 변화하여 압력 변화에 따라 작동되는 압력의 측정을 위한 센서 장치 및 그 제조 방법에 관한 것이다.
- [0029] 우선, 본 발명의 두 실시예에 따른 압력 측정 장치(100, 200)를 살핀 다음, 이러한 압력 측정 장치(100, 200)를 제조하는 본 발명의 두 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)에 관하여 살핀다.
- [0030] 참고로, 본 발명에 관한 설명 중 방향과 관련된 용어(상면, 하면, 상향, 하향 등)는 도면에 나타나 있는 본 압력 측정 장치(100, 200) 및 본 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)에 있어서의 각 구성상의 배치 상태를 기준으로 한 것이다. 즉, 본 압력 측정 장치(100, 200)나 본 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)의 다양한 적용예에 있어서는, 상면이 아래쪽으로 향하거나 상하 방향이 좌우 방향으로 향하게 배치되는 등 압력을 측정하고자 하는 방향에 따라 본 압력 측정 장치(100, 200)는 다양한 방향으로 배치될 수 있다.
- [0031] 예를 들어 하향이라 설명하였다고 하더라도 본 압력 측정 장치(100, 200)가 인체의 방광 내벽의 위쪽에 거꾸로 배치되는 경우라면 하향은 상향으로 이해될 수 있으며, 본 압력 측정 장치(100, 200)가 인체의 방광 내벽의 좌측에 기울어져 배치되는 경우라면 하향은 좌향으로 이해될 수도 있다.
- [0032] 도 1은 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치의 개략적인 단면도이고, 도 2는 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치의 개략적인 단면도이다.
- [0033] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 압력 측정 장치(100, 200)는 제1 플레이트(1), 그리고 제2 플레이트(2)를 포함



한다.

- [0034] 우선, 제1 플레이트(1)의 구성을 살핀다.
- [0035] 도 1 및 도 2를 참조하면, 제1 플레이트(1)는 하면에 전도성층(11)을 구비한다. 전도성층(11)은 후술할 제2 플레이트(2)의 전극패턴(21)과 유기적으로 결합되어 본 압력 측정 장치(100, 200)의 작용을 이룬다. 이러한 작용에 대해서는 전극패턴(21)의 구성을 살피면서 함께 설명한다.
- [0036] 또한, 제1 플레이트(1)와 전도성층(11)이 서로 접촉되어 연결될 부분에는 산소 플라즈마(oxygen plasma)를 통한 클리닝(cleaning)이 이루어질 수 있다. 이를 통해 소수성 고분자를 친수성으로 변화시켜 접착력을 높게 만들 수 있다. 다만, 제1 플레이트(1)와 전도성층(11)이 서로 접촉되어 연결될 부분 이외에 최종적으로 구비된 본 압력 측정 장치(100, 200)에서 외부에 노출되는 부분은 소수성이 되도록 하는 것이 바람직하다. 이는 친수성 인체조직이 친수성 물질을 자동으로 커버링 하여 조직화하기 때문에 본 압력 측정 장치(100)를 그로부터 보호하고자 함이다.
- [0037] 또한, 제1 플레이트(1)는 플렉서블한 특성을 갖는다. 그리고 제1 플레이트(1)는 생체, 특히 인체에 대한 유해성을 최소화하는 재질로 이루어진다.
- [0038] 예시적으로, 제1 플레이트(1)는 폴리머 재질일 수 있다. 특히, 제1 플레이트(1)는 폴리머 재질 중 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, 이하 'PDMS'라 함) 재질일 수 있다. PDMS는 초기에 점성액형에서 건조되면 탄성을 가지는 고무와 비슷한 재질의 재료로, 우수한 생체적합성, 열 및 산화에 의해 분해가 되지 않는 안정성, 적당한 기계적 성질 등을 갖춘 생체의료용 고분자이다.
- [0039] 참고로, PDMS는 투명한 비활성의 고분자로서 표면에너지가 매우 낮고 형태의 변화가 용이하며 소수성을 가지는 물질로 상대적으로 넓은 기관 영역에 안정적으로 접촉되며, 이는 평탄하지 않은 표면에 대해서도 동일하게 만족한다. 또한 PDMS는 매우 내구성이 강해 오랜 시간이 경과하더라도 성질의 열화(degradation)가 일어나지 않는다.
- [0040] 참고로, 스핀 코터(spin coater)를 이용하여 표면이 고른 PDMS를 제작할 수 있다. 즉, 이러한 PDMS 재질로 이루어지는 제1 플레이트(1)의 형성을 위한 몰딩은 스핀 코팅(spin coating)을 통해 이루어질 수 있다. 일반적으로 스핀 코팅은 코팅할 물질의 용액이나 액체 물질을 기질 위에 떨어뜨리고 고속으로 회전시켜 얇게 퍼지게 하는 코팅 방법일 수 있다.
- [0041] 또한, 제1 플레이트(1)는 하향으로 돌출되어 제2 플레이트(2)와 맞닿는 이격부재(12)를 더 포함할 수 있다. 예시적으로, 제2 플레이트(2)와 서로 접촉되어 연결될 이러한 이격부재(12)의 하면 부분에는 산소 플라즈마(oxygen plasma)를 통한 클리닝(cleaning)이 이루어질 수 있다. 이에 대해서는 앞서 전도성층(11)의 구성에서 설명한 사항을 참조한다.
- [0042] 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치(100)와 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치(200)는 제1 플레이트(1)에 있어서, 전도성층(11)과 이격부재(12)가 구성되는 상태에 따라 구분될 수 있다. 다만, 본 발명이 이러한 두 가지 실시예에만 한정되는 것은 아니다.
- [0043] 먼저 도 1을 참조하면, 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치(100)에 있어서, 이격부재(12)는 제1 플레이트(1)와 일체적으로 구비될 수 있다. 예시적으로, 이격부재(12)는 몰딩(molding)을 통해 제1 플레이트(1)와 함께 형성될 수 있으며, 이격부재(12)의 재질 또한 인체에 무해한 폴리머 재질, 이를테면 PDMS 재질로 이루어질 수 있다.
- [0044] 이때, 전도성층(11)은 전도성 잉크(conductive ink) 또는 플렉서블한 전도성 금속(flexible conductive metal)으로 이루어지는 층일 수 있다. 이러한 전도성층(11)은 후술할 전극패턴(21)에 대한 금속 다이어프램 스위치와 같은 역할을 한다. 간략하게는, 외부로부터의 압력에 따라 전도성층(11)이 변형되어 전극패턴(21)에 닿게 되면 전극패턴(21)의 저항이 변화하면서(낮아지면서) 전류가 흐르게 될 수 있고, 이러한 저항 및 전류의 변화에 따라 압력이 측정될 수 있다.
- [0045] 그리고 도 2를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치(200)에 있어서, 전도성층(11)은 카본 나노튜브가 혼합된 폴리디메틸실록산(Carbon Nano Tube mixed PDMS)으로 이루어지는 층일 수 있다. 그리고 도 2에 나타난 바와 같이, 이격부재(12)는 이러한 전도성층(11)과 일체적으로 구비될 수 있다.
- [0046] 예시적으로, 이격부재(12)는 몰딩(molding)을 통해 전도성층(11)과 함께 형성될 수 있으며, 이격부재(12)의



재질 또한 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS)으로 이루어질 수 있다.

- [0047] 전도성층(11)의 하면은 외부로부터 압력이 작용될 때마다 변형되면서 후술할 전극패턴(21)과 반복적으로 맞닿게 되는 부분임을 감안하여, 도 2에 나타난 바와 같이 전도성층(11)이 이격부재(12)와 일체적으로 구성되도록 함으로써, 반복적인 변형, 압력, 마찰 등에 대한 강성을 높이고자 하였다.
- [0048] 여기서, 카본나노튜브(CNT)는 고전도성, 고강도, 고열전도성, 고탄성 등의 높은 물성을 갖는 물질로 본 발명에서는 고전도성의 성질이 이용될 수 있다. 다만, 카본나노튜브 그 자체만으로는 플렉서블한 제1 플레이트(1)의 일부를 구성하기 어려우므로, PDMS와의 복합체 형식으로 구성하여 본 발명의 다른 실시예(200)에 적용될 수 있다. 이러한 전도성층(11)의 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질은, 카본나노튜브로 인하여 전극패턴(21)과 맞닿았을 때 전극패턴에 전류가 흐르도록 하는 전도성이 있으며, PDMS가 혼합되어 있어 플렉서블한 특징을 갖는다.
- [0049] 예시적으로, 적정한 전도성을 확보하면서 스핀 코팅을 통해 얇은 막과 같은 형태로 전도성층(11)을 형성시킬 수 있는 적당한 배합비율은 카본나노튜브가 대략 7% 정도 혼합되는 것일 수 있다. 카본나노튜브가 7%보다 높은 비율로 혼합되는 경우에는 전도성은 좋아지나 스핀 코팅이 이루어지기 어려울 수 있고, 7%보다 낮은 비율로 혼합되는 경우에는 스핀 코팅은 보다 원활해질 수 있으나 전도성이 떨어지게 될 수 있기 때문이다.
- [0050] 이러한 PDMS와 카본나노튜브의 조합 이외에도, 인체에 대한 유해성을 최소화하고 플렉서블하면서도 전도성을 확보할 수 있는 전기전도성 고분자 또는 전기전도성 폴리머 복합체라면 전도성층(11)과 이격부재(12)를 구비하는 재료로서 고려할 수 있다.
- [0051] 다음으로, 제2 플레이트(2)의 구성을 살펴본다.
- [0052] 도 1 및 도 2를 참조하면, 제2 플레이트(2)는 상면에 전극패턴(21)을 구비하고 전극패턴(21)이 전도성층(11)으로부터 하향으로 이격되도록 배치된다.
- [0053] 여기서, 전극패턴(21)은 전도성층(11)과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 되어 있다. 이를테면 전극패턴(21)의 각각의 패턴들은 전도성층(11)과 맞닿기 전에는 서로 연결되지 않는 형태로 패터닝 될 수 있다.
- [0054] 예시적으로 이러한 전극패턴(21)과 전도성층(11)의 구성을 통해 본 발명의 작용을 살펴본다. 외부로부터 압력이 작용되지 않는 상태에서는 제2 플레이트(2)가 전극패턴(21)이 전도성층(11)과 이격되도록 배치되므로, 전극패턴(21)의 저항은 무한대가 되며 통전이 이루어질 수 없다. 하지만 외부로부터 압력이 작용하여 전도성층(11)이 전극패턴(21) 쪽으로 휘어지면서(변형되면서) 전극패턴(21)에 맞닿게 되면, 서로 분리된 상태로 구비되어 있는 각각의 패턴들이 전도성층(11)을 통해 연결되어 저항이 낮아지게 되고(decrease resistance) 전류가 흐르게 된다(current up).
- [0055] 즉, 전극패턴(21)은 제1 플레이트(1)나 제2 플레이트(2)에 작용하는 압력에 의해 제1 플레이트(1)나 제2 플레이트(2)가 휘어지면서 전도성층(11)과 맞닿게 되는 면적의 크기에 따라 흐르는 전류의 세기와 형성되는 저항의 크기가 변할 수 있다. 외부로부터 작용하는 압력의 변화에 따라 제1 플레이트(1)나 제2 플레이트(2)가 휘어지는(변형되는) 정도가 달라지고, 이에 따라 전극패턴(21)에 전도성층(11)이 맞닿게 되는 정도가 달라지며, 이에 따라 전극패턴(21)에 흐르는 전류나 저항의 크기에 변화가 생기게 된다. 이러한 압력의 변화에 따른 전류나 저항의 크기 변화를 통해 작용하는 압력을 측정할 수 있게 된다.
- [0056] 이에 따라, 전도성층(11)과 전극패턴(21)이 이격되는 거리는 본 압력 측정 장치(100, 200)가 어느 곳에 적용되느냐에 따라 측정하고자 하는 압력의 범위를 설정하고 이에 따라 정하는 것이 바람직하다. 이를테면 방광 내 압력과 같은 인체 내부의 미소 압력을 측정하고자 하는 경우에는 전도성층(11)과 전극패턴(21)이 이격되는 거리는 매우 짧게 정해질 수 있다.
- [0057] 또한, 제2 플레이트(2)는 제1 플레이트(1)와 유사하게 플렉서블하고 생체, 특히 인체에 대한 유해성을 최소화하는 재질로 이루어진다. 이를테면 제2 플레이트(2)는 제1 플레이트(1)와 유사하게 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다. 이에 대해서는 앞서 제1 플레이트(1)의 구성을 살펴면서 설명한 사항을 참조한다.
- [0058] 전극패턴(21)의 하면과 서로 접촉되어 연결될 제2 플레이트(2)의 상면 부분에는 산소 플라즈마(oxygen plasma)를 통한 클리닝(cleaning)이 이루어질 수 있다. 이에 대해서는 앞서 전도성층(11)의 구성에서 설명한 사항을 참조한다.
- [0059] 그리고 전극패턴(21)은 자기조립단층(SAM) 처리에 의해 형성될 수 있다. 이에 대해서는 후술할 본 압력 측정

장치 제조 방법(S100, S200)에서 예시적으로 살핀다.

- [0060] 상술한 제1 플레이트(1)에 구비되는 이격부재(12)는 전극패턴(21)을 감쌀 수 있다. 이격부재(12)가 전극패턴(21)을 감싸게 되면, 본 압력 측정 장치(100, 200)의 외측으로는 인체에 무해한 폴리머 재질, 이를테면 PDMS 재질로 이루어지는 제1 및 제2 플레이트(1, 2)의 외측면만 노출되게 되므로 인체에 대한 유해성을 더욱 최소화할 수 있다.
- [0061] 또한, 전극패턴(21)은 단자부(211)를 포함할 수 있다. 도면에는 도시되지 않았으나 단자부(211)에는 와이어(wire)가 연결됨으로써, 전도성층(11)이 전극패턴(21)에 맞닿아 저항이 낮아질 경우 이러한 와이어를 통해 통전이 이루어질 수 있다.
- [0062] 다만, 이러한 단자부(211)에 외부로부터 와이어가 연결되기 위해서는 도 1 및 도 2에 나타난 바와 같이, 이격부재(12)는 전극패턴(21) 중 단자부(211)만 외부에 노출되고 나머지 전극패턴(21)은 외부에 노출되지 않도록 감쌀 수 있다.
- [0063] 다만, 단자부(211)는 항상 이격부재(12)의 외측으로 외부에 노출되게 배치되어야 하는 것은 아니다. 이를테면 단자부(211)도 이격부재(12)가 감싸 외부에 노출되지 않도록 하고 단자부(211)에 연결되는 와이어만 이격부재(12)에 형성되는 홈이나 홀을 통해 이격부재(12)의 내측의 단자부(211)에 연결되게 할 수도 있다.
- [0064] 상술한 바와 같이 본 압력 측정 장치(100, 200)는 단순한 구성들의 유기적인 결합으로 이루어지고, 후술할 제조 방법(S100, S200)에 따르면 소형화가 충분히 가능하며, 외부에 노출되는 구성(1, 2)들의 재질이 인체에 무해하고 플렉서블한 PDMS 재질이 사용되므로, 인체 내부에 최소 침습적으로 적용되어 이를테면 방광 내압과 같은 인체 내부의 미소 압력을 측정하는데 이용될 수 있다.
- [0065] 이하에서는 본 발명의 두 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)을 살핀다. 다만, 본 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)을 설명함에 있어서, 앞서 살핀 본 압력 측정 장치(100, 200)에서 언급된 구성과 유사하거나 중복되는 구성에 대해서는 도 1 및 도 2에서 사용된 동일한 도면부호를 사용하며 그에 대한 설명은 간략히 하거나 생략한다.
- [0066] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 일반적인 흐름도이다.
- [0067] 도 3을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S100, S200)은 기본적으로 하면에 전도성층(11)을 구비하는 제1 플레이트(1)를 제조하는 단계(S1, S4), 상면에 전극패턴(21)을 구비하는 제2 플레이트(2)를 제조하는 단계(S2), 그리고 전극패턴(21)이 전도성층(11)으로부터 하향으로 이격되도록 제1 플레이트(1)와 제2 플레이트(2)를 결합하는 단계(S3)를 포함한다.
- [0068] 여기서, 전극패턴(21)은 전도성층(11)과 맞닿기 전에는 전류의 흐름이 방지되도록 패터닝 된다. 또한, 제1 및 제2 플레이트(1, 2)는 플렉서블하고 생체에 대한 유해성을 최소화하는 재질이다.
- [0069] 도 4는 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제1 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.
- [0070] 도 4를 참조하면, 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S100)에 있어서, 제1 플레이트(1)를 제조하는 단계(S1)는 제1 플레이트(1)로부터 하향으로 돌출되는 이격부재(12)가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(310)(Silicon wafer)의 상면을 이격부재(12)의 형상에 따라 습식(wet etching)하는 단계(S11), 습식된 실리콘 웨이퍼(310)의 상면에 폴리머 재질의 재료를 몰딩(molding)하여 제1 플레이트(1)를 형성하는 단계(S12), 제1 플레이트(1)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 분리한 후 실리콘 웨이퍼(310)의 습식하지 않은 상면에 전도성층(11)을 형성하는 단계(S13), 분리한 제1 플레이트(1)를 전도성층(11)이 형성되어 있는 실리콘 웨이퍼(310)에 다시 결합하여 전도성층(11)을 제1 플레이트(1)의 하면에 부착하는 단계(S14), 그리고 전도성층(11)이 부착된 제1 플레이트(1)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 분리하는 단계(S15)를 포함할 수 있다.
- [0071] 여기서, 습식하는 단계(S11)는 실리콘 웨이퍼(310)의 상면이 실란(silane) 처리되는 단계(S111)를 포함할 수 있다. 실란 처리를 통해 실리콘 웨이퍼(310)의 상면이 소수성이 되도록 함으로써, 몰딩된 제1 플레이트(1)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 쉽게 분리할 수 있다.
- [0072] 또한, 전도성층을 형성하는 단계(S13)는 전도성층(11)의 상면을 산소 플라즈마(oxygen plasma)로 처리하는 단계(S131)를 포함하고, 제1 플레이트(1)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 분리하는 단계(S15)는 이격부재(12)의 하면을 산소 플라즈마로 처리하는 단계(S151)를 포함할 수 있다.

- [0073] 그리고 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다.
- [0074] 또한, 몰딩은 스핀 코팅(spin coating)을 통해 이루어질 수 있다.
- [0075] 도 5는 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제2 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.
- [0076] 도 5를 참조하면, 제2 플레이트(2)를 제조하는 단계(S2)는 기판(320)에 전극패턴(21)을 형성하는 단계(S21), 전극패턴(21)의 상면에 폴리머 재질의 제2 플레이트(2)를 부착하는 단계(S22), 그리고 전극패턴(21)이 부착된 제2 플레이트(2)를 기판(320)으로부터 분리하는 단계(S23)를 포함할 수 있다.
- [0077] 여기서, 기판(320)은 유리 또는 실리콘 기판일 수 있다.
- [0078] 그리고 전극패턴(21)을 형성하는 단계(S21)는 전극패턴(21)의 상면을 자기조립단층(SAM, Self-Assembled Monolayer) 처리하는 단계(S211)를 포함할 수 있다. 자기조립단층(SAM) 처리는 전극패턴(21)의 상면의 분자적 결합력을 향상시키기 위한 처리 과정으로, 본 발명에 있어서는 전극패턴(21)이 제2 플레이트(2)로 쉽게 전이될 수 있게 하는 처리 과정이라 할 수 있다.
- [0079] 예시적으로 살펴보면, 먼저 기판(320)의 표면에 진공 증착기를 이용하여 금속을 증착시킨다. 증착된 금속을 포토리소그래피(photolithography)를 이용하여 원하는 전극패턴(21)으로 형성시킨 후 제2 플레이트(2)의 하면으로 전이시킬 수 있다.
- [0080] 이때, PDMS 재질의 제2 플레이트(2)의 하면과 금속의 표면이 모두 소수성(hydrophobic)이므로 제2 플레이트(2)의 하면은 코로나 방전을 통해, 전극패턴(21)의 상면은 자기조립단층(SAM) 처리를 통해 친수성(hydrophilic)이 되게 하여 친수성-친수성 상호작용을 통해 결합력을 강화시킬 수 있다. 이러한 과정을 통하여 기판(320)에 형성되어 있는 전극패턴(21)은 제2 플레이트(2)로 전이될 수 있는 상태가 될 수 있다.
- [0081] 예시적으로 자기조립단층(SAM)이 형성되는 과정을 살펴보면, 트리메르카프토프로필트리메톡시실란(3-MercaptopropylTrimethoxysilane)과 에탄올(Ethanol)을 1000:1로 혼합한 액에 담근 후 약 10시간이 경과되면 자기조립단층이 형성될 수 있다.
- [0082] 또한, 전극패턴(21)은 크롬(Cr)/금(Au) 결합을 이용한 자기조립단층(SAM) 처리를 통해 제2 플레이트(2)로 전이될 수 있는 상태가 될 수 있다. 금으로만 이루어진 전극패턴(21)은 유리나 실리콘인 기판(320)의 표면과 약하게 증착되어 있으므로 포토리소그래피 공정이나 자기조립단층 처리 공정에서 패턴이 떨어져 나갈 수 있다. 이에 따라 기판(320)에 대한 증착 시 부착력이 있는(adhesive) 크롬을 사용할 수 있다. 다만, 일반적인 조건에서는 크롬과 금이 강하게 결합되어 있어 PDMS 재질인 제2 플레이트(2)로의 전이가 쉽게 이루어지지 않을 수 있다. 이에 따라 금이 크롬과의 결합력을 이기고 PDMS 재질의 제2 플레이트(2)로 전이되는 조건을 찾을 필요가 있다.
- [0083] 또한, 폴리머 재질은 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질일 수 있다.
- [0084] 전극패턴(21)의 상면에 폴리머 재질의 제2 플레이트(2)를 부착하는 단계(S22)는, 이를테면 유리나 실리콘으로 된 기판(320) 위에 형성되어 있는 전극패턴(21)을 PDMS 재질의 제2 플레이트(2)의 하면으로 안정적으로 전이시키는 단계에 관한 것이라 할 수 있다.
- [0085] 전극패턴(21)의 제2 플레이트(2)의 하면으로의 안정적인 전이를 위해, 전극패턴(21)에는 앞서 살핀 바와 같은 자기조립단층(SAM) 처리가 이루어질 수 있다. 또한, 이렇게 자기조립단층이 형성되어 약하게 적층된 전극패턴(21)과 산소 플라즈마 처리된 제2 플레이트(2), 이를테면 Plasma-PDMS를 서로 붙였다 떼면 전극패턴(21)이 제2 플레이트(2)로 전이될 수 있다.
- [0086] 이때, 제2 플레이트(2)는 실란 처리된 웨이퍼의 상면에 스핀 코팅을 통해 형성될 수 있다. 실란 처리를 통해 실리콘 웨이퍼(310)의 상면이 소수성이 되도록 함으로써, 몰딩된 제2 플레이트(2)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 쉽게 분리할 수 있다. 또한, 이러한 스핀 코팅을 통하여 표면이 고른 제2 플레이트(2)를 제작할 수 있다.
- [0087] 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법의 제1 플레이트를 제조하는 단계의 흐름도이다.
- [0088] 도 3을 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S200)은 제1 플레이트를 제조하는 단계(S4)가 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법(S100)의 제1 플레이트를 제조하는 단계(S1)와 상이하며, 제2 플레이트를 제조하는 단계(S3)는 양 실시예(S100, S200)에 공통적으로 적용될 수 있다.

[0089] 예시적으로, 본 발명의 한 실시예(S100)에서는 제1 플레이트(1)가 이격부재(12)와 일체적으로 구비되고 전도성층(11)은 전도성 잉크나 플렉서블 전도성 금속으로 별도로 구비될 수 있지만, 본 발명의 다른 실시예(S200)에서는 전도성층(11)이 이격부재(12)와 탄소나노튜브를 혼합한 PDMS로 일체적으로 구비되고 PDMS 재질로 된 제1 플레이트(1)는 그 위에 별도로 결합되어 구비될 수 있다.

[0090] 도 6을 참조하면, 제1 플레이트(1)를 제조하는 단계(S4)는 제1 플레이트(1)로부터 하향으로 돌출되는 이격부재(12)가 구비되도록 실리콘 웨이퍼(Silicon wafer)(310)의 상면을 이격부재(12)의 형상에 따라 습식(wet etching)하는 단계(S41), 습식된 실리콘 웨이퍼(310)의 상면에 카본나노튜브(CNT)가 혼합된 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질을 일체적으로 몰딩(molding)하여 습식한 부분에는 이격부재(12)를 형성하고 실리콘 웨이퍼(310)의 습식하지 않은 상면에는 전도성층(11)을 형성하는 단계(S42), 일체적으로 형성된 이격부재(12)와 전도성층(11)의 상면에 폴리디메틸실록산(PDMS) 재질의 재료를 몰딩하여 제1 플레이트(3)를 형성하는 단계(S43), 그리고 이격부재(12)와 전도성층(11)이 부착된 제1 플레이트(3)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 분리하는 단계(S44)를 포함할 수 있다.

[0091] 여기서 도 6을 참조하면, 습식하는 단계(S41)는 실리콘 웨이퍼(310)의 상면이 실란(silane) 처리되는 단계(S411)를 포함할 수 있다. 도 6의 가장 왼편에 도시된 5단계의 개략적인 그림 중 첫 번째와 두 번째 그림이 각각 습식하는 단계(S41)와 실란 처리되는 단계(S411)를 형상화하여 나타낸 그림이다. 이러한 실란 처리를 통해 실리콘 웨이퍼(310)의 표면이 소수성을 띠게 되며, 이에 따라 PDMS 재질로 된 제1 플레이트(1)가 쉽게 분리될 수 있는 이점이 있다.

[0092] 또한, 이격부재(12)와 전도성층(11)을 형성하는 단계(S42)는 이격부재(12)와 전도성층(11)의 상면을 산소 플라즈마(oxygen plasma)로 처리하는 단계(S421)를 포함하고, 제1 플레이트(1)를 실리콘 웨이퍼(310)로부터 분리하는 단계(S44)는 이격부재(12)의 하면을 산소 플라즈마로 처리하는 단계(S441)를 포함할 수 있다.

[0093] 그리고 몰딩은 스핀 코팅(spin coating)을 통해 이루어질 수 있다.

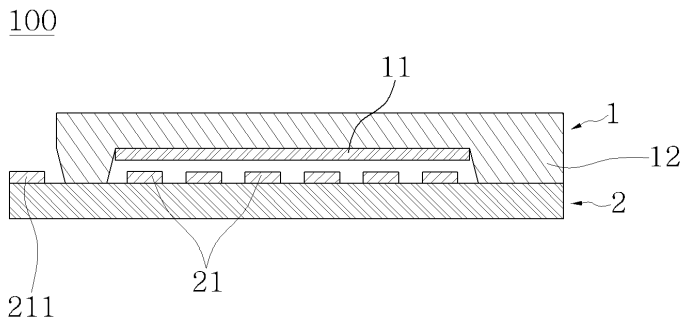
[0094] 이상에서 본 발명의 실시예를 설명하였으나, 본 발명의 권리범위는 이에 한정되지 아니하며 본 발명의 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 용이하게 변경되어 균등한 것으로 인정되는 범위의 모든 변경 및 수정을 포함한다.

**부호의 설명**

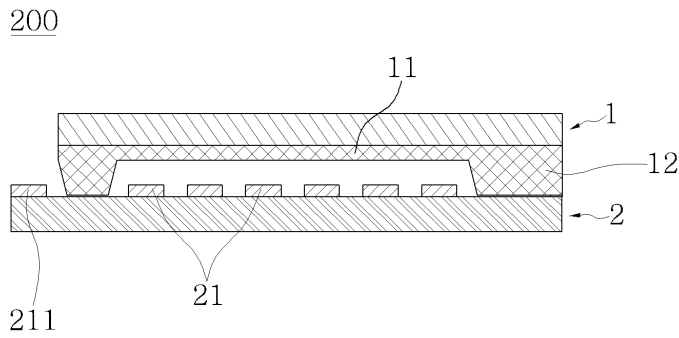
- [0095] 100. 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치  
 200. 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치
- |              |            |
|--------------|------------|
| 1. 제1 플레이트   | 11. 전도성층   |
| 12. 이격부재     | 2. 제2 플레이트 |
| 21. 전극패턴     | 211. 단자부   |
| 310. 실리콘 웨이퍼 | 320. 기판    |
- S100. 본 발명의 한 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법  
 S200. 본 발명의 다른 실시예에 따른 압력 측정 장치 제조 방법

도면

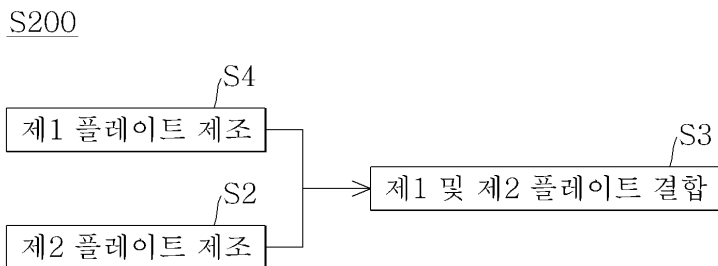
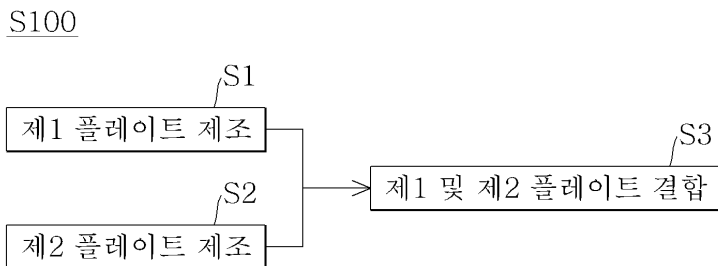
도면1



도면2

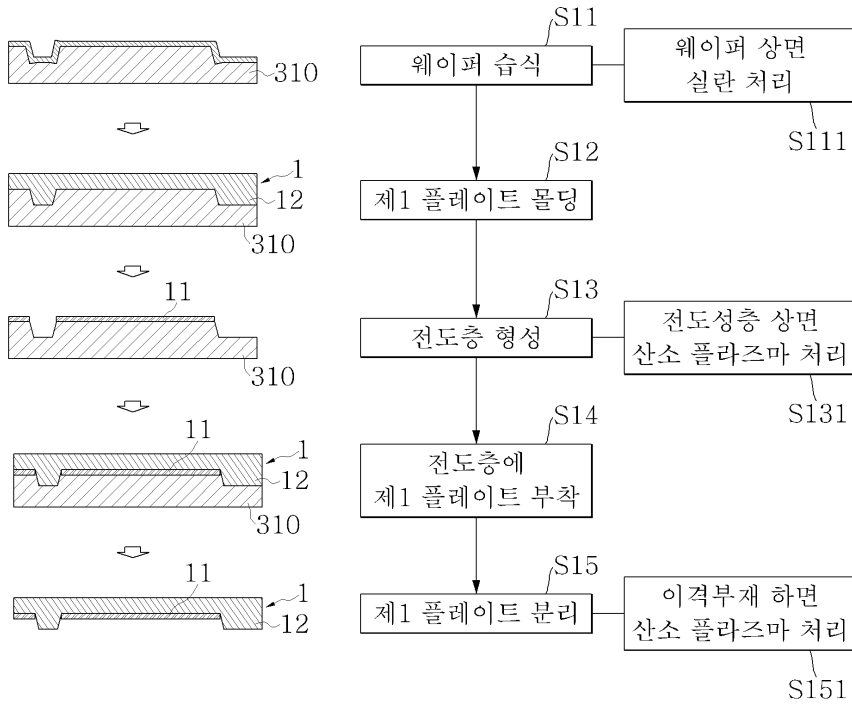


도면3



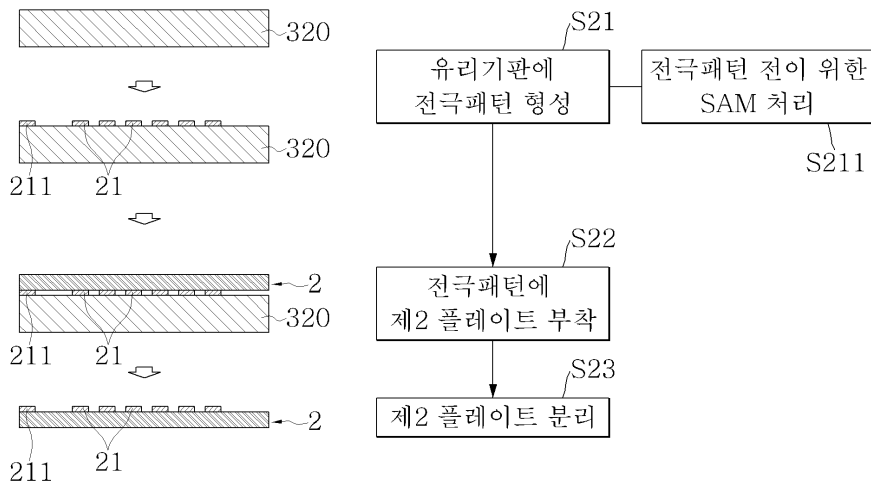
도면4

S1



도면5

S2



도면6

S4

