(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년11월19일
(11) 등록번호 10-2046377
(24) 등록일자 2019년11월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01L 1/22 (2006.01) *A61L 27/50* (2006.01)
B25J 19/02 (2006.01) *B81B 3/00* (2006.01)
G01L 5/00 (2006.01) *G01L 9/04* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2014-7010911
(22) 출원일자(국제) 2012년09월24일
심사청구일자 2017년09월22일
(85) 번역문제출일자 2014년04월23일
(65) 공개번호 10-2014-0078704
(43) 공개일자 2014년06월25일
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/056903
(87) 국제공개번호 WO 2013/044226
국제공개일자 2013년03월28일
(30) 우선권주장
61/538,841 2011년09월24일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
NODA et al. 'Stretchable liquid tactile sensor for robot-joints', 07 May 2010, IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.4212-4217*
PARK et al. 'Hyperelastic pressure sensing with a liquid-embedded elastomer', 29 November 2010, Journal of Micromechanics and Microengineering, Vol 20, No. 12, pp. 125029-125034*
US20100300209 A1
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
프레지던트 앤드 펠로우즈 오브 하바드 칼리지
미합중국, 메사추세츠 02138, 캠브리지, 퀸시스트리트17
(72) 발명자
우드 로버트 제이.
미국 메사추세츠주 02140 캠브리지 우드 스트리트 1
박용래
미국 메사추세츠주 02141 캠브리지 #1004 레이튼 스트리트 1
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
문두현

전체 청구항 수 : 총 7 항 심사관 : 한상호

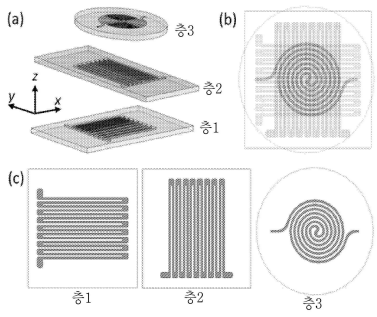
(54) 발명의 명칭 **인공 피부 및 탄성 스트레인 센서**

(57) 요 약

인공 피부의 하위 지지 구조에 의해 굽힘(flexing)을 감지해서, 지지 구조의 모션을 검출 및 추적할 수 있는 탄성 스트레인 센서가 인공 피부 내에 포함될 수 있다. 일방향성 탄성 스트레인 센서는 탄성 기판 재료 내의 2개 이상의 채널에 도전성 액체를 충진하는 것에 의해 형성될 수 있다. 채널들의 단부들에서는, 루프 부분이 채널들

(뒷면에 계속)

대 표 도



을 연결시킴으로써 구불구불한 채널(serpentine channel)을 형성한다. 상기 채널들은 스트레인의 방향을 따라서 연장되며, 상기 루프 부분들은 상기 스트레인의 방향에 대한 횡방향에서 충분히 큰 단면적을 가지며, 이에 따라 상기 센서가 일방향성을 갖도록 한다. 상기 저항은 상기 구불구불한 채널의 단부들에서 측정되며, 상기 센서 상의 스트레인을 결정하는데 사용될 수 있다. 추가의 채널들을 부가하여 상기 센서의 감도(sensitivity)를 증가시킬 수 있다. 상기 센서들은 상기 센서들의 감도를 증가시키기 위해 다층식으로 적층 될 수 있다. 다른 실시예들에서는, 다른 방향으로 배향된 2개의 센서가 다층식으로 적층되어 함께 접합됨으로써 양방향 센서를 형성할 수 있다. 나선형 또는 동심 링들(concentric rings)의 형상으로 형성된 제 3 센서가 상단에 적층되어 접촉 또는 압력을 감지하는데 사용됨으로써, 3 차원 센서를 형성할 수 있다. 상기 3차원 센서는 개선된 감지를 제공하기 위해 인공 피부 내에 포함될 수 있다.

(72) 발명자

마지디 카멜 에스.

미국 펜실베니아주 15232 피츠버그 아파트먼트 208 피프스 애비뉴 5030

첸 보르룽

미국 메사추세츠주 02155 메드포드 #10 워싱턴 스트리트 33

스털링 레이아

미국 메사추세츠주 02180 스톤엄 윈저 로드 19

월쉬 코너 제임스

아일랜드 더블린 18 산디포드 더 우드 벨에드몬더프

나그팔 라디카

미국 메사추세츠주 02141 캠브리지 카디널 메데이로스 애비뉴 235

영 다이애나

미국 메사추세츠주 02116 보스톤 에이피티 2비 브로드웨이 80

멘국 이깃트

미국 메사추세츠주 02144 서머빌 에이피티 2 시더 스트리트 130

명 세 서

청구범위

청구항 1

제 1 축 및 제 2 축을 따르는 스트레인 및 표면상의 압력을 감지하는 탄성 센서로서,

상기 제 1 축을 따라 연장되는 제 1 스트레인 축을 갖는 제 1 탄성 스트레인 센서;

상기 제 2 축을 따라 연장되는 제 2 스트레인 축을 갖는 제 2 탄성 스트레인 센서; 및

상기 제 1 축과 상기 제 2 축의 교차지점을 포함하는 영역 위에서 연장되는 탄성 압력 센서를 포함하고,

상기 제 1 탄성 스트레인 센서는,

2개 이상의 채널을 구비한 탄성 재료 - 각각의 채널은 제 1 단부에서 제 2 단부로 연장되어 있으며, 상기 제 1 스트레인 축에 실질적으로 평행함 -;

제 1 채널의 제 1 단부를 제 2 채널의 제 1 단부에 연결시키는 적어도 하나의 루프 부분(loop portion) - 상기 루프 부분은 상기 제 1 스트레인 축에 대하여 횡방향인 축을 따라 채널보다 큰 단면적을 가짐 -; 및

적어도 상기 제 1 채널의 제 2 단부로부터, 상기 루프 부분을 거쳐, 상기 제 2 채널의 제 2 단부로 연속적으로 연장되는 도전성 액체를 포함하며,

상기 제 2 탄성 스트레인 센서는,

2개 이상의 채널을 구비한 탄성 재료 - 각각의 채널은 제 1 단부에서 제 2 단부로 연장되어 있으며, 상기 제 2 스트레인 축에 실질적으로 평행함 -;

제 3 채널의 제 1 단부를 제 4 채널의 제 1 단부에 연결시키는 적어도 하나의 루프 부분(loop portion) - 상기 루프 부분은 상기 제 2 스트레인 축에 대하여 횡방향인 축을 따라 채널보다 큰 단면적을 가짐 -; 및

적어도 상기 제 3 채널의 제 2 단부로부터, 상기 루프 부분을 거쳐, 상기 제 4 채널의 제 2 단부로 연속적으로 연장되는 도전성 액체를 포함하고,

상기 탄성 압력 센서는,

원형 패턴(circular pattern)으로 구성된 채널을 구비한 탄성 재료 - 상기 채널은 제 1 단부 및 제 2 단부를 구비함 -; 및

상기 채널의 제 1 단부에서 제 2 단부로 연속적으로 연장되는 도전성 액체를 포함하고,

표면에 대하여 평행한 축에 따라 상기 탄성 재료를 스트레이닝(straining)하는 것은, 상기 채널 내의 상기 도전성 액체의 두께에 있어서 실질적인 변화를 야기하지 않으며,

상기 제 1 탄성 스트레인 센서의 탄성 재료는 상기 제 2 탄성 스트레인 센서의 탄성 재료에 접합되고, 상기 탄성 압력 센서의 탄성 재료는 상기 제 1 탄성 스트레인 센서의 탄성 재료의 상단면에 접합되는, 탄성 센서.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 도전성 액체는 도전성 액체금속인, 탄성 센서.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 도전성 액체는 공융 갈륨-인듐(eutectic gallium-indium)을 포함하는, 탄성 센서.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

각각의 채널은 250 마이크로미터 폭을 갖고, 상기 루프 부분의 상기 단면적은 적어도 1 밀리미터 폭을 갖는, 탄성 센서.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 2 채널의 제 2 단부를 제 5 채널의 제 2 단부에 연결시키는 적어도 하나의 루프 부분을 더 포함하며,

상기 루프 부분은 상기 제 1 스트레인 축에 대하여 횡방향인 축을 따라 채널보다 큰 단면적을 갖는, 탄성 센서.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 스트레인 센서들 중 적어도 하나는 N개의 채널 및 N-1개의 루프 부분을 가지며, 상기 N은 정수인, 탄성 센서.

청구항 7

삭제

청구항 8

제 1 항에 기재된 탄성 센서를 하나 이상 포함하는 인공 피부.

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] **관련 출원들에 대한 상호-참조**

[0002] 본 출원은 2011년 9월 24일자에 제출된 미국 가출원 번호 제61/538,841호에 대해 35 U.S.C §119(e) 하에 일부 및 전부의 우선권을 주장하며, 그 내용은 참조에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0003] 본 출원은 2010년 9월 29일에 제출된 미국 출원 번호 제61/387,740호(관련 Attorney Docket No. 002806-010099)와 관련되며, 이것은 참조에 의해 그 전체 내용이 본 명세서에 포함된다.

[0004] **연방 지원 연구에 대한 진술**

[0005] 본 발명은 국립과학재단(National Science Foundation)의 등록 번호 CNS 0932015 하에서의 미국 정부 지원으로 이루어졌다. 미국 정부는 본 발명에 대해 일정한 권리를 갖는다.

[0006] **마이크로필름 카드 부록에 대한 참조(REFERENCE TO MICROFICHE APPENDIX)**

[0007] 해당사항 없음

[0008] **본 발명의 기술 분야**

[0009] 본 발명은 모션(motion)과 접촉(contact)을 측정하기 위한 탄성 스트레인 및 압력 센서들과, 관련 디바이스들, 그리고 시스템들에 관한 것이다. 구체적으로, 본 발명은 모션 및 접촉을 측정하는 인공 피부를 생성하는데 사용될 수 있는 초-탄성 스트레인 센서(hyper-elastic strain sensor)에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0010] 웨어러블 컴퓨팅[1] 및 소프트 작동 보조기구[2]와 같은 새로운 기술들은 변형 및 표면 압력을 나타내는 신축성 센서들에 의존하게 된다. 이 피부보다 소프트한 센서들은 몇 번이고 자신의 나머지 길이로 신축될 시에도 기능을 유지해야 하고, 히스테리시스와 영구 변형을 방지해야 하며, 웨어러 또는 호스트 시스템의 본래의 메커니즘을 유지해야 한다. 스트레인 및 압력 감지를 위한 초-탄성 트랜스듀서들은 탄력적으로 신축성인 전자기기와 컴퓨팅의 훨씬 광범위하며 잠재적으로 혁신적인 분야의 일 측면만을 나타낸다.

[0011] 신축성 전자기기에 대한 현재의 접근방식은 신축성 회로와 다이오드[3-5]를 위한 휘어지는(웨이비(wavy)) 반도체들의 필름 및 도전성 액체[6-8]의 마이크로채널들이 임베드되는 엘라스토머(elastomer)들을 포함한다. 후자의 접근 방식은 소프트한 미세유동 디바이스들을 제조하는데 사용되는 것과 동일한 다수의 몰딩, 엠보싱 및 리소그래피 기술들을 사용한다. 엘라스토머들의 한가지 이점은 초-탄성(hyper-elasticity)이며, 이것은 기계적 내구성과 1000%만큼 크게 신축하는 것을 가능하게 한다. 이러한 특성들은 큰 변형과 압력을 지탱해야 하는 적응적 보조 기구 및 인솔(insole)들과 같은 웨어러블 디바이스들에 특히 유리하다.

[0012] 이전의 소프트한 압력과 스트레인 감지의 시도들 및 소위 인공 피부는 도전성 패브릭[12-14] 사이에 적층된 탄성 절연체 또는 금 박막[15]이 임베드된 실리콘 고무 시트로 구성되는 용량성 센서들을 포함한다. 다른 시도들은 도전성 미립자 충전재[16-18] 또는 이온성 액체[19-21]가 임베드된 엘라스토머 및 반도체 나노와이어들[22]이 임베드된 플렉시블 인공 피부로 구성되는 저항 센서들을 포함한다.

[0013] 압력 감지를 위한 이전의 설계들은 근육과 사지(limbs)[23, 24]의 원주 둘레 변화를 측정하기 위해 1949년에 도입된 휘트니 스트레인 게이지(Whitney strain gauge)에 적응되었다. 본래의 휘트니 스트레인 게이지는 수은(mercury)이 채워진 고무 튜브로 구성되며, 휘트스톤 브리지(Wheatstone bridge)를 사용하여 신축대응하는 수은 채널의 전기 저항의 변화를 측정하였다. 최근, 이 원리는 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane; PDMS) 고무[6]에 임베드되는 eGaIn-충진 마이크로채널들로 구성된, 신축성 마이크로전자기기로 확장되었다. 또한, 임베드된 eGaIn의 채널들은 신축적이고, 기계적으로 튜닝가능한 안테나[7]로서 작동하거나 또는 200% 크기의 신축을 측정하기 위한 스트레인 센서들[8]로서 작동할 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0014] 본 발명은 마이크로채널들의 어레이에 도전성 액체가 임베드된 플렉시블 재료로 구성된 신축가능한 또는 탄성의 스트레인 및/또는 압력 트랜스듀서에 관한 것이다. 표면을 가압하거나 플렉시블 엘라스토머 재료를 당기는 것은 채널들의 단면을 변형시키며, 또한 마이크로채널들의 도전성 액체의 전기 저항을 변화시킨다.

[0015] 또한, 본 발명은 단일 방향의 스트레인에 반응하는 탄성 센서들에 관한 것이다. 이것은 그 각각이 스트레인 축에 실질적으로 평행하게 연장되는 세장형(elongated) 마이크로채널들의 세트를 형성하는 것에 의해 달성될 수 있다. 마이크로채널들은 루프 부분들에 의해 그들 단부들이 상호 연결됨으로써 전기 저항을 측정하는 연속 채널을 형성할 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 루프 부분들은 스트레인 축에 대한 횡방향에서 충분한 단면적을 가질 수 있으며, 이 스트레인 축에 대한 횡방향에서의 스트레인은 센서들의 현저한 전기 저항 변화를 야기하지 않으며, 이에 따라 일 방향성 감지를 가능하게 한다. 이러한 실시예들에서, 탄성 센서들은 일 방향의 스트레인을 측정하도록 위치될 수 있으며, 본 발명에 따른 복수의 탄성 센서들이 상이한 방위들로 조합됨으로써 2 차원 이상의 스트레인을 측정할 수도 있다.

[0016] 또한, 본 발명은 1 kPa 분해능(resolution) 및 0-100 kPa 범위를 갖는 압력 센서들로서도 작동하는 임베드된 eGaIn 채널들을 포함하는 탄성 센서들에 관한 것이다. 스트레인 감지와 대조적으로, 압력 감지의 메커니즘은 복잡하며, 외부 압력과 전기 도전성 간의 관계를 기술하기 위한 예측적 수학 모델을 도출하기 위한 탄성 및 접촉 메커니즘의 사용을 포함한다. 또한, 상기 임베드된 마이크로채널들은 다이렉트 레이저 가공(direct laser writing)[25, 26]을 소프트 리소그래피[9, 27]와 조합하여 미크론-오더 형태 사이즈들을 형성하는 무(無) 마스크 제조방법을 사용하여 생성될 수 있다.

[0017] 본 발명은 컴팩트 패키지로 형성될 수 있는 탄성 센서들에 관한 것이다. 본 발명에 따른 마이크로채널들은 수직으로 적층될 뿐만 아니라 수평면에서 함께 밀집되게 이격될 수 있다. 이것은 소형의, 플렉시블한, 폼 팩터를 가진 고감도(highly sensitive) 센서를 제공한다. 이러한 센서 구성들은 관절 위치와 모션 감지가 필요한 로봇 또는 정형 외과 응용들에 적용될 수 있는 피부에 조립될 수 있다.

[0018] 본 발명의 이들 및 다른 능력들은, 본 발명 자체와 함께, 다음의 도면, 상세한 설명, 및 청구항들의 검토 이후에 더욱 완전하게 이해될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0019] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서를 나타낸다.

도 2는 도 1에 나타낸 본 발명의 실시예에 따른 루프(loop) 부분들의 확대도를 나타낸다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서의 캘리브레이션 플롯(calibration plot)을 나타낸다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 압력 센서를 나타낸다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서의 제조 방법을 나타낸다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서의 개략도를 나타낸다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서를 나타낸다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서의 제조 방법을 나타낸다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서의 계층도들을 나타낸다.

도 10a 및 도 10b는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서를 테스트하기 위한 회로도 및 테스트 구성을 나타낸다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 탄성 스트레인 센서의 스트레인과 센서 출력의 그래프들을 나타낸다.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 초-탄성 스트레인 센서를 사용하는 단자유도(single d.o.f.) 로봇 암의 각도 측정을 나타낸다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 초-탄성 스트레인 센서를 사용하는 다자유도(multi-d.o.f.) 로봇 암의 각도 측정을 나타낸다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 하나 이상의 초-탄성 스트레인 센서를 사용하여 신체 관절 각도를 측정하

기 위한 신축성 바디 슈트를 나타낸다.

도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 하나 이상의 초-탄성 스트레인 센서를 사용하여 손가락 관절 각도를 측정하기 위한, 스트레인 센서들을 구비한 신축성 장갑을 나타낸다.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따라, 전기 저항의 변화를 인가된 압력의 함수로서 나타낸 도면이다.

도 17은 본 발명의 일 실시예에 따라, 전기 저항의 변화를 횡방향 변위(x)의 함수로 나타낸 도면이다.

도 18은 본 발명의 일 실시예에 따라, 폭 w와 높이 h를 갖는 마이크로채널이 포함된 엘라스토머의 2-차원, 평면 스트레인 표현을 나타낸다. 엘라스토머의 표면에는 폭 a 위에 균일하게 분포되는 압력 p가 적용된다.

도 19는 본 발명의 일 실시예에 따라, 전기 저항의 변화를 센서의 깊이 z의 함수로서 나타낸 도면이다.

도 20의 (A) 및 (B)는 종래의 관절 각도 결정 시스템들에서의 센서들의 계측 및 배치를 나타낸다.

도 20의 (C)는 본 발명의 일 실시예에 따른, 관절 각도를 측정하기 위한 플렉시블 시스템을 나타낸다.

도 21은 본 발명의 일 실시예에 따른, 발(foot)의 힘과 모션을 측정하기 위한 시스템을 나타낸다.

도 22a 내지 22e는 각종 응용들에서 사용되는 본 발명의 실시예들 중의 하나에 따른 센서 시스템을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0020] 본 발명은 일 방향의 스트레인에 반응하는 탄성 센서 및 탄성 센서 제조방법에 관한 것이다. 이것은 실리콘 고무 시트(EcoFlex 0030, SmoothOn, Easton, Pa; PDMS, Dow Corning)와 같은 탄성 재료에 일련의 세장형 마이크로채널들을 형성하는 것에 의해 달성될 수 있다. 각각의 마이크로채널은 스트레인 축에 실질적으로 평행하게 연장되도록 형성될 수 있으며, 상기 마이크로채널들은 루프 부분들에 의해 그들 단부들이 상호연결됨으로써 전기 저항을 측정하는 연속 채널을 형성할 수 있다. 연속 채널은 도전성 액체와 같은 도전성 재료, 예를 들어 무독성 공융(共融) 갈륨-인듐(eGaIn, BASF)으로 충진될 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 루프 부분들은 스트레인 축의 방향으로 충분한 단면적을 가짐으로써 스트레인 축의 횡방향에서의 스트레인이 센서의 현저한 전기 저항 변화를 야기하지 않게 할 수 있으며, 일 방향성 감지(unidirectional sensing)를 가능하게 한다. 이 실시예들에서, 탄성 센서들은 일 방향에서 스트레인을 측정하도록 위치될 수 있으며, 본 발명에 따른 복수의 탄성 센서들은 상이한 방위들로 조합되어 2 차원 이상의 스트레인을 측정하는 것이 가능하다.

[0021] 도 1 및 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서(100)를 나타낸다. 스트레인 센서(100)는 세장형 마이크로채널들(110)과 루프 부분들(120)을 몰딩 또는 에칭하는 것에 의해 플렉시블 탄성 기판 재료(102)로부터 형성될 수 있다. 마이크로채널들(110) 및 루프 부분들(120)에는 도전성 액체(130)가 충진될 수 있으며, 센서(100)에 대한 스트레인은 탄성 재료 및 도전성 재료가 신축될 때의 도전성 액체(130)의 전기 저항 변화들로부터 결정될 수 있다. 루프 부분들(120)은 세장형 마이크로채널들(110)의 인접 단부들을 연결시킴으로써 제 1 커넥션 리저버(132)로부터 제 2 커넥션 리저버(134)로 연장되는 구불구불한 채널(serpentine channel)을 형성한다. 제 1 커넥션 리저버(132) 및 제 2 커넥션 리저버(134)는 도전성 액체(130)를 주입하는데 사용될 수 있으며, 이에 따라 도전성 액체(130)가 각각의 마이크로 채널들(110)을 통과하여 흘러서, 조합된 마이크로채널들(110)과 루프 부분들(120)의 전체 범위의 전기 저항을 측정하는 제어 시스템에 연결시키는 와이어들을 수용할 수 있도록 한다.

[0022] 도 2는 스트레인 센서(100)의 루프 부분들(120)의 확대도를 나타낸다. 루프 부분들(120)은 횡방향에 있어서 마이크로채널들(110)보다 실질적으로 더 클 수 있으며, 이에 따라 스트레인 축(104)의 횡방향으로 인가되는 스트레인은 눈에 띌 정도의 전기 저항 증가를 야기하지 않는다. 이러한 방식으로, 탄성 스트레인 센서(100)는 스트레인 축(104)을 따라 인가되는 스트레인 또는 스트레인 축(104)을 따라 연장되는 성분을 가진 스트레인을 감지할 수 있으며, 스트레인 축(104)에 횡방향인 스트레인은 감지할 수 없다.

[0023] 각각의 마이크로채널들(110)은 균일한 단면적으로 형성될 수 있으며, 또한 BASF, Florham Park, NJ로부터 이용가능한 공융(共融) 갈륨-인듐(eGaIn)과 같은 도전성 액체로 충진될 수 있다. 각각의 마이크로채널들(110)은 실질적으로 직선형이거나, 지그-재그형이거나, 또는 S 형상일 수 있다. 일 실시예에 따르면, 마이크로채널들(110)은 루프 부분들(120)에 의해 단부끼리(end to end)로 연결됨으로써 도전성 액체(130)가 충진된 단일의 연속 채널을 형성할 수 있다. 이 실시예에서, 각각의 마이크로채널은 스트레인 축에 평행하게 연장되어 있으며, 탄성 재료에 스트레인이 적용되는 경우, 각각의 마이크로채널들은, 거기에 담긴 도전성 액체(130)를 따라, 신장되어(elongated) 전기 저항을 증가시킬 수 있다. 본 발명의 일 이점은, 각각의 마이크로채널이 신장됨으로 인

하여 도전성 액체를 가진 채널의 전체 길이가 마이크로채널들의 개수에 비례하여 신장되는 것에 있다. 마이크로채널들을 추가하는 것은 스트레인 센서의 감지를 증가시키는데 사용될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 센서는 36개 이상의 마이크로채널(110)을 포함할 수 있으며, 각각의 마이크로채널(110)은 250 ㎛ 폭과 250 ㎛ 높이를 가질 수 있으며, 루프 부분들은 1.0 ㎜ 폭과 250 ㎛ 높이를 가질 수 있다.

[0024] 각각의 마이크로채널들(110)은 루프 부분들(120)에 의해 연결됨으로써 표면 위에 구불구불한 연속 채널을 형성할 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 루프 부분들(120)은 스트레인되지 않은 마이크로채널들(110)보다 실질적으로 단면적이 더 클 수 있으며, 이에 따라 스트레인 축(104)의 횡방향에 있어서의 스트레인은 현저한 전기 저항 변화를 야기하지 않는다. 이 실시예에서, 탄성 스트레인 센서(100)는 스트레인 축(104)을 따르는 일방향성이 된다.

[0025] 탄성 스트레인 센서(100)는 실리콘과 고무 재료들(예컨대, EcoFlex0030과 EcoFlex0050, SmoothOn, Easton, Pa; PDMS, Dow Corning, Midland, MI; P-20과 GI-1120, Innovative Polymers, Saint Johns, MI; Tap Platinum Silicone System, Tap Plastics, CA) 및 연질 폴리우레탄 재료들(예컨대, Dragon Skin, SmoothOn, Easton, PA; IE-35A, Innovative Polymers, Saint Johns, MI)을 포함하는 임의의 탄성 재료로 형성될 수 있다. 일 실시예에 따르면, 에코플렉스(EcoFlex)의 저점성(3000 cps) 혼합물을 사용하여 금형(mold)의 미세 구조들을 재현할 수 있다.

[0026] 일반적으로, 센서를 제조하는 공정은 금형을 제작하는 것과, 층(들)을 주조(casting)하는 것과, 층들을 함께 접합하는 것과, 도전성 액체를 주입하는 것을 포함할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 탄성 스트레인 센서(100)는 하나 이상의 3D 인쇄된 금형들(예컨대, Connex 500, Objet Geometries Ltd.) 내에 실리콘 재료를 주조하는 것에 의해 생성될 수 있다. 이 실시예에서는, 하나의 층을 패터닝하여 마이크로채널들(110), 루프 부분들(120) 및 커넥션 리저버들(132, 134)을 형성할 수 있으며, 다른 층은 패터닝되지 않음으로써 상기 패터닝된 층에 접합될 본질적으로 편평한 층을 제공하게 된다. 대략 4시간 동안 주변 조건(ambient conditions) 하에서 경화(curing)한 이후에, 엘라스토머 층들이 금형들로부터 분리될 수 있으며, 엘라스토머 재료(예컨대, EcoFlex)의 박형의 경화되지 않은 층과 함께 접합될 수 있다.

[0027] 노출된 마이크로채널들의 충진(filling)을 방지하기 위해, 우선 상기 패터닝되지 않은 엘라스토머 금형이 엘라스토머의 박형의 경화되지 않은 층으로 스핀-코팅될 수 있으며(예컨대, 45초 동안 1100 rpm), 그 후에, 예를 들면 컨벡션 오븐(convection oven) 내에서 60 ° C로 30초 동안 부분적으로 경화될 수 있다. 그 후에, 패터닝된 엘라스토머 금형은 패터닝되지 않은 표면에 약하게(gently) 결합될 수 있다. 이 두개의 엘라스토머 층들(패터닝되지 않은 평활 시트(smooth sheet) 및 노출된 마이크로채널들을 포함하는 패터닝된 시트)은, 몇 시간 동안 주변 조건하에서 함께 경화될 수 있다. 이 시트들이 충분히 함께 접합된 이후에, 주입기(syringe)를 사용하여 각 채널에 eGaIn를 충진할 수 있다. 마지막으로, 경화되지 않은 엘라스토머 재료의 마감 코팅(final coating)을 이용하여 채널의 단부들이 밀봉될 수 있다.

[0028] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 무(無) 마스크 소프트 리소그래피에 의해 패터닝된 SU-8 금형에 엘라스토머 재료(예컨대, PDMS)를 주조함으로써, 20 - 300 마이크로미터 범위의 마이크로채널들을 구비한 센서들이 제조될 수 있다. 예를 들어, 10초 동안 500 rpm으로(스프레딩), 그 후에 30초 동안 4000 rpm으로(스피닝), 포토레지스트(SU-8 2050)가 클린 실리콘 웨이퍼 상에 스피닝(spinning)될 수 있다. 그 후에, 상기 웨이퍼는 3분 동안 65 ° C로 그리고 6분 동안 95 ° C로 핫 플레이트 상에 놓일 수 있다. 그 후에, 상기 코팅된 웨이퍼는 DPSS(diode pumped solid-state) 355 nm 레이저 마이크로머시닝 시스템을 사용하여 직접 가공 레이저 노출[25, 26]을 통해서 패터닝될 수 있다. 상기 시스템은 20 ㎛ 두께 SU-8 코팅을 노출하여 25 ㎛ 내지 1000 ㎛ 폭과 50 ㎛ 이상의 간격의 범위로 채널들을 생성하도록 캘리브레이팅(calibrating)될 수 있다. 상기 웨이퍼는 예를 들어 1분 동안 65 ° C로 그리고 6분 동안 95 ° C로 핫 플레이트 상에서 포스트-베이킹(post-baking)될 수 있으며, 후속적으로 SU-8 현상제에서 5분 동안 현상될 수 있다. 후속의 몰딩 단계들에서의 보다 용이한 제거를 가능하게 하기 위하여, 기상 증착을 통하여 소수성 단일층(hydrophobic monolayer)이 도입될 수 있다. 상기 패터닝된 웨이퍼는 3시간 동안 몇 방울의 트리클로로(1H,1H,2H,2H-퍼플루오로옥틸) 실란(Aldrich)을 담는 개방된 용기를 구비한 진공 챔버(20mTorr)에 놓일 수 있다. 그 후에, 상기 PDMS(Sylgard 184; Dow Corning, Midland, MI)는 실리콘 웨이퍼에 대하여 액체 형태(예컨대, 10:1 질량비의 엘라스토머 베이스 대 경화제)로 주조될 수 있다. 그 후에, PDMS는 30-40분 동안 60 ° C로 오븐 경화(oven-curing)함으로써 상기 금형에 부분적으로 가교될(cross-linked) 수 있다. 마이크로채널들은 산화 플라즈마 처리(Technics Plasma Stripper/Cleaner; 30초 동안 60 W)를 통하여, 패터닝된 PDMS를 패터닝되지 않은 PDMS에 결합시킴으로써 구성될 수 있다. 이 밀봉된 마이크로채널들은 예를 들어 60 ° C에서 하룻밤 동안에 완전히 경화될 수 있다. 마지막으로, 마이크로채널들에는 종래의 튜브와 주

입기 투여 방식을 사용하여 eGaIn가 충진될 수 있다.

[0029] 패터닝되지 않은 이면(back surface)을 가진 패터닝된 층을 몰딩하는 것에 의하여, 패터닝된 엘라스토머(예컨대, PDMS)를 구비한 추가의 층들이 형성될 수 있다. 마찬가지로, 상기 패터닝되지 않은 이면이 추가의 패터닝된 층에 접합될 수도 있다. 몇몇 실시예들에서, 각 층의 마이크로채널들은 공통 축에 맞추어 정렬될 수 있으며, 층들 사이의 상호연결을 제공하는 패터닝된 층(들)에 있는 홀(hole)들 또는 개구(opening)들에 의해 연결될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 각 층의 마이크로채널들은 하나 이상의 센서를 제공하도록 분리될 수 있다. 몇몇 실시예들에서, 각 층의 마이크로채널들은 서로 교차하는 축들(intersecting axes)을 따라 연장됨으로써 복수 방향들에서 스트레인을 감지할 수 있다.

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 스트레인 센서가 36개의 채널로 형성되었으며, 각 채널은 250 ㎛ 폭과 250 ㎛ 높이를 가지며, 루프 부분들은 1.0 ㎜ 폭과 250 ㎛ 높이를 갖는다. 이 디바이스는 5.8 옴의 정지시(at rest) 공칭 저항을 구비한다. 스트레인 게이지의 게이지 팩터(gauge factor)는 다음과 같이 결정될 수 있다:

[0031] $$\frac{\Delta R}{R_0} = G\varepsilon + \alpha\theta \qquad (1)$$

[0032] 여기서 ΔR은 저항 변화이고 R_0은 정지시 저항이며, ε는 온도 계수이고 Θ는 온도 변화이다. 온도 영향이 존재하지 않는다는 가정하에, 게이지 팩터는 3.04인 것으로 경험적으로 결정되었다. 도 3은 저항 변화와 스트레인의 플롯은 온도 영향을 고려하지 않을 경우 실질적으로 선형이라는 것을 나타낸다.

[0033] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 압력 센서(400)를 나타낸다. 이 실시예에서, 압력 센서(400)는 몰딩 또는 에칭에 의해서 나선형으로 또는 일련의 동심 루프들로 형성된 원형 마이크로채널(410)을 포함하도록, 플렉시블 탄성 기판 재료(402)로부터 형성될 수 있다. 원형 마이크로채널(410)에는 도전성 액체(430)가 충진될 수 있으며, 센서(400) 상의 압력은 탄성 재료와 도전성 재료가 압축될 때의 도전성 액체(430)의 저항 변화로부터 결정될 수 있다.

[0034] 본 발명의 일 실시예에 따르면, eGaIn 재료가 충진된 직선형 마이크로채널은 인가 압력과 전기 저항을 동시에 측정하는데 사용될 수 있다. eGaIn-충진된 채널들은 정밀 멀티미터로 배선될 수 있다(Fluke 8845 A). 폭 a와 길이 L을 갖는 경질(rigid)의 유리 사각형이 디지털 높이 게이지(Swiss Precision Instruments, Inc.)를 구비한 센서 쪽으로 가압될 수 있다. 압력을 보다 균일하게 분산시키고 촉감이나 탄성 접촉을 보다 양호하게 모사하기 위하여, 유리와 센서 표면들 사이에는 유리 사각형과 동일한 면적을 갖는 5 ㎜ 두께의 엘라스토머 시트가 삽입될 수 있다. 상기 센서는 표면에 가해진 전체 힘 F를 측정하는 전자 저울(electronic scale)(6000g OHAUS Scout Pro)에 의해 지지될 수 있다. 접촉 면적 상에 가해지는 평균 압력은 $p = F/aL$로 계산될 수 있다.

[0035] 임베드된, 도전성 액체-충진된 채널들의 전기 저항 변화 ΔR은 실험 설정을 사용하여 인가 압력 p의 함수로서 경험적으로 결정될 수 있다. 도 16은 폭 w = 2 ㎜, 높이 h = 1 ㎜를 가지며 또한 엘라스토머의 표면으로부터 거리 z = 2 ㎜에 있는 상단면을 가진 직선형 채널을 포함하는 엘라스토머에 관한 것으로서, 실험적으로 측정된 값들(개방 원)과 이론적 예측들(실선 곡선)이 모두 나타나 있다. 길이 L = 27 ㎜ 및 폭 a = 25 ㎜의 면적에 압력이 가해졌다. 이 측정 세트에 있어서, (길이 L을 갖는) 접촉 영역의 장축(major axis)은 채널의 센터라인에 맞춰 정렬되어 있다. 본 도표는 중요한 반복성 및 낮은 히스테리시스를 보여주는, 복수의 로딩 및 언로딩 사이클들로부터의 데이터 포인트들을 포함한다.

[0036] 도 16의 도표에 나타난 바와 같이, 전기 저항 변화 ΔR은 인가 압력에 따라 기하급수적으로 증가한다. 이 곡선은 실선으로 표시된 이론적 예측과 밀접하게 부합한다. 데이터 피팅(data fitting)은 사용되지 않았으며, 이 이론적 곡선은 미리규정된 형상, 미리규정된 압력, eGaIn의 알려져 있는 저항 ρ = 29.4 × 10-8 Ωm-1 [6], 및 고무의 탄성 계수(elastic modulus) E = 125 kPa로부터 전체적으로 도출되며, 이것들은 압입(indentation)의 깊이와 압력을 비교하는 것에 의해 독립적으로 측정된다는 것에 유의해야 한다. 다음 섹션에는, 클로즈드-폼(closed-form) 이론적 해 및 도출이 제시된다.

[0037] 예상대로, ΔR은 인가 압력의 센터가 채널로부터 멀어질수록 감소된다. 도 17은 압력 p = 15 kPa 및 압력 p = 25 kPa에 있어서의 ΔR 대 횡방향 변위 x의 도표를 나타낸다. 도 18에 도시된 바와 같이, x는 채널 센터라인과 접촉 영역의 장축 사이의 수평 거리로 정의된다. 양쪽 모두의 압력에 있어서, 신호 ΔR은 상대 변위(relative displacement)의 감소에 따라 상당히 감소한다. 각각의 15 kPa 및 25 kPa에 관한 점선 곡선 및 실선 곡선으로

표시된 이론적 예측들은, 개방 사각형들 및 개방 원들에 대응하는 실험적 측정들과 상당히 일치한다. 표면 압력이 거의 균일하지만, 접촉 영역의 에지(edge)들 근처에는 작은 응력 집중(stress concentration)들이 존재한다. 따라서, x = 4 mm인 경우, 채널은 센터와 접촉 영역의 에지 사이에 존재하고, 공칭 응력이 약간 더 크며, 더 큰 반응 ΔR이 측정된다. 마지막으로, 도 19에는 ΔR 대 채널 깊이 z(x = 0에 있어서)의 플롯이 제시되어 있다. 도 18을 참조하면, z는 엘라스토머의 표면과 채널의 상단벽(top wall) 사이의 거리로 정의된다. 실험 결과에서 증명된 바와 같이, 저항 변화 ΔR은 채널이 표면으로부터 멀어질수록 감소된다. 또한, 이러한 경향은 상기 이론이 절대 변화(absolute change)를 2배 만큼 과대 추정한 것으로 나타내기는 했지만, 상기 이론에 의해 예측된 것이다.

[0038] 마이크로채널 임베디드 엘라스토머의 메커니즘은 복잡하며, 본 발명의 일 실시예에 따르면, 근사 수리 분석(approximate mathematical analysis)으로 모델링될 수 있다. 이 실시예에 따르면, 마이크로채널을 근사화하기 위하여, 엘라스토머의 반분 공간(halfspace)에 임베드된 직사각형 단면을 갖는 직선형 채널의 2-차원 표현을 사용할 수 있다. 도 18에 도시된 바와 같이, 채널은 폭 w, 높이 h, 및 엘라스토머의 표면으로부터 거리 z에 있는 상단벽(top wall)을 갖는다.

[0039] 균일한 외부 압력 p가 폭 a의 영역에 대하여 엘라스토머의 표면에 인가될 수 있다. 도 18에 도시된 바와 같이, 채널의 센터들과 인가된 압력의 영역은 수평방향으로 거리 x만큼 오프셋(offset) 되어 있다. 인가된 압력의 센터에 근접해 있는 채널들에 있어서(즉, $|x| < a/2$ 및 $z < a$), 탄성 변형은 단면적을 감소시키게 되며 이에 따라 전기 저항이 증가된다. 단면적의 감소는 응력 텐서(stress tensor)의 수직 성분의 크기, 즉 $\sigma_z = \sigma_z(x, z; p, a)$에 의해 주로 좌우된다. 이 인가된 압력은 압축적(compressive)이기 때문에, σ_z는 네거티브 부호(negative sign)를 가지게 된다. 선형 탄성 파괴 메커니즘(linear elastic fracture mechanics; LEFM)의 균열 성장 케이스에서와 같이, 내부 응력의 필드선(field line)들 σ_z는 마이크로채널의 에지들에 집중된다[28, 29]. 이것은 채널의 상기 벽들에 제로 트랙션(zero traction)의 경계 조건을 만족시키기 위해서이다. 채널에는 유체(fluid)가 충진되어 있기 때문에, 이 벽들에는 트랙션이 없지만, 대신에 정수압(hydrostatic pressure)을 받게 된다. 그러나, 이러한 내부 채널 압력은 유발되는 공칭 응력 σ_z에 비해 무시해도 될 정도인 것으로 고려되며, 따라서 제로 트랙션인 것으로 가정된다.

[0040] LEFM에 따르면, 크랙 근처에 인가되는 평균 수직 응력 σ_z는 크랙 면들 사이의 갭(gap)을 $\Delta h = 2(1 - \nu^2)w\sigma_z/E$의 양만큼 증가시키게 되며, 여기서 υ는 프아송비(Poisson ratio)이고 E는 탄성계수(elastic modulus)이다 [28]. 마이크로채널들은 엘라스토머의 치수들에 비해 작기 때문에, 응력 분포에 대한 그들의 영향은 각 채널의 바로 근처를 제외하고 무시할 수 있게 된다. 그러므로, 접촉 영역의 아래에 있는 채널들에 있어서($|x| < a/2$ 및 z < a), 채널 근방에서의 평균 응력은 $\sigma_z = -p$로 근사화될 수 있다. 이것을 Δh의 식으로 대체하면 전체 전기 저항의 변화가 대략 다음과 같이 나타나게 된다

[0041] $$\Delta R = \rho L / wh \ \{(1/(1 - 2(1 - \nu 2)wp/Eh)) - 1\} \qquad (2)$$

[0042] 일반적으로, ρ는 $\chi\rho$로 대체되어야 하며, 여기서 $\chi = \chi(x, z)$는 채널 센터라인의 상대적 위치(x, z)에 따라 달라지는 정정(correction)이다. 정정 $\chi = -\sigma_z/p$는 다음의 부씨네스크(Boussinesq) 방법을 사용하여 σ_z의 해를 구함으로써 얻어질 수 있다[30].

[0043] $$\sigma_z = \int_{-a/2}^{a/2} \int_{-\infty}^{\infty} -\frac{3pz^3}{2\pi}\{(x - X)^2 + Y^2 + z^2\}dYdX \qquad (3)$$

[0044] σ_z에 관한 클로즈드-폼, 기본 식은 메이플 13(Waterloo Maple Incorporated, 2009)으로 얻어질 수 있다. 여기서, χ의 해를 구하면 다음과 같이 된다

[0045] $$\chi = (c_1c_2 - c_3)/c_4 \qquad (4)$$

[0046] 여기서,

$$c_1 = \tan^{-1}((a+2x)/2z) + \tan^{-1}((a-2x)/2z)$$

$$c_2 = -8x^2a^2 + 32x^2z^2 + 8z^2a^2 + 16x^4 + 16z^4 + a^4$$

$$c_3 = -16zax^2 + 4za^3 + 16z^3a$$

[0047] $$c_4 = \pi(4x^2 + 4xa + a^2 + 4z^2)(4x^2 - 4xa + a^2 + 4z^2).$$

[0048] 이것을 사용하여 전기 저항의 변화를 x 와 z의 함수로서 평가하면 다음과 같다.

[0049] $$\Delta R = \frac{\rho L}{wh}\{\frac{1}{1-2(1-v^2)wxp/Eh} - 1\} \qquad (5)$$

[0050] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 상기 도출된 관계식들은 넓은 범위의 압력 p 와 상대적 위치들(x, z)에 대한 실험 측정치들과 일치한다. 도 17 및 도 19에서는, 이론과 실험 사이의 차이가 50%에 가깝게 나타나 있다. 이것은 이론적 모델의 가정들을 단순화했기 때문일 수 있으며, 이것은 평면 스트레인 선형 탄성에 기초한 것이고, 전체적 응력 분포(global stress distribution)에 대한 채널의 영향을 무시하였으며, 제로 표면 트랙션과 일정한 폭을 가진 균일한 채널 붕괴(channel collapse)를 가정한 것이다. 이 가정들의 릴렉싱(Relaxing)을 사용함으로써, 실험 결과에 더 잘 부합하는 보다 정확한 등식들을 결정할 수 있다. 그러나 이러한 모델들은 등식(5)에서 제시된 바와 같은 대수적 클로즈드-폼 해(algebraic closed-form solution)가 되지 않는, 유한 요소 해석들 또는 수치 계산들을 필요로 한다.

[0051] 엘라스토머 압력 트랜스듀서의 주요 메커니즘을 얻는 것 이외에, 상기 이론은 사용자 정의 기능(customized functionality)에 활용될 수 있는 몇 가지 특성을 보여준다. 제 1 특성은 압력 감지와 신축 감지 사이의 기계적 분리를 가능하게 한다. 이에 따라, 본 발명의 실시예들에 따른 시스템은, 압력 또는 신축에 의해 마이크로채널 도전성의 변화가 유발되는지의 여부를 구별하는 것이 가능할 수 있다.

[0052] 제 2 특성은 센서 대역폭, 즉 센서가 검출할 수 있는 압력 범위에 관한 것이다. 압력과 신축에 대한 센서 반응은 적절한 마이크로채널 깊이 z 및 경로(예를 들면, 직선형, 구불구불형 및 나선형)를 선택하는 것에 의해 분리된다. 도 19에 나타낸 바와 같이, 센서 반응은 z가 접촉 영역의 폭 a를 초과함에 따라 없어진다. 대조적으로, 채널 신장(channel elongation)으로 인한 전기 저항의 변화는 마이크로채널 깊이에 따라 변하지 않는다. 대신에, 신장 반응(elongation response)은 단순 공식 $\Delta R/R0 = \lambda^2-1$에 의해 좌우되며, 여기서 R0 = ρL/wh 은 신축되지 않은 채널의 본래 저항이며, 신축 $\lambda = L_f/L$ 은 본래의 길이 L에 대한 신축된 길이 L_f 의 비율이다. 이것은 엘라스토머 내의 마이크로채널 임베드된 깊이는(a의 예상 값들에 대하여 표면으로부터 거리 z > a) 신축만을 측정하며 압력은 측정하지 않는다는 것을 나타낸다.

[0053] 다르게는, 도 1의 (a)에 나타낸 바와 같이, 엘라스토머 표면에 근접하여 임베드된 나선형 모양의 마이크로채널이 압력을 검출하지만 일축방향 신축(uniaxial stretching)은 검출하지 못한다. 이는, 일 방향에서 증가된 전기 저항은 수직인 방향에서의 감소된 저항에 의해 균형화(balanced)되기 때문이다.

[0054] 센서 대역폭은 특성 압력 $\hat{p} = Eh/w$ 에 의해 제어되며, 이에 따라 엘라스토머의 탄성 계수 E와 마이크로채널 단면의 종횡비 h/w에 따라서만 달라진다. $R_0 = \rho L/wh$ 이 채널의 본래 저항이라는 것을 주목하면, 등식(2)로부터 엘라스토머의 표면 근처에 임베드된 채널에 있어서는, $\Delta R/R_0 = 1/(1-2(1-v^2)p/\hat{p}$ 이 된다. 비율 $p/\hat{p}$ 에 따라, 전기 저항의 상대적 변화는 퍼센트의 분율에서 몇 자승(orders of magnitude)까지의 범위가 될 수 있다. 예를 들어, 폭 w = 100㎛ 와 두께 h = 20㎛를 갖는 마이크로채널이 임베드된 에코 플렉스(EcoFlex)(E = 125 kPa)를 고려한다. 1-10 kPa의 범위인 통상의 키스트로크 압력(keystroke pressure)에 반응하여, 임베드된 마이크로채널의 전기 저항은 1% 정도만큼 달라지게 된다. 한편, 보행시 발과 땅의 접촉에서

의 피크 압력(peak pressure)은 100 kPa 정도이며, 이것은 전기 저항에 있어서 대략 50% 변화를 야기하게 된다. 모든 응용들에 있어서, 특성 압력 $\hat{p}$ 가 예상 압력 p의 범위와 비슷해지도록 설계 파라미터들 E 와 *h/w*가 선택되어야 한다.

[0055] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 복수-층 스트레인 센서를 제조하는 방법의 도면을 나타낸다. 본 방법은 각 층을 위한 금형들을 준비하는 것을 포함한다. 이 실시예에서, 센서들의 2 개 층들이 제공되며, 이에 따라 도 5의 (a)에 나타낸 바와 같이 3 개의 금형들이 3개 층들 엘라스토머 재료를 형성하는데 사용될 수 있다. 엘라스토머 재료가 경화된 이후에, 주조 재료가 금형들로부터 분리된다. 도 5의 (b)에 나타낸 바와 같이, 층 0은 패터닝되지 않은 층으로서 금형에 남아 있을 수 있으며, 층 1은 엘라스토머 재료의 층들 사이에 형성된 마이크로채널들을 연결시키는 인터커넥트를 포함할 수 있다. 층 0은 50초 동안 2000 rpm에서 엘라스토머 재료로 스핀 코팅될 수 있으며, 그 후에 도 5의 (c)에 나타낸 바와 같이, 1분 동안 60℃에서 부분적으로 경화될 수 있다. 도 5의 (d)에 나타낸 바와 같이, 광 압력(light pressure)으로 라미네이팅하는 것에 의해 층 1이 층 0에 접합될 수 있다. 층 2는 층 1이 층 0에 접합된 것과 동일한 공정에 의해, 층 1의 상단면에 접합될 수 있다. 엘라스토머 재료로 층 1의 상단면이 스핀 코팅될 수 있으며, 그 후에 도 5(e)에 나타낸 바와 같이, 부분적으로 경화될 수 있다. 동일한 공정을 사용하여 엘라스토머 재료의 추가의 층들이 접합될 수 있다. 탄성 스트레인 센서에 마지막 층이 접합된 이후에는, 도 5의 (f)에 나타낸 바와 같이, 층 0이 금형으로부터 분리될 수 있다. 주입기를 사용하여 채널들(110) 내로 도전성 액체(130)가 주입될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서, 주입 공정 시에 하나 보다 많은 주입기가 사용될 수 있다. 도 5의 (g)에 나타낸 바와 같이, 적어도 하나의 주입기를 사용하여 커넥션 리저버 내에 도전성 액체, 예컨대 eGaIn를 주입할 수 있으며, 적어도 하나의 다른 주입기를 사용하여 예를 들어 커넥션 리저버로부터 갇혀있는 에어(trapped air)를 제거할 수 있다.도 5의 (h)에 나타낸 바와 같이, 도전성 액체가 채널들, 루프 부 분들 및 커넥션 리저버들을 충진한 이후에는, 커넥션 리저버들 내에 와이어들이 주입될 수 있다. 와이어는 센서 출력을 판독하는 입력 전자기기에 대하여 탄성 스트레인 센서를 전기적으로 연결시키기 위하여 사용될 수 있다.

[0056] 도 1 및 도 2에 나타낸 센서들 이외에도, 도 4에 나타낸 압력 센서들이 또한 도 5에 나타낸 층들을 사용하여 제조될 수 있다. 이 실시예에서는, 압력 센서의 원형 패턴이 층 1에 형성될 수 있으며, 패터닝되지 않은 층(본 명세서에서 기술된 층 0)에 접합 될 수 있다.

[0057] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 콤비네이션 모드 또는 다중 모드(스트레인 및 압력/접촉) 센서의 일 실시예를 나타낸다. 도 6의 (a)에 나타낸 바와 같이, 이 실시예에 따른 센서는 X 및 Y 차원에서의 스트레인과 Z 차원에서의 압력을 감지하기 위해 사용될 수 있다. 도 6의 (b)는 본 발명의 일 실시예에 따른 다중 모드 센서의 평면도를 나타내며, 여기서는 2개의 일방향성 스트레인 센서들이 직교하는 그들의 스트레인 축들에 맞춰 정렬됨으로써 X 및 Y 차원에서의 스트레인 감지를 제공하고 있으며, 상단 층에는 압력 센서가 제공되어 Z 차원에서의 압력을 감지하고 있다. 도 6의 (c)는 다중 모드 센서에 대한 각각의 층 패턴들을 나타낸다.

[0058] 본 발명의 하나 이상의 실시예들에 따르면, 다중 모드 센서는 고신축성이며 연질(탄성계수: 69 kPa, 쇼어 경도: 00-30)로 이루어진 3 개의 소프트 센서 층들을 포함할 수 있다. 층 1 및 층 2는 축방향 스트레인들과 접촉 압력을 감지하는 직선의 마이크로채널 패턴들을 포함할 수 있으며, 층 3은 압력을 감지하지만 축방향 스트레인은 감지하지 않는 원형 패턴을 포함할 수 있다. 층 2는 수직 축(perpendicular axis)을 따르는 스트레인을 검출하도록 90도 회전시켜서 층 1의 상단에 배치될 수 있다. 이 3 개의 센서들로부터의 신호들의 조합을 사용하여, 본 디바이스는 3 개의 상이한 자극들, 즉 x-축 스트레인, y-축 스트레인, 및 z-축 압력을 검출 및 판별할 수 있다(도 6의 (a) 참조). 3 개의 센서 층들 모두는 인터커넥트들(도 7의 p2 및 p3)를 통하여 층들 간에 서로 연결될 수 있으며, 이에 따라 직렬로 연결된 3 개의 가변 저항들에 전기적으로 동등한 하나의 회로를 만들게 된다.

[0059] 다중 모드 센서는 도 8에 나타낸 바와 같은 적층 몰딩 및 주조 공정을 이용하여 제조될 수 있다. 이 공정은 3 개의 단계들, 즉 주조, 접합, 및 eGaIn 주입으로 나누어질 수 있다. 베이스 재료는 엘라스토머 재료, 예를 들어, 실리콘 고무(예컨대, EcoFlex0030, Smooth-On, Inc., Easton, PA)일 수 있으며, 이것은 높은 신축성(연신율: 900 %)과 실온에서의 주조 용이성의 조합을 위해 선택된 것이다. 상대적으로 낮은 혼합 점성(3000 cps)은 상기 금형의 특징을 성공적으로 재현하기 위한 추가의 고려사항이다. 제 1 단계는 개별 센서 층들을 주조하는 것이다(도 8의 (a) 및 (b) 참조). 3D 프린터(예컨대, Connex500, Objet Geometries Ltd., Billerica, MA)를 사용하여 플라스틱 금형들을 마련하고, 그 금형들에 액체 실리콘을 붓는다. 제 2 단계는 층들을 접합하여 단일의 센서 구조물을 만드는 것이다(도 8의 (c)-(f) 참조). 층들 사이에 액체 실리콘을 스핀 코팅하는 것에 의하여 경화된 층들을 접합한다. 스핀 코팅된 실리콘의 부분 경화(partial curing)는 실리콘이 마이크로채널들을

차단하는 것을 방지한다. 또한, 금형들에서의 정렬 포스트(alignment post)들은 층들 사이에 인터커넥트들을 정렬시키는 것을 용이하게 한다. 마지막 단계에서, 마이크로채널들 내에 eGaIn이 주입되며, 와이어 커넥션들은 전극(electrode)들을 인서팅하는 것에 의해 이루어진다. 도 9는 각각의 층이 도 8의 (c)-(e)에서 기술된 바와 같은 정렬로 앞의 층에 접합되는 방식을 나타낸다. 각 접합 단계에서, 정렬은 인터커넥트들을 통한 층들 사이의 채널 연결을 보장하기 위해 중요하다.

[0060] 일 실시예에 따르면, 도 6에 나타낸 바와 같은, 다중 모드 센서(100)가 이동하는 컴포넌트에 대한 피부 또는 외피(outer covering)의 일부로서 포함될 수 있다. 이 실시예에서, 채널 치수들은 스트레인 감지(층 1 및 2)에 있어서 200㎛ 바이 200㎛이고, 압력 감지(층 3)에 있어서 200㎛(폭) 바이 200㎛(높이)일 수 있다. 인공 피부의 전체 사이즈는 25㎜ 바이 25㎜일 수 있고, 두께는 대략 3.5㎜일 수 있다.

[0061] 도 10a는 3 개의 센서 층들로부터의 신호들을 판독하는데 사용될 수 있는 회로도를 나타낸다. 정전류 소스는 3 개의 센서들을 통해 직렬로 흐르는 정전류를 발생시키고, 이에 따라 각 센서 층에서의 전압 강하들을 생성하는데 사용될 수 있다. 각 센서에 걸친 전압 차는 계측 증폭기(instrumentation amplifier)에 의해 증폭될 수 있다. 증폭된 신호들은 개별적으로 저항 변화들을 측정하기 위해 마이크로컨트롤러의 3 개의 아날로그-디지털 변환 포트에 연결될 수 있다

[0062] 다중 모드 센서는 예를 들어 재료 시험기(예컨대, Instron 5544A, Instron, Norwood, MA)를 사용하여 복수의 방향에서의 스트레인들과 접촉 압력을 가하는 것에 의해 캘리브레이팅될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서, 다중 모드 센서는 스트레인 감지에 있어서 x 축과 y 축 모두에서 100%까지 신축될 수 있으며, 센서의 센터는 압력 감지에 있어서 60 kPa까지 압축될 수 있다. 도 11에 나타낸 바와 같이, 그 결과들은 스트레인 감지에서 선형 및 압력 감지에서 비선형을 보였다. 도 11의 (a)는 x-축 스트레인을 나타내고, 도 11의 (b)는 y-축 스트레인을 나타내고, 또한 도 11의 (c)는 z-축 압력을 나타낸다. 그러나, 두 경우 모두에서 센서 신호가 반복될 수 있었다. 3 개의 센서 층들로부터의 신호가 각각의 실험에서 다른 반응을 나타내기 때문에, 상기 프로토타입(prototype)은 스트레인들과 압력의 크기를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 자극들의 유형들도 판별할 수 있다.

[0063] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 다중 모드 센서들 중의 하나 이상은 추가 센서 없이도 감각 반응을 제공하는 인공 피부에 포함될 수 있다. 이 인공 피부들은 휴머노이드 로봇[31], 로봇 공학[34], 및 소프트 웨어러블 로봇[32], [9]을 위해 사용될 수 있다.

[0064] 도 12는 로봇 암의 각도 움직임들을 측정하도록 적용된 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서의 일 예를 나타낸다. 스트레인 센서는 적어도 하나의 자유도(d.o.f.)를 갖는 로봇 암의 관절에 부착될 수 있다. 센서의 2 단부들은 로봇 암에 고정될 수 있으며, 중간 부분은 마찰 없이 관절에서 슬라이딩(sliding)될 수 있다. 관절이 회전되어서 암을 구부러지게 하는 경우, 스트레인 센서는 아크 각도(arc angle)에 비례하여 관절 둘레에서 신축될 수 있다. 이러한 방식으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 탄성 스트레인 센서에 의해서 아크 각도가 용이하게 측정될 수 있다.

[0065] 아크 길이(arc length)는 단순히 $\Delta l = r\theta$로 계산될 수 있다. 이어서, 등식 1로부터, $\Delta R/R_0 = G\varepsilon$ 및 $\varepsilon = \Delta l/l_0$이고, 여기서 ΔR은 저항 변화이고, R_0는 본래 저항이며, G는 게이지 팩터이고, ε는 스트레인이다. 온도 변화가 없는 것으로 가정하면, 각도 변화(Θ)는 다음과 같이 결정될 수 있다:

[0066] $$\theta = \frac{l_0 \Delta R}{G R_0 r} \qquad (6)$$

[0067] 여기서 l_0는 스트레인 센서의 본래 길이이다. 센서의 스트레인 반응은 캘리브레이션 실험에서 경험적으로 결정될 수 있으며 선형인 것으로 나타났으며(도 3), 이것은 G가 상수이고, l_0, R_0 및 r 모두가 상수이며, 로봇 암의 각도 위치는 센서의 저항 변화에 선형적으로 비례할 수 있다.

[0068] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 도 13에 나타낸 바와 같이, 상이한 위치들에 보다 많은 센서들을 부가함으로써 3D 모션들(복수의 자유들)에서의 로봇 암의 각도 위치를 측정하도록 모션 감지가 확장될 수 있다. 더 많은 센서가 사용될 수 있지만, 도 13의 로봇 관절이 2 개의 자유도만을 가지는 것으로 가정하면, 3D 각도 위치 측정에 필요한 센서의 최소 개수는 2 개이다. 스트레인 변화에 대한 센서 신호가 선형인 경우, 단순 매트릭스(simple matrix)를 구성하여 다음과 같이 관절 각도들을 계산할 수 있다.

[0069]
$$\begin{bmatrix} \theta_{xz} \\ \theta_{yz} \end{bmatrix} = C \cdot \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix} \quad (7)$$

[0070] 여기서 Θ_{xy} 와 Θ_{yz}는 각각의 xz 평면 및 yz 평면에 투영된 로봇 암의 각도이며, s_1 과 s_2는 각각의 센서 1 및 센서 2로부터의 센서 신호들이다. C는 캘리브레이션 매트릭스(본 예에서는 2x2)이며, 이것은 실험적으로 발견될 수 있다.

[0071] 본 발명의 실시예들에 따르면, 스트레인 센서의 적용이 로봇 관절에 한정되지 않는다. 본 발명에 따른 센서들은 인체의 관절 각도를 측정하는데 사용될 수 있다. 본 발명에 따른 센서들의 고연성 및 신축가능한 특성들은 상이한 인체의 복잡한 형상들에 대하여 센서가 쉽게 순응할 수 있게 한다. 도 14 및 도 15는 스트레인 센서를 적용하여 관절 각도 정보를 얻는 예들을 나타낸다. 이 실시예들에서는, 본 발명의 각종 실시예들에 따른 다중 모드 센서들을 사용하여 도 12 및 도 13에서 나타낸 것보다 더 복잡한 관절 모션을 측정할 수 있다.

[0072] 본 발명은 본 명세서에 기술된 플렉시블 스트레인 및 압력 센서들을 사용하여 바이오메커닉스를 평가하는 시스템에 사용될 수 있다.

[0073] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 시스템은 연구중인 대상체의 관절이나 관절의 세트와 같은 바이오메카닉 시스템의 스트레인, 압력, 전단률, 곡률을 검출 및 측정하기 위하여 플렉시블 센서들을 사용한다. 본 명세서에서 기술된, 플렉시블 센서들은 도 1, 2, 4, 6 및 7에 나타낸 바와 같이 도전성 액체 금속 합금이 충진된 마이크로채널들을 포함한다. 스트레인 센서에 있어서, 플렉시블 재료가 마이크로채널들의 축방향의 스트레인을 경험하는 경우, 전체 채널 길이가 증가하고, 채널들의 단면적이 감소하며, 이에 따라 전체 측정 저항이 증가하게 된다. 이 센서가 사지(limb) 부분들 중의 하나에 대한 소정 관절의 각도를 직접 측정할 수 있도록 하기 위하여, 측정 저항은 관절 각도로 캘리브레이팅될 수 있다. 또한, 대상체가 착용한 신발의 인솔(insole)에 하나 이상의 압력 센서를 제공함으로써, 상기 환경에 적용된 외부의 힘을 측정할 수 있다.

[0074] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 모듈식 센서 시스템이 제공될 수 있으며, 이에 의해 각각의 관절(예컨대, 발목, 무릎, 엉덩이, 손목, 팔꿈치, 어깨 등) 또는 강체(예컨대, 손, 팔뚝, 발, 정강이, 대퇴부)에는 개별의 센서 서브시스템 또는 모듈이 장착될 수 있다. 각각의 센서 서브시스템은 하나 이상의 플렉시블 센서, 하나 이상의 프로세서, 하나 이상의 에너지원(배터리, 또는 움직임 발전 전력(motion-generated power))을 가진 플렉시블 보조기를 포함할 수 있다. 사용자는 소망하는 응용에 따라 대상체의 하나 이상의 관절들 또는 강체 요소들 상에 센서 모듈들 중의 하나 이상을 사용하는 것을 선택할 수 있다.

[0075] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 하이브리드 보조기 시스템이 제공될 수 있으며, 이에 의해 각각의 관절이나 강체에는 서브시스템 또는 모듈이 장착될 수 있다. 각각의 서브시스템은 하나 이상의 플렉시블 보조기, 하나 이상의 플렉시블 센서, 하나 이상의 프로세서, 및 하나 이상의 배터리, 그리고 하나 이상의 힘 센서, 휨 센서, 압력 센서, 토크 센서, 틸트 센서, 가속도계, 자이로스코프, 자력계, 및/또는 광센서를 포함할 수 있다. 추가의 감지 방식들을 가진 이 하이브리드 시스템은 소정 응용들에 적합할 수 있다.

[0076] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 하이브리드 신발 시스템이 제공될 수 있다. 하이브리드 신발 시스템은 발목 각도를 취득하기 위한 하나 이상의 플렉시블 센서들을 포함할 수 있으며, 또한, 하나 이상의 추가적인 센서들, 예를 들어 힘 센서, 압력 센서, 토크 센서, 틸트 센서, 가속도계, 자이로스코프, 자력계, 및/또는 광센서를 포함함으로써, 해당 발목 바이오메커닉스 이외에, 보폭 길이와 런닝 속도를 추정한다.

[0077] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 순수 스트레인 및/또는 하이브리드(예컨대, 스트레인과 압력) 실시예들은 대상체 중의 소망하는 해부학적 구조와 관련된 센서들을 적절하게 위치시키는데 도움이 되는 소프트, 플렉시블 의류를 포함할 수 있다. 이러한 의류들은 의류 안정화를 보조하는 강성 지지 요소들 또는 구조들을 포함할 수 있다. 또한, 응용에 따라, 상기 지지 요소들 또는 구조들은 대상체의 모션 범위에 영향을 미칠 수 있거나 그렇지 않을 수도 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서, 의류는 용이한 세탁 능력을 위해 센서들 및 전자기기로부터 분리될 수 있다.

[0078] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 시스템은 예를 들어 언테더링될 수 있고, 컨트롤러 및 배터리들은 대상체가 착용한 시스템의 일부일 수 있으며, 와이어들이 개별의 오프-보디 랩탑/데스크탑/플러그인 파워 서플라이 등을 연결시킬 필요가 없다. WiFi, Blue Tooth, Zig Bee와 같은 무선 통신들을 사용함으로써, 대상체에 착용된 컨트

롤러와 원격 위치의 컴퓨터 사이의 데이터를 전송할 수 있다. 본 발명의 몇몇 실시예들에서는, 각각의 센서가 개별 전력, 프로세서 및 송수신기 컴포넌트들을 구비할 수 있으며, 다른 실시예들에서는, 대상체가 착용할 단일의 전자 기기에 테더링(예컨대, 유선 또는 무선으로 연결)될 수 있으며, 이것이 모든 센서들에 대한 전력, 처리 및 무선 데이터 송신을 제공하게 된다.

[0079] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템에 의해 송신된 제어 신호들 및 센서 시스템에 의해 측정된 모션 데이터가 컴퓨터의 소프트웨어 제어하에 무선 전송될 수 있으며, 또한 안전한 데이터 저장 사이트로 전송될 수도 있다.

[0080] 다른 실시예들에서는, 하나 이상의 센서 출력들은 생체역할 모델(예컨대, 소프트웨어 프로그램)을 실행시키는 컴포트/프로세서에 입력될 수 있으며, 이 모델은 사지 부분의 모션 및 배향의 추정들을 생성하는데 사용될 수 있다.

[0081] 본 발명에 따르면, 이들 실시예들의 각각에 대한 캘리브레이션은 활동 부분 및 사지 부분 의존적일 수 있다. 따라서, 센서 시스템을 사용하는 일부 또는 모든 활동들에 대한 캘리브레이션 루틴(calibration routine)이 필요할 수 있다. 또한, 응용들에 있어서, 고충실도 캘리브레이션은 예를 들어 게임/컴퓨터 인터페이스 응용들에 비해 재활 응용들을 위해 사용될 수 있다.

[0082] 도 20의 (A) 및 (B)는 바이오메커닉스를 평가하기 위한 각종 종래 기술 시스템을 나타낸다. 도 20의 (A)는 태스크를 수행하는 대상체의 비디오 녹화를 만드는데 사용되는 수동 또는 능동 비주얼 마커(visual marker)들을 사용하는 시스템을 나타낸다. 비주얼 마커들은 임상의(clinician)뿐만 아니라 소프트웨어 애플리케이션이 대상체의 바이오메커닉스 연구를 위하여 비디오 녹화를 평가하는 것을 가능하게 하도록 위치된다. 도 20의 (B)는 동일한 대상체에 위치된, 관성 측정 디바이스들을 사용하는 시스템을 나타낸다. 관성 측정 디바이스들에 의해 결정된 모션 데이터를 처리함으로써 모션을 평가할 수 있다. 도 20의 (C)는 본 발명에 따른 시스템을 나타내며, 여기서는 플렉시블 센서가 관절에 위치됨으로써, 관절을 구부리고 펼 때에 센서가 경험하는 스트레인에 기반하여 관절의 각도를 측정하게 된다.

[0083] 도 21은 관절의 힘과 모션을 모니터링하기 위한 본 발명에 따른 시스템의 일 예를 나타낸다. 본 예에서, 시스템은 발에 의해 경험되는 힘을 측정할 수 있다. 이 실시예에서, 센서들, 힘 센서(2)와 동적 센서(kinematic sensor)(3)는 대상체가 착용한 네오프렌 양말(neoprene sock)에 장착될 수 있다. 네오프렌 양말(1)은 용이한 탈착을 위한 지퍼(4)와 하나 이상의 강성 또는 반-강성 지지체 요소들(미도시)을 포함할 수 있다. 센서들(2 및 3)은 와이어에 의해 배터리와 같은 전원을 포함하는 컨트롤러(5)에 연결될 수 있다. 컨트롤러(5)는 데스크탑이나 휴대용 컴퓨터, 스마트폰이나 태블릿 컴퓨터와 같은 컴퓨터 디바이스와 무선으로 통신하여, 하나 이상의 소프트웨어 프로그램들을 실행함으로써 센서 데이터를 수신하고 예를 들어 검출된 모션의 평가를 제공할 수 있다.

[0084] 도 22a 내지 도 22e는 본 발명에 따른 센서 시스템의 사용에 대한 다양한 예들을 나타낸다. 도 22a 및 도 22b는 재활 응용들을 나타낸다. 도 22c 및 도 22d는 수행 평가의 관점에서의 재활 응용들을 나타낸다. 도 22e는 컴퓨터 게임 인터페이스 응용의 일 예이다.

[0085] 도 22a는 대상체가 착용한 팔꿈치 재활 시스템을 나타낸다. 이 시스템은 대상체의 모바일 폰으로 데이터를 전송할 수 있으며, 모바일 폰은 그 운동 데이터를 간병인에게 전달할 수 있다. 이 시스템은 미리 규정된 루틴(routine)을 통해 대상체를 가이드할 경우뿐만 아니라, 재활 임무를 수행할 경우에도 스마트폰 애플리케이션을 통해 대상체에게 통지할 수 있다. 도 22b는 요구되는 모션들을 수행하기 위한 인터페이스를 구비한 팔꿈치 재활 장치를 나타낸다. 이 실시예에서, 센서 시스템은 컴퓨터 시스템(예컨대, 데스크탑/랩탑, 또는 TV에 임베드된 시스템, 스마트폰 또는 그 밖의 컴퓨터 디바이스)과 통신하여 물리 치료 및/또는 작업 치료(occupational therapy)를 적용하고 모니터링할 수 있다. 이 실시예들에서, 센서 시스템은 대상체의 관절, 예를 들어 팔꿈치나 손목 상의 보조기 장치로 구현될 수 있다. 센서 시스템은 관절에 위치된 보조기에 실장되어 관절 각도의 변화를 측정하는 하나 이상의 플렉시블 센서들을 포함할 수 있다. 관절 각도 데이터는 컨트롤러에 저장될 수 있으며, 원격 디바이스에 전달될 수도 있다.

[0086] 도 22c는 스포츠 활동시에 각각의 개별 관절의 수행을 측정할 수 있는, 각 관절에 착용된 보조기들의 세트(또는, 손목에서 어깨까지 연장되는 소매와 같은 단일의 보조기)로 구성된 복수 관절(예컨대, 어깨, 팔꿈치, 및 손목) 모니터링 시스템을 나타낸다. 수행 데이터는 스포츠 활동이 완료된 이후에 검색용 디바이스에 로컬로 저장될 수 있으며, 또는 활동 중의 각종 시점에서 원격 컴퓨터로 무선 전송될 수도 있다. 따라서, 축구 경기 또는 테니스 경기 후, 대상체 및/또는 간병인은 움직임 데이터를 분석하여 그 대상체의 수행을 평가

할 수 있다.

[0087] 도 22d는 스포츠 활동시에 각각의 개별 관절의 수행을 측정할 수 있는, 각 관절에 착용된 보조기들의 세트(또는, 손목에서 어깨까지 연장되는 소매와 같은 단일의 보조기)로 구성된 복수 관절(예컨대, 무릎 및 발목) 모니터링 시스템을 나타낸다. 수행 데이터는 스포츠 활동이 완료된 이후에 검색용 디바이스에 로컬로 저장될 수 있으며, 또는 활동 중의 각종 시점에서 원격 컴퓨터로 무선 전송될 수도 있다. 따라서, 런닝 또는 축구 경기 후, 대상체 및/또는 간병인은 움직임 데이터를 분석하여 대상체의 수행을 평가할 수 있다.

[0088] 도 22e는 컴퓨터 게임 인터페이스로서의 사용을 위한 센서 시스템을 나타낸다. 이 실시예에서는, 센서 보조기들 또는 밴드(band)들이 사용자들의 관절에 착용될 수 있으며, 이에 따라 임의의 모니터링된 관절의 모션이 검출될 수 있도록 한다. 특정 관절의 모션이 컴퓨터 게임 콘솔에 의해 인터프리팅(interpreting)됨으로써 게임의 일 부분을 제어할 수 있다. 예를 들어, 손목, 팔꿈치, 무릎 및 발목에 착용된 보조기들을 모니터링하는 것은 관절 각도들을 컴퓨터 게임 시스템에 보고하는데 사용될 수 있다. 입력된 관절 각도는 게임의 관점에서의 사용자 모션, 예를 들어 댄싱 또는 런닝을 평가하는데 사용될 수 있다.

[0089] 앞서 기술한 센서 플랫폼들은 수행 개선을 위한 재활, 임상 운동(clinical motor) 평가, 약물 전달 평가, 바이오메커닉스 및 모션 분석, 컴퓨터 및 게임 인터페이스, 휴먼 모델링(human modeling) 및 자체 평가를 포함하는 다수의 애플리케이션들로 구현될 수 있다.

[0090] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 재활 응용들에 사용될 수 있으며, 이것은 원격 재활 응용들을 포함한다. 본 발명에 따르면, 환자들은 재활에 따른 그들의 회복 진행 상태를 추적하도록 작동하는, 모듈식 유닛(들)을 관절(들)에 착용할 수 있다. 예를 들어, ACL은 수술 이후에, 무릎용으로 설계된 모듈식 유닛이 물리 치료를 하는 동안에 그리고 자택 재활 운동시에 장착될 수 있다. 물리 치료사는 운동 시간과 수행 결과를 비교할 수 있다. 많은 물리 치료 기간을 보험이 커버하지 못하는 경우들에 있어서, 환자들이 데이터가 업로드된 안전한 데이터 저장 사이트에 로그인하여 자택에서 수행하고, 치료사가 환자의 진행 상태를 확인할 수 있다. 또한, 보조기들은 환자 회복용으로 최적화된 컴퓨터 또는 스마트폰 애플리케이션들과 함께 제공될 수 있다. 애플리케이션들은 자체 안내되는 재활 프로그램을 따르도록 실시간 시각화를 제공하며, 또한 환자가 비-부상 관절을 선호하는 경우 실시간 경보들을 제공한다.

[0091] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 임상 운동 평가 응용들, 예를 들어 임상 연구에 사용될 수 있다. 연구는 운동 제어와 관련된 질환들을 개선하기 위한 전기적 기계적 지원의 분야에서 진행되고 있다. 본 발명에 따른 시스템들은 보조 장치를 이용하거나 보조 장치 없이도 환자의 운동 제어에 관한 정보를 제공하는데 사용될 수 있다. 이 추가 정보는 임상 평가 및 새로운 보조 장치의 유효성 평가에 사용될 수 있다.

[0092] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 약물 전달 평가 응용들에서 사용될 수 있다. 이식형 신경자극기(neurological stimulator)들 및 이식형 약물 펌프(drug pump)들은 각종 질병 및 질환의 치료를 보장한다. 치료 수준들 및 투여량(dosage)들을 결정하는 것은 여전히 어려운 일이며, 그 이유는 흔히 그것은 수 시간, 몇 주, 또는 몇 달이 걸릴 수 있는 투여량 패러다임(dosage paradigm) 동안의, 임상의 증상 관찰, 또는 떨림과 같은 증상들의 환자의 자기보고에 의존하기 때문이다. 본 발명에 따른 센서 시스템 실시예들은 연속적인 운동 파라미터들의 모니터링을 제공할 수 있으며, 또한 개개인에 대한 약물 전달의 튜닝(tuning)을 평가하는 정보를 제공할 수 있다.

[0093] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 분야에 있어서 (실험실이나 병원 밖) 응용들을 포함하는, 바이오메커닉스 응용들에서 사용될 수 있다. 현재의 모션 분석 방법들은 실험실 환경 밖의 데이터를 수집하는 능력에 한계가 있다. 본 발명에 따른 시스템들은 간략화된 또는 모의된 실험실 운동이 아니라, 실제 상황에서의 생체역학적 측정을 얻는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 본 발명에 따른 모듈식 시스템은, 센서들을 매립한 플렉시블 의류들이 게임을 하는 동안 흔히 착용되는 보조기들과 유사하므로, 스포츠에 있어서의 치료 및 처치 전략을 또한 평가하는데 사용될 수 있다. 전략 이외에, 스포츠 부상의 보다 완전한 이해가 진전될 수 있다. 현재 부상은 그 부상의 전후에 바이오메커닉스 분석을 수행함으로써 평가될 수 있다. 본 명세서에 기술된 실시예들을 사용하여, 운동선수는 플레이하는 동안 감지 시스템을 착용할 수 있다. 그러면, 부상이 발생한 경우, 부상 시점에서의 바이오메커닉스에 기초하여 평가가 이루어질 수 있다. 이것은 런너(runner)의 무릎, 아킬레스건 부상, ACL 염좌와 파열 등과 같은 원인이 알려져 있지 않은 일반적인 부상에 대한 도움이 될 것이다. 스포츠 활동뿐만 아니라, 음악, 댄스, 또는 직업과 관련된 질환과 같은 다른 활동들에서의 부상들이 또한 이해될 수 있다. 예를 들어, 피아노 연주자들의 손목 터널 증후군(carpal tunnel syndrome), 바이올린 연주 동안의 근육 굳어짐, 및 댄서의 무릎 부상과 같은 부상들이 연구되어 부상 이후의 재활을 최적화할 있을 뿐만 아니라 기술을

향상시킬 수 있고 부상을 감소시킬 수가 있다.

[0094] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 컴퓨터 및 게임 인터페이스 응용들에 사용될 수 있다. 대부분의 게임 시스템들은 모션 기반의 시스템 제어쪽으로 움직이고 있다. 모듈식 센서 시스템을 사용함으로써, 게임 시스템 또는 컴퓨터에 대한 인터페이스가 발달되어 직접 측정된 사용자 모션들에 기초하여 소프트웨어 프로그램들을 제어할 수 있게 된다. 이 실시예에서, 게임 활용을 위해 필요한 최소 개수의 센서들을 선택하는 것에 의하여 센서들의 개수가 최소화될 수 있다. 또한, 관련 응용에 있어서, 장애를 가진 사용자가 한정된 생체역학적 기능을 사용하여 컴퓨터 시스템을 제어할 수 있게 하는 특수화된 컴퓨터 인터페이스가 개발될 수 있다.

[0095] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 휴먼 모델링에 사용될 수 있다. 본 발명에 따른 센서 시스템은 다른 센서들 또는 센서 시스템들과 연동하여 신체에 관한 정보를 얻는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 관절 각도 정보와 관성 데이터를 결합하는 것은 신체의 질량과 관성 특성들의 더 나은 예측을 발생시킬 수 있다. 다른 예에서는, 스트레인 센서를 구비한 바이오메카닉 시스템에 대하여 알려진 힘을 적용하여, 관절 강도(joint stiffness)의 추정치를 얻을 수 있다. 반대로, 추가의 알려진 강도를 관절에 대해 적용하여, 사용자의 동적 힘 생산 능력에 대한 정보를 얻을 수 있다.

[0096] 본 발명의 몇몇 실시예들에 따르면, 센서 시스템들은 개인 수행 시스템 응용들에 사용될 수 있다. 매일 마다의 사람의 걸음걸이 또는 런닝 속도를 평가하기 위한 도보계 및 가속도계를 포함하는, 개인의 자체 평가 시스템의 개수가 증가하고 있다. 본 발명에 따른 센서 시스템은, 실시간 피드백을 사용하여 자체-트레이닝 및 평가에 관한 개인 수행 정보를 각 개인에게 제공할 수 있는 플랫폼의 일부일 수 있다. 예를 들어, 마라톤 트레이너들은 피로로 인하여 그들의 바이오메커닉스가 변화하는 방식을 알 수 있게 된다. 마찬가지로, 신체 자세와 위치에 초점을 맞출 필요가 있는 기술 습득(예컨대, 댄스, 쿵푸, 태극권, 요가, 골프, 농구, 축구, 축구 등)이 향상될 수 있다.

[0097] 본 발명의 범위 및 사상 내에는 다른 실시예들이 존재한다. 예를 들어, 소프트웨어의 특성상, 전술한 기능들은 소프트웨어, 하드웨어, 펌웨어, 하드와이어링 또는 이들의 임의 조합을 사용하여 구현될 수 있다. 또한, 기능들을 구현하는 특징들은 여러 위치들에 물리적으로 위치될 수 있으며, 이것은 기능들의 일부가 상이한 물리적 위치들에서 구현되도록 분산되는 것을 포함한다.

[0098] 또한, 상기 설명이 본 발명을 지칭하고 있지만, 상기 설명은 하나보다 많은 발명을 포함할 수도 있다.

[0099] 다음 참조가 텍스트에서 인용되어 있다. 다음의 참고 문헌의 각각은 그 전체가 참조에 의해 본 명세서에 포함된다.

[0100] 1. Marculescu D et al 2003 Electronic textiles: a platform for pervasive computing Proc. IEEE 91 1995-2018

[0101] 2. Stirling L, Yu C-H, Miller J, Wood R, Goldfield E and Nagpal R 2010

[0102] Applicability of shape memory alloy wire for an active, soft orthotic Proc. Int. Conf. Shape Memory and Superelastic Technologies (Pacific Grove, CA) pp 20-1

[0103] 3. Rogers J A and Huang Y 2009 A curvy, stretchy future for electronics Proc. Natl Acad. Sci. USA 106 10875-6

[0104] 4. Khang D-Y, Jiang H, Huang Y and Rogers J A 2006 A stretchable form of single-crystal silicon for high-performance electronics on rubber substrates Science 311 208-12

[0105] 5. Kim D-H, Ahn J-H, Choi W M, Kim H-S, Kim T-H, Song J, Huang Y Y, Liu Z, Lu C and Rogers J A 2008 Stretchable and foldable silicon integrated circuits Science 320 507-11

[0106] 6. Dickey M D, Chiechi R C, Larsen R J, Weiss E A, Weitz D A and Whitesides G M 2008 Eutectic gallium-indium (eGaIn): a liquid metal alloy for the formation of stable structures in microchannels at room temperature Adv. Funct. Mater. 18 1097-104

[0107] 7. So J-H, Thelen J, Qusba A, Hayes G J, Lazzi G and Dickey M D 2008 Reversibly deformable and mechanically tunable fluidic antennas Adv. Funct. Mater. 18 1097-104

[0108] 8. Kim H-J, Son C and Ziaie B 2008 A multiaxial stretchable interconnect using liquid-alloy-filled

elastomeric microchannels Appl. Phys. Lett. 92 011904

[0109] 9. Duffy D C, McDonald J C, Schueller O J A and Whitesides G M 1998 Rapid prototyping of microfluidic systems in poly(dimethylsiloxane) Anal. Chem. 70 4974-84

[0110] 10. Unger M A, Chou H-P, Thorsen T, Scherer A and Quake S R 2000 Monolithic microfabricated valves and pumps by multilayer soft lithography Science 288 113-6

[0111] 11. Quake S R and Scherer A 2000 From micro- to nano-fabrication with soft materials Science 290 1536-40

[0112] 12. Hoshi T and Shinoda H 2006 Robot skin based on touch- area- sensitive tactile element Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA' 06)(Orlando, FL, May 2006) pp 3463-8

[0113] 13. Chigusa H, Makino Y and Shinoda H 2007 Large area sensor skin based on two-dimensional signal transmission technology Proc. IEEE EuroHaptics Conf. and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems (WHC' 07) (Tsukuba, Japan, March 2007) pp 151-6

[0114] 14. Yoshikai T, Fukushima H, Hayashi M and Inaba M 2009 Development of soft stretchable knit sensor for humanoids' whole-body tactile sensibility Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robots(ICHR' 09)(Paris, France, Dec. 2009) pp 624-31

[0115] 15. Cotton D, Graz I M and Lacour S P 2009 A multifunctional capacitive sensor for stretchable electronic skins IEEE Sensors J. 9 2008-9

[0116] 16. Alirezaei H, Nagakubo A and Kuniyoshi Y 2007 A highly stretchable tactile distribution sensor for smooth surfaced humanoids Proc. IEEE-RAS Int. Conf. on Humanoid Robots(ICHR' 07)(Pittsburgh, PA, Nov. 2007) pp 167-73

[0117] 17. Ventrelli L, Beccai L, Mattoli V, Menciassi A and Dario P 2009 Development of a stretchable skin-like tactile sensor based on polymeric composites Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Biomimetics(ROBIO' 09)(Guilin, China, Dec. 2009) pp 123-8

[0118] 18. Lacasse M-A, Duchaine V and Gosselin C 2010 Characterization of the electrical resistance of carbon-black-filled silicone: application to a flexible and stretchable robot skin Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation(ICRA' 10)(Anchorage, AK, May 2010) pp 4842-8

[0119] 19. Wettels N, Santos V J, Johansson R S and Loeb G E 2008 Biomimetic tactile sensor array Adv. Robot. 22 829-49

[0120] 20. Tseng W-Y, Fisher J S, Prieto J L, Rinaldi K, Alapati G and Lee A P 2009 A slow-adapting microfluidic-based tactile sensor J. Micromech. Microeng. 19 085002

[0121] 21. Noda K, Iwase E, Matsumoto K and Shimoyama 1 2010 Stretchable liquid tactile sensor for robot-joints Proc. IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation (ICRA' 10)(Anchorage, AK, May 2010) pp 4212-7

[0122] 22. Takei K, Takahashi T, Ho J C, Ko H, Gillies A G, Leu P W, Fearing R S and Javey A 2010 Nanowire active-matrix circuitry for low-voltage macroscale artificial skin Nature Mater. 9 821-6

[0123] 23. Whitney R J 1949 The measurement of changes in human limb- volume by means of a mercury-in-rubber strain gauge Proc. Physiol. Soc. 109 5-6

[0124] 24. Rastrelli L U, Anderson E L and Michie J D 1967 Elastomeric strain gauge US Patent 3,304,528

[0125] 25. Pique A, Chrisey D B, Fitz-Gerald J M, McGill R A, Auyeung R C Y, Wu H D, Lakeou S, Nguyen V, Chung R and Duignan M 1967 Direct writing of electronic and sensor materials using a laser transfer technique J. Mater. Res. 15 1872-5

[0126] 26. Menon R, Patel A, Gil D and Smith H 1 2005 Maskless lithography Mater. Today 8 26-33

[0127] 27. Xia Y and Whitesides G M 1998 Soft lithography Annu. Rev. Mater. Sci. 28 153-84

[0128] 28. Tada H, Paris P C and Irwin G R 2000 The Stress Analysis of Cracks Handbook 3rd edn(New York: ASME Press)

[0129] 29. Anderson T L 2005 Fracture Mechanics: Fundamentals and Applications 3rd edn(Boca Raton, FL: Taylor and Francis)

[0130] 30. Anderson T L 2005 Theory of Elasticity 3rd edn(New York: McGraw-Hill)

[0131] 31. Tajima R, Kagami S, Inaba M, and Inoue H, "Development of soft and distributed tactile sensors and the application to a humanoid robot," Adv. Rob., vol. 16, no. 4, pp. 381-397, 2002.

[0132] 32. Park Y-L, Ryu S C, Black R J, Chau K, Moslehi B, and Cutkosky M R, "Exoskeletal force-sensing end-effectors with embedded optical fiber-bragg-grating sensors," IEEE Trans. Rob., vol. 25, no. 6, pp. 1319-1331, December 2009.

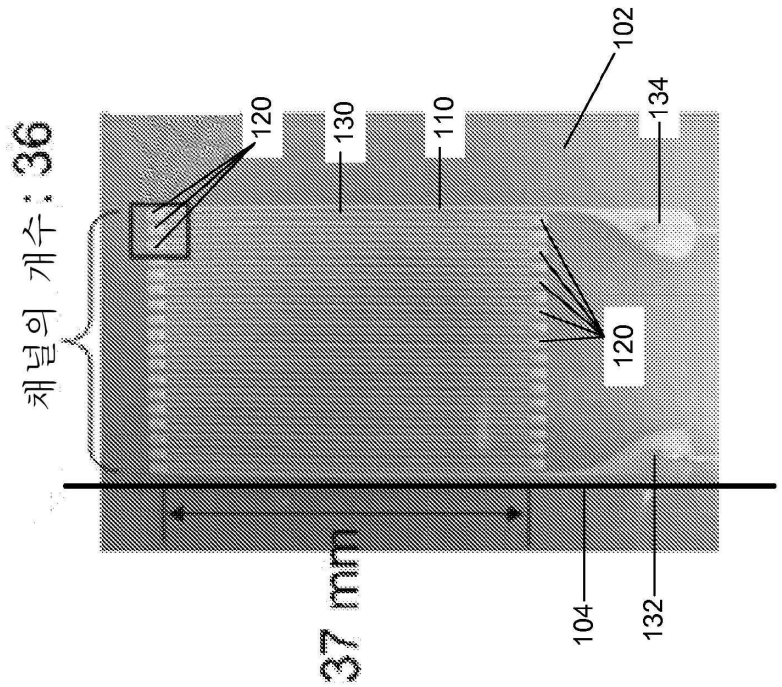
[0133] 33. Park Y-L, Chen B, Young D, Stirling L, Wood R J, Goldfield E, and Nagpal R, "Bio-inspired active soft orthotic device for ankle foot pathologies," in Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intell. Rob. Syst., San Francisco, CA, September 2011.

[0134] 34. Park Y-L, Majidi C, Kramer R, Berard P, and Wood R J, "Hyperelastic pressure sensing with a liquid-embedded elastomer," J. Micromech. Microeng., vol. 20, no. 12, 2010.

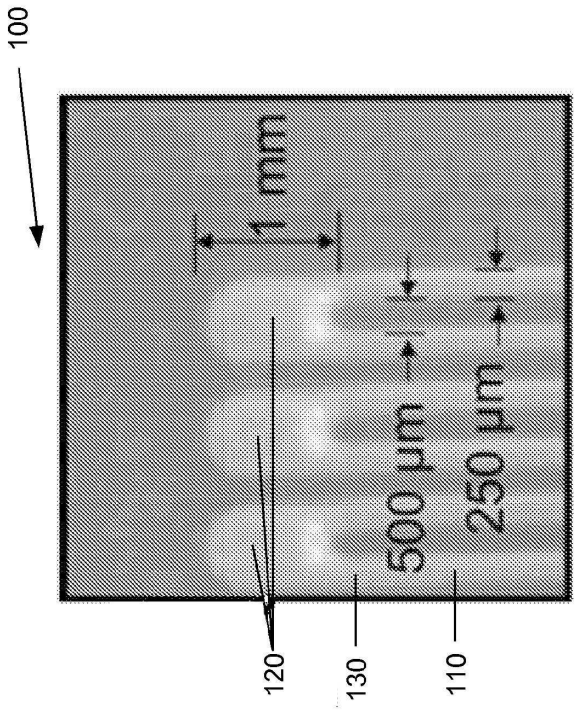
[0135] 35. Herr H M and Kornbluh R D, "New horizons for orthotic and prosthetic technology: artificial muscle for ambulation," in Proc. SPIE, vol. 5385, 2004, pp. 1-9.

도면

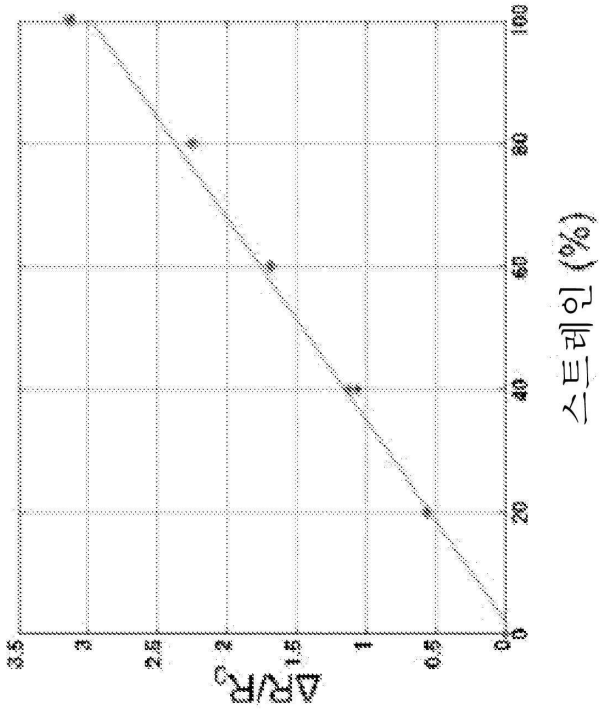
도면1



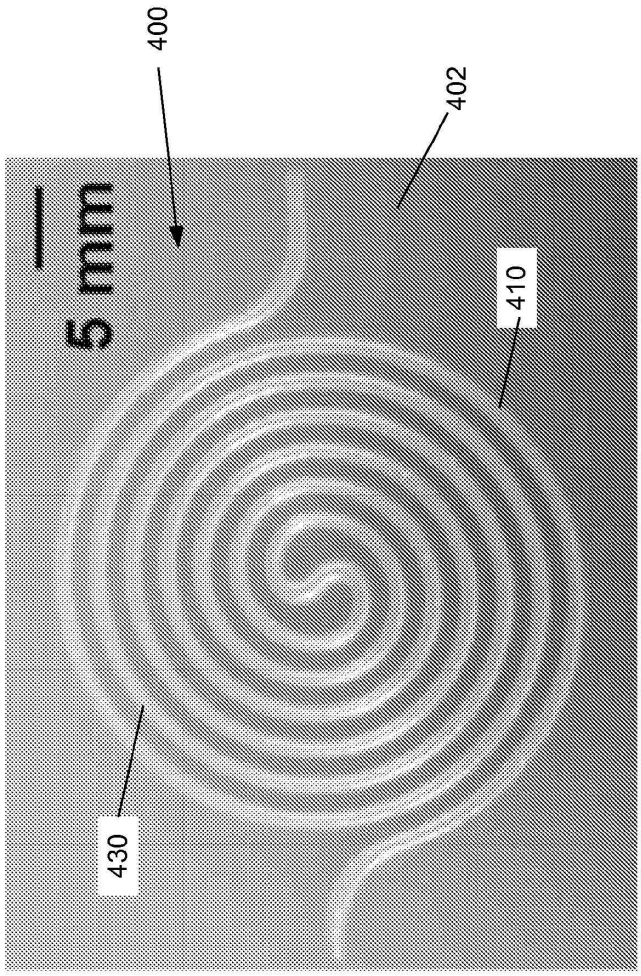
도면2


100
1 mm
500 μm
250 μm
120
130
110

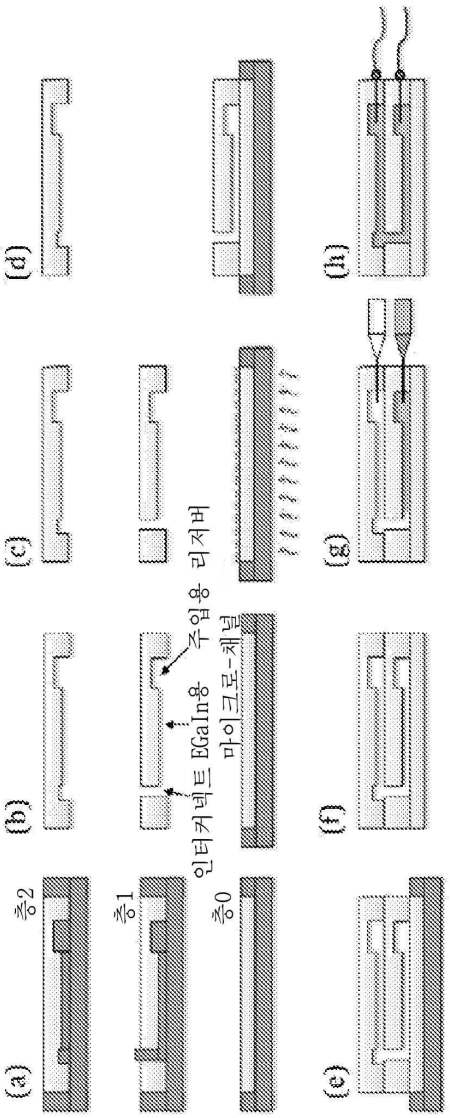
도면3


ΔR/R0
스트레인 (%)
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
0
20
40
60
80
100

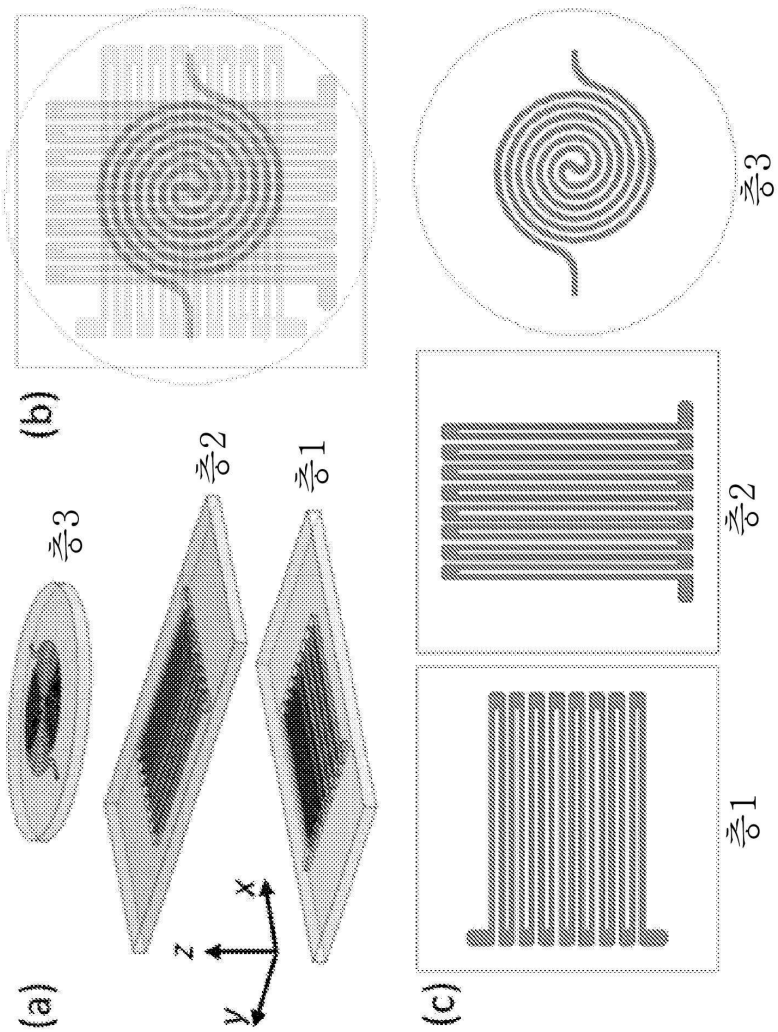
도면4



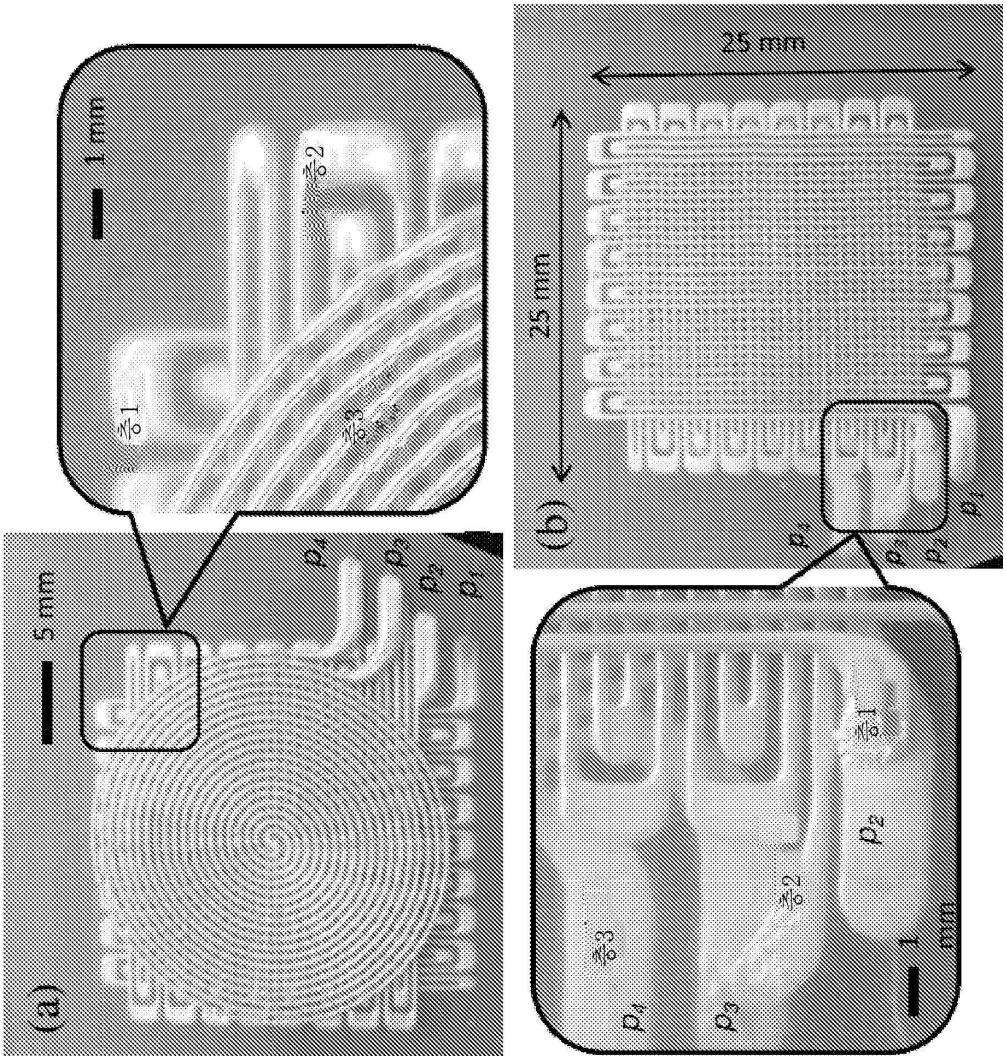
도면5



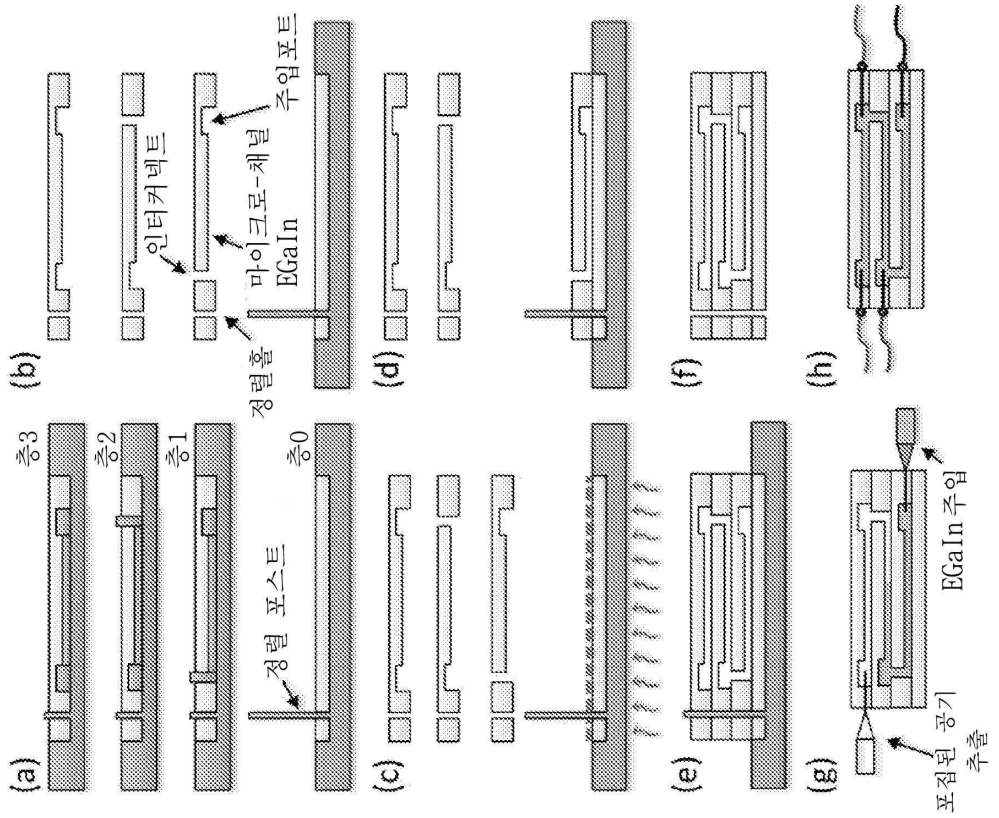
도면6



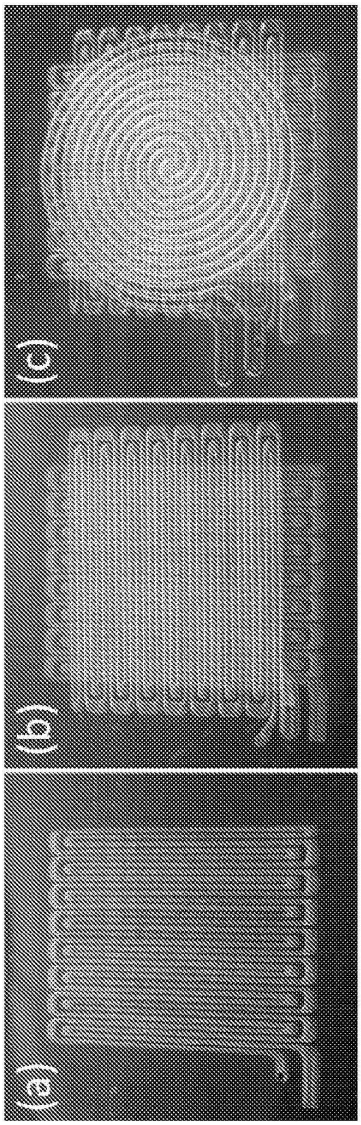
도면7



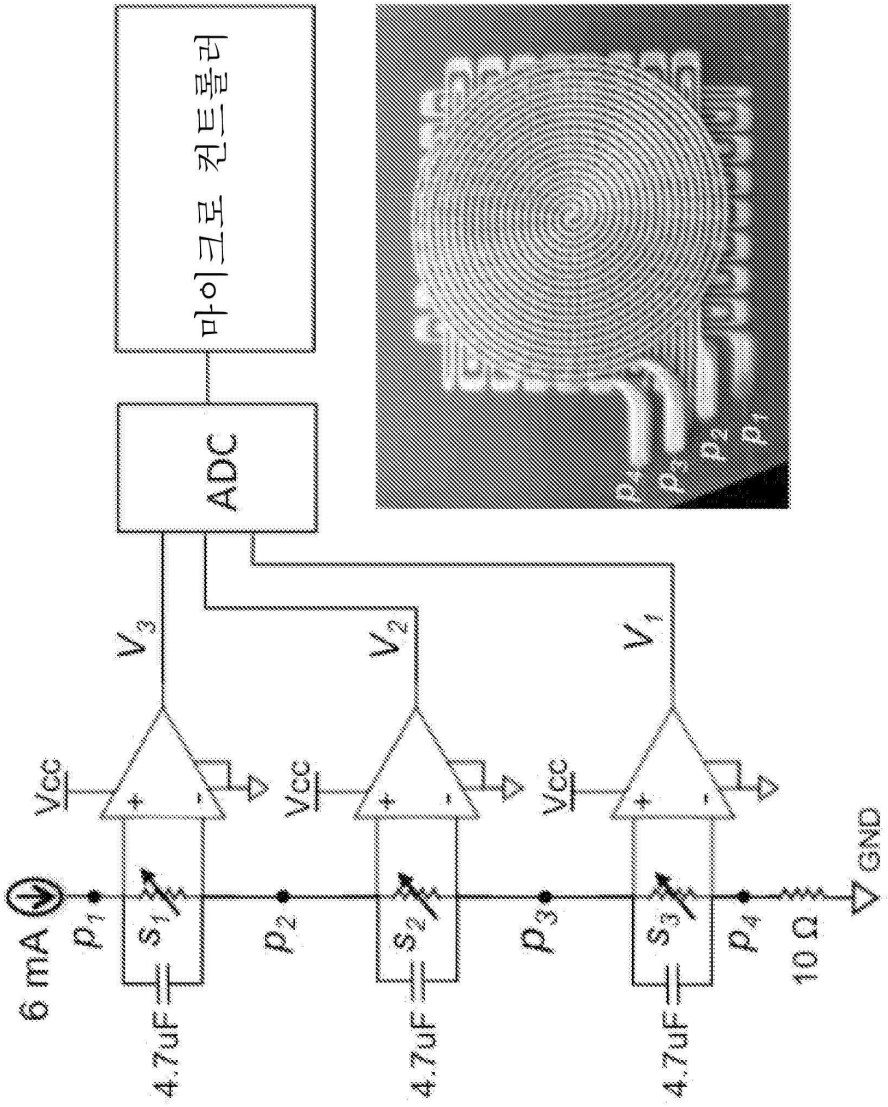
도면8


(a)
층3
층2
층1
층0
정렬 포스트
(b)
인터커넥트
정렬홀
마이크로-채널
EGaIn
주입포트
(c)
(d)
(e)
(f)
(g)
포집된 공기
추출
EGaIn 주입
(h)

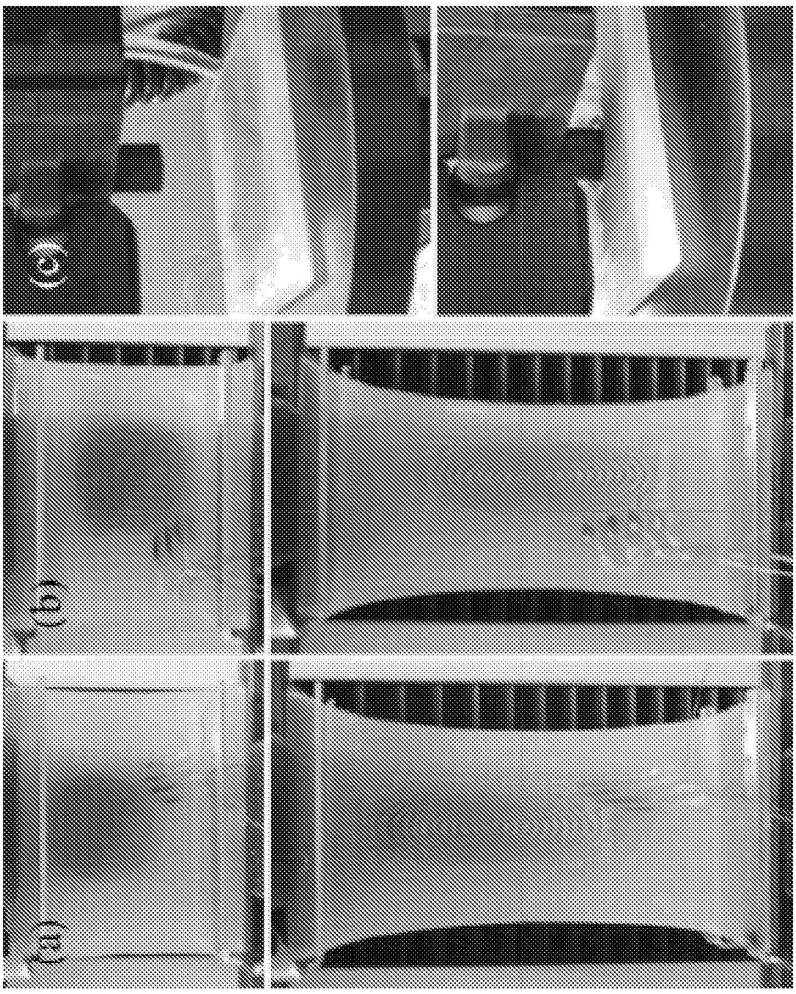
도면9



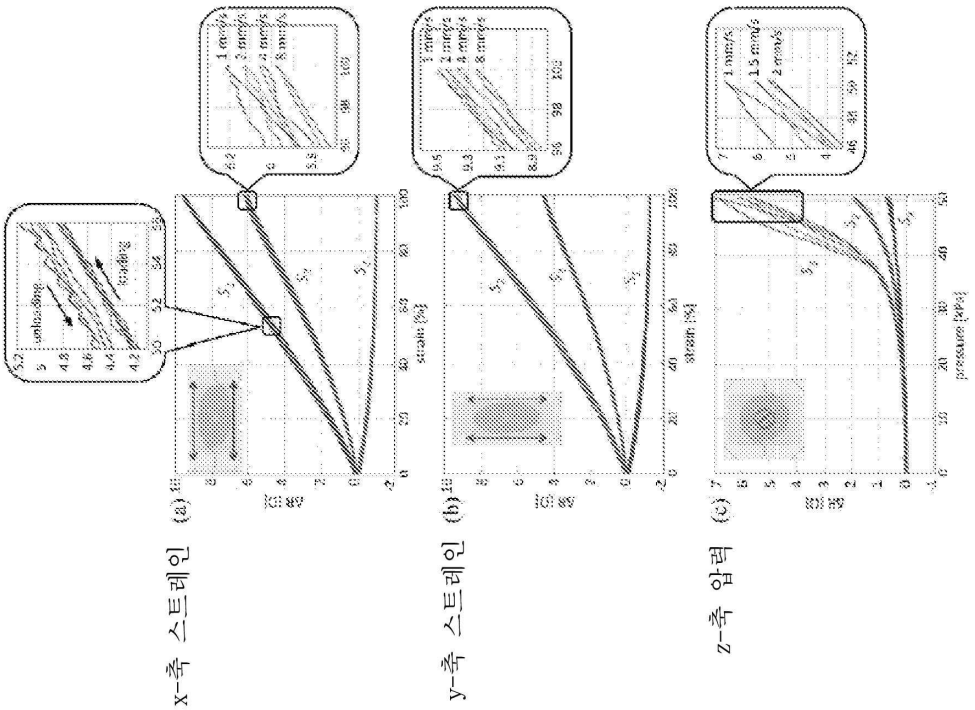
도면10a


마이크로 컨트롤러
ADC
V_3
V_2
V_1
Vcc
Vcc
Vcc
6 mA
p_1
p_2
p_3
p_4
s_1
s_2
s_3
4.7uF
4.7uF
4.7uF
10 Ω
GND

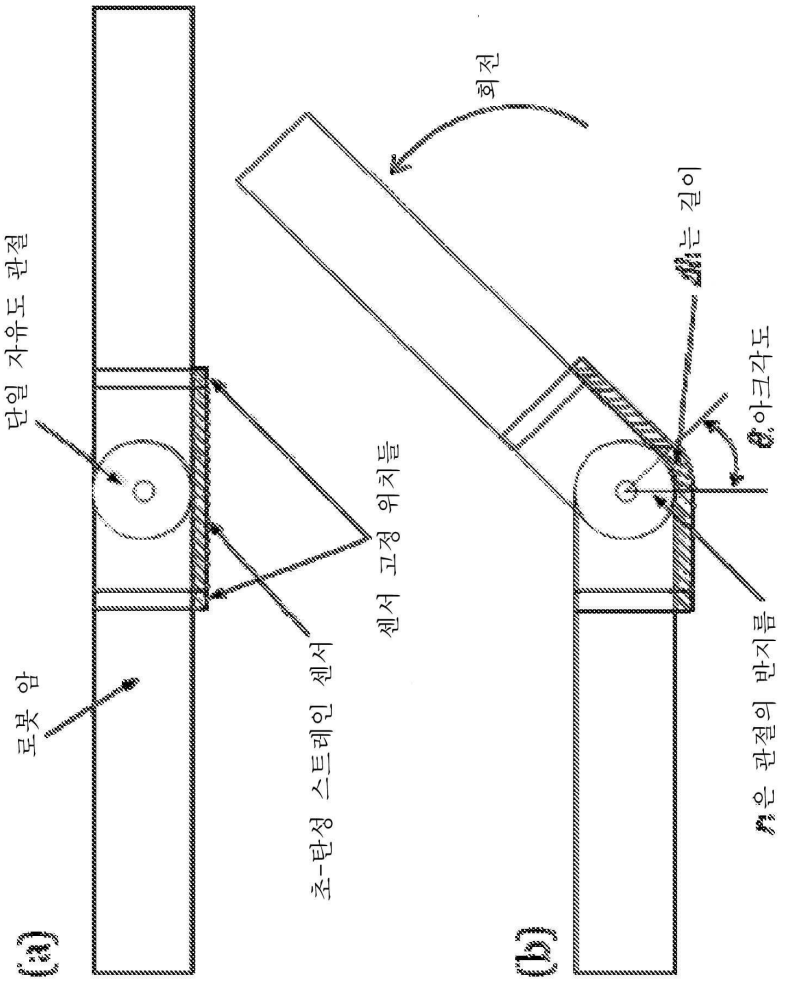
도면10b



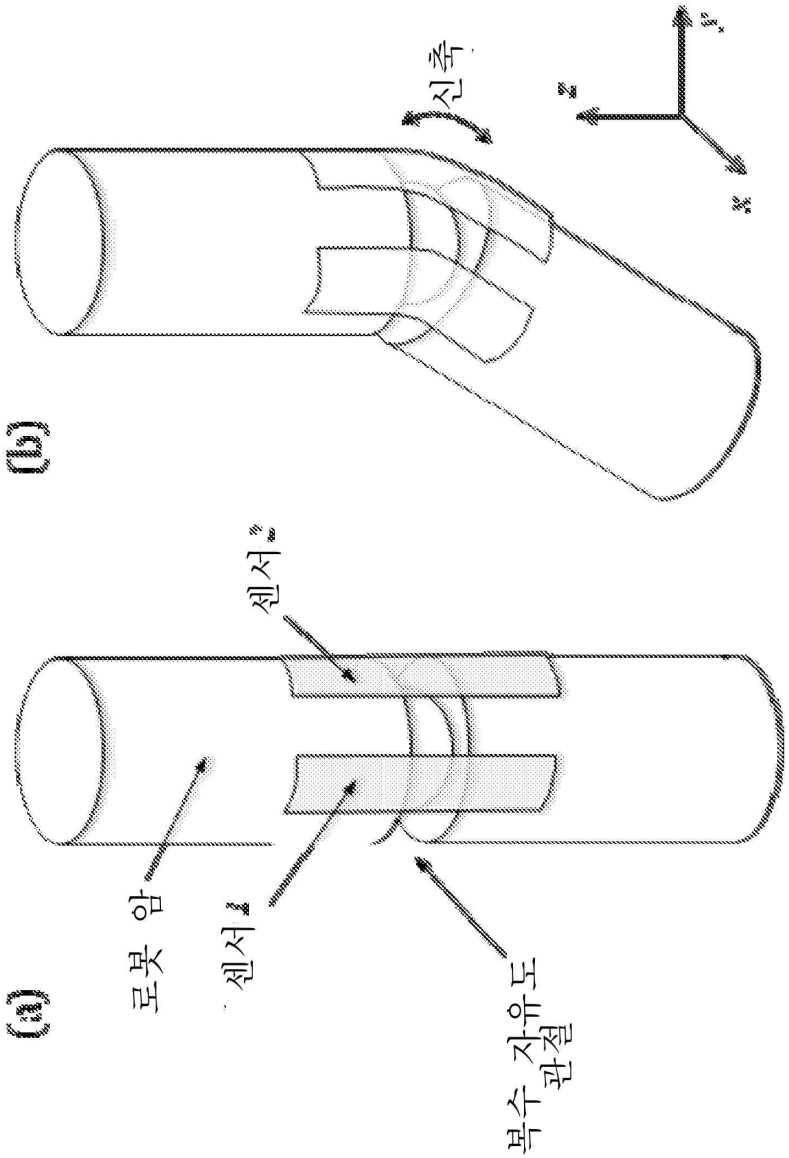
도면11



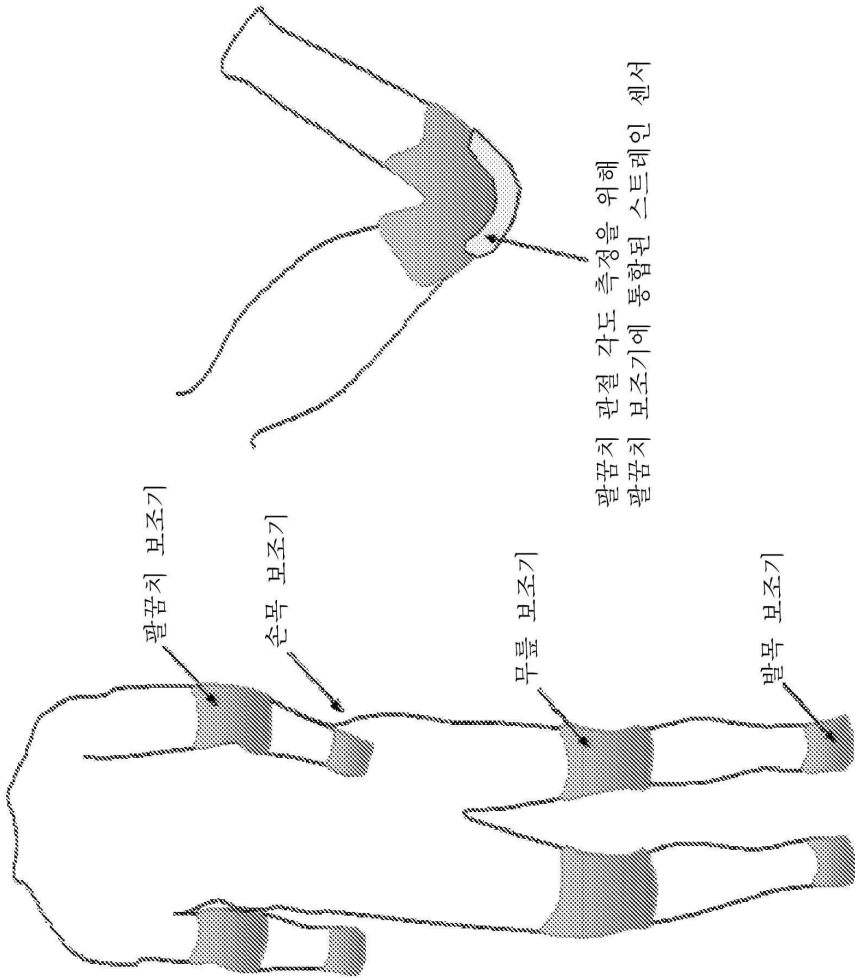
도면12


(a)
단일 자유도 관절
로봇 암
초-탄성 스트레인 센서
센서 고정 위치틀
(b)
회전
l_1는 길이
θ, 아크각도
r_1은 관절의 반지름

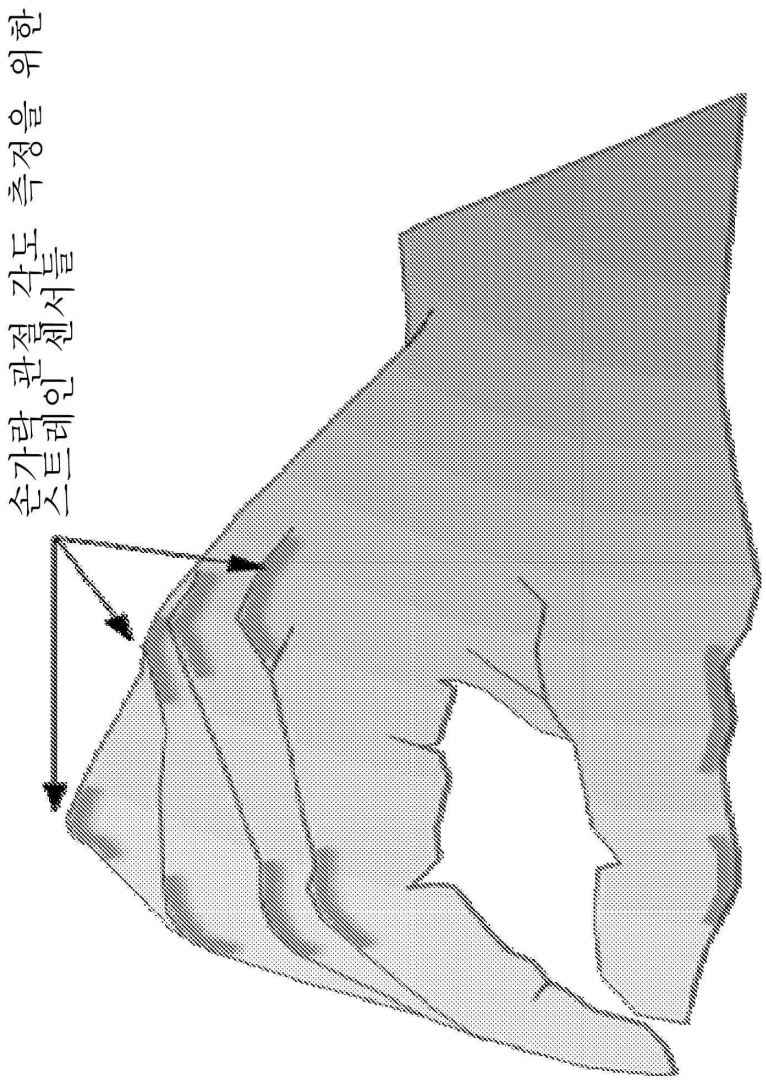
도면13



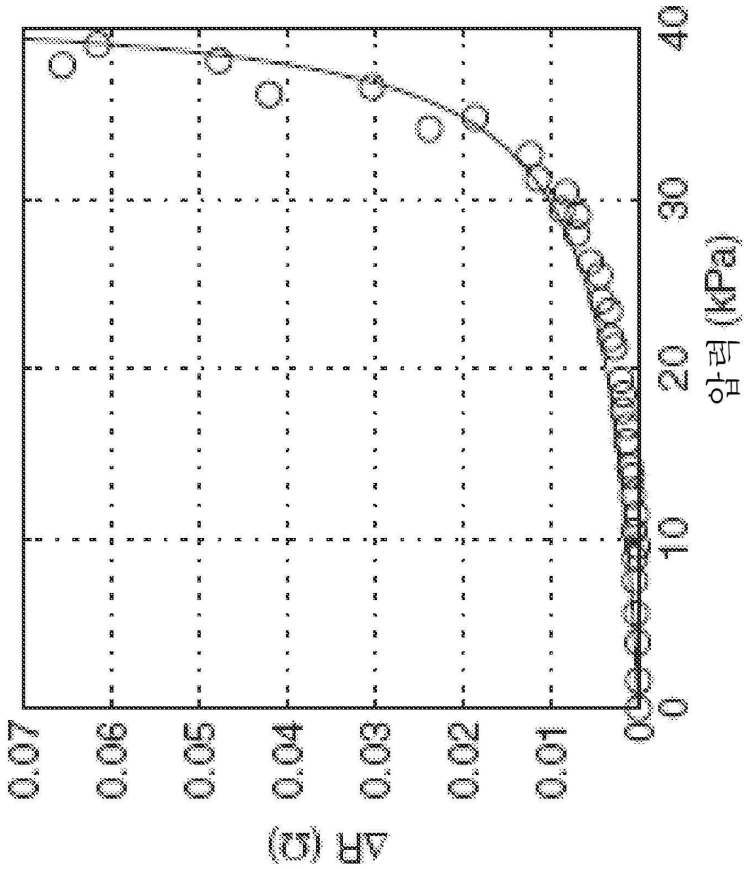
도면14



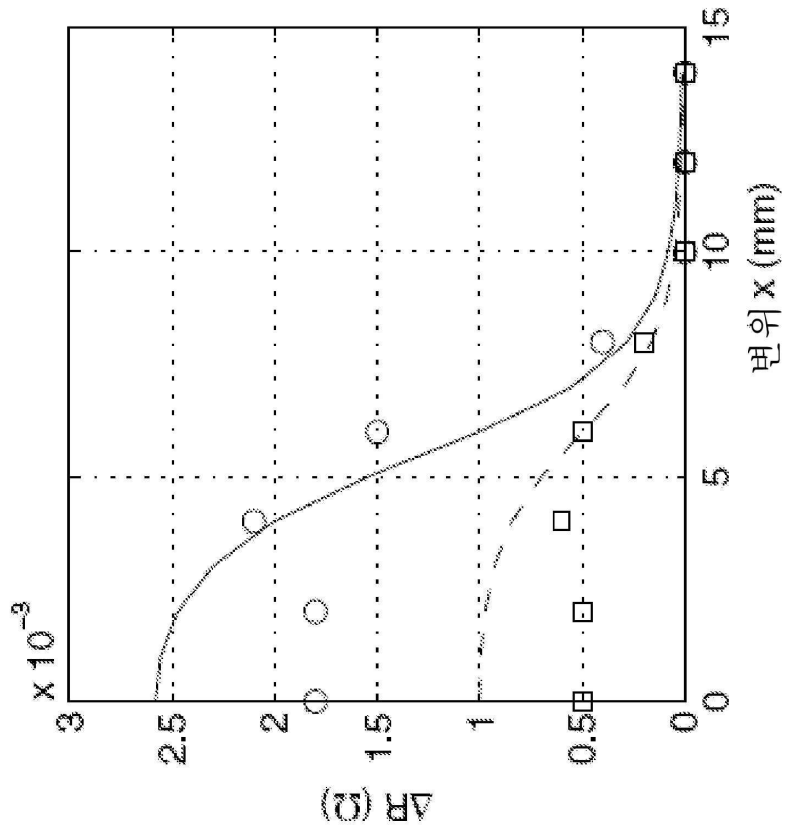
도면15



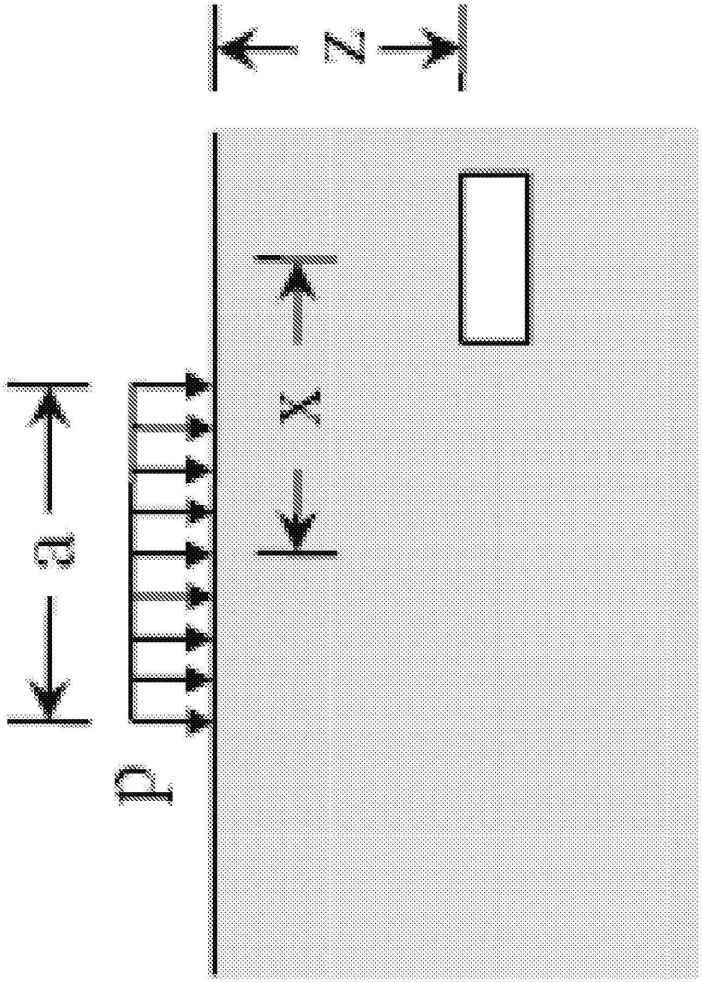
도면16



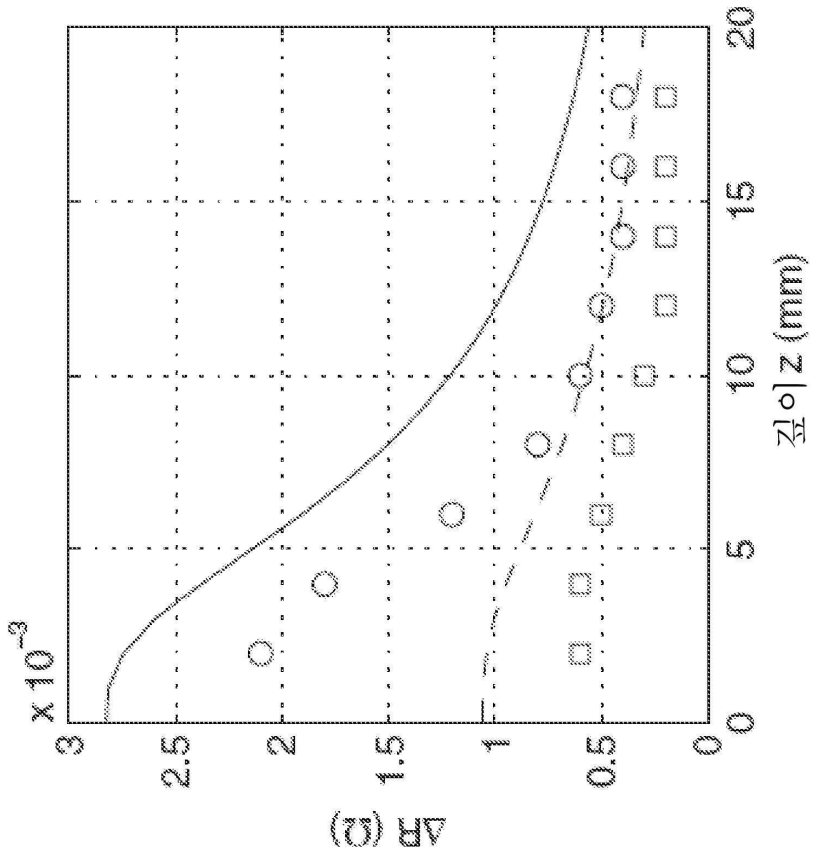
도면17



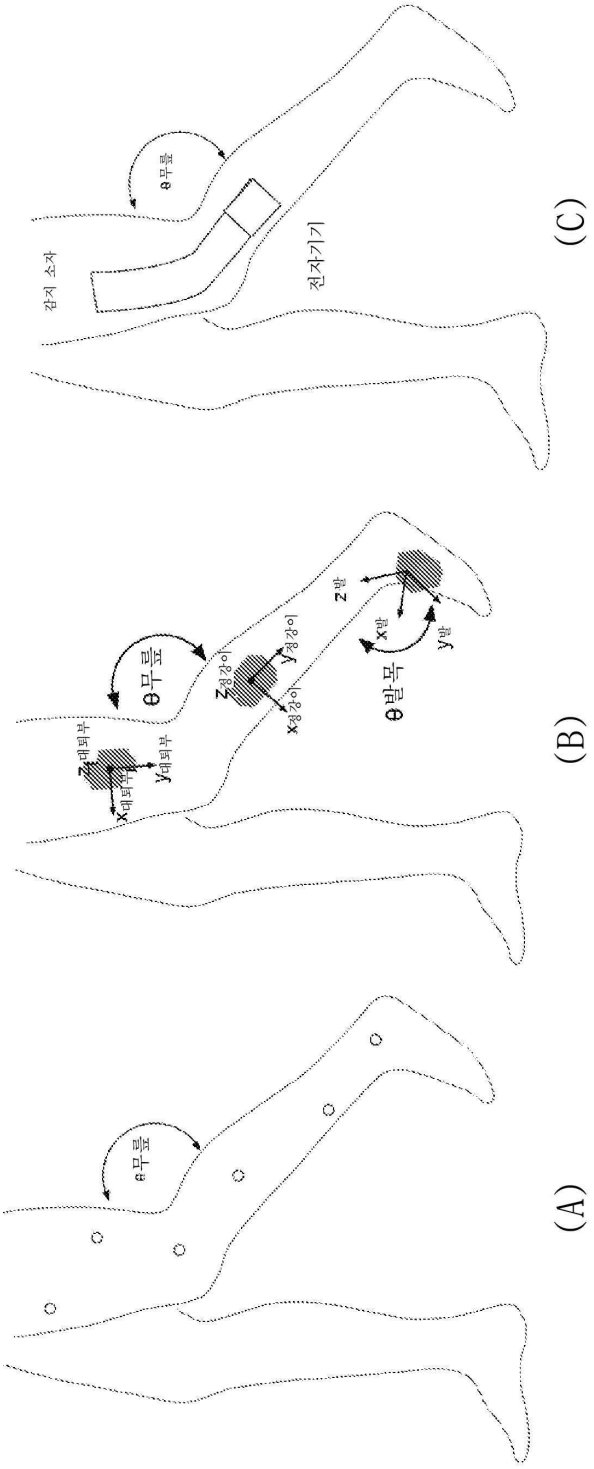
도면18



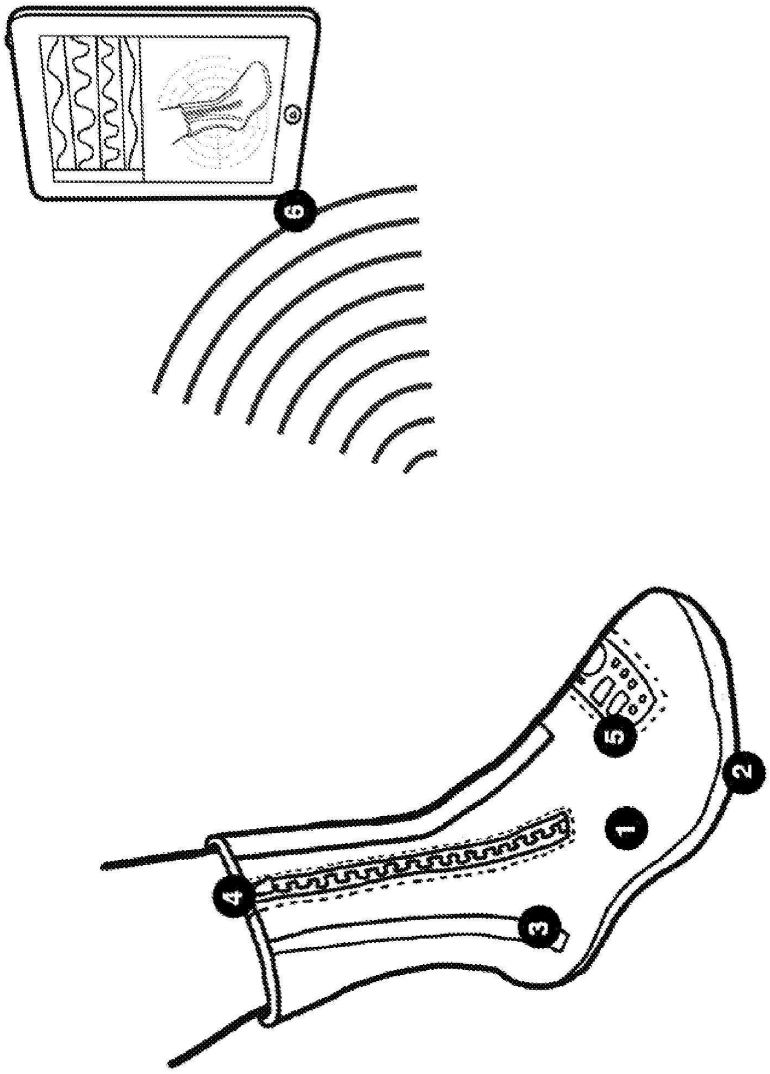
도면19



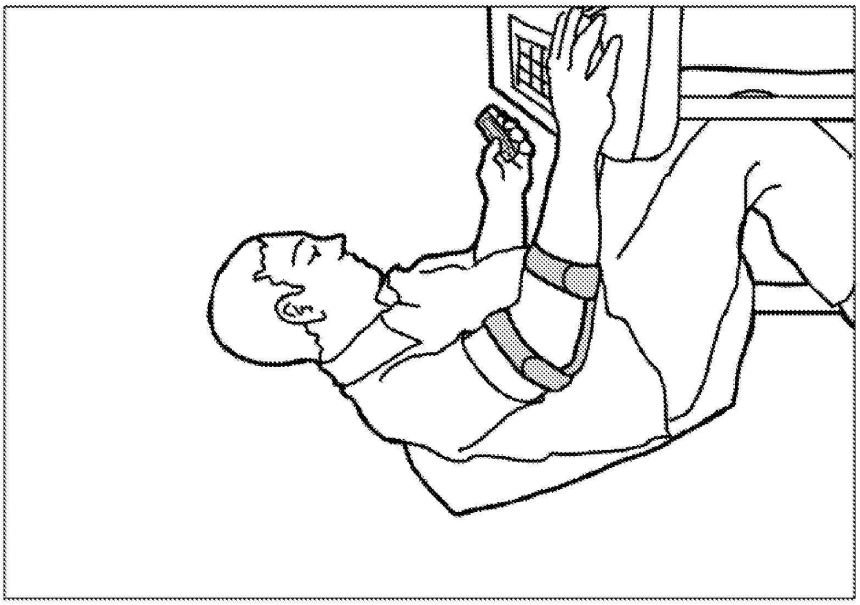
도면20


(A)
θ무릎
(B)
θ무릎
z데피부
y데피부
x데피부
z점강이
y점강이
x점강이
θ발목
z발
x발
y발
(C)
θ무릎
감지 소자
전자기기

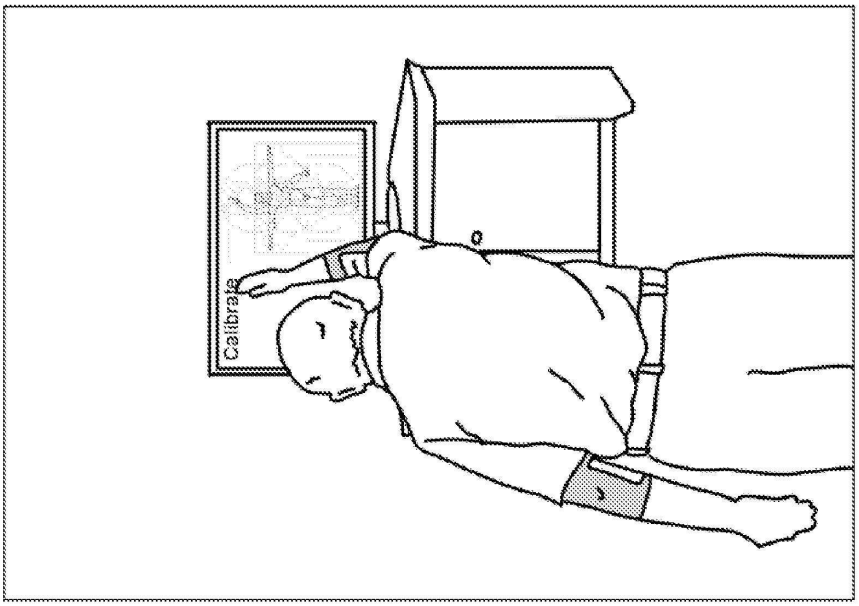
도면21



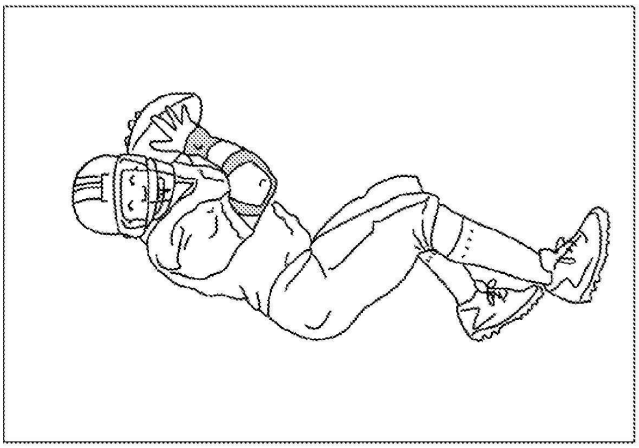
도면22a



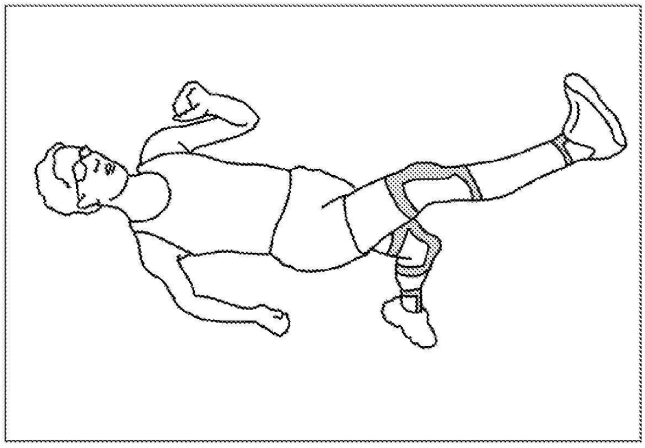
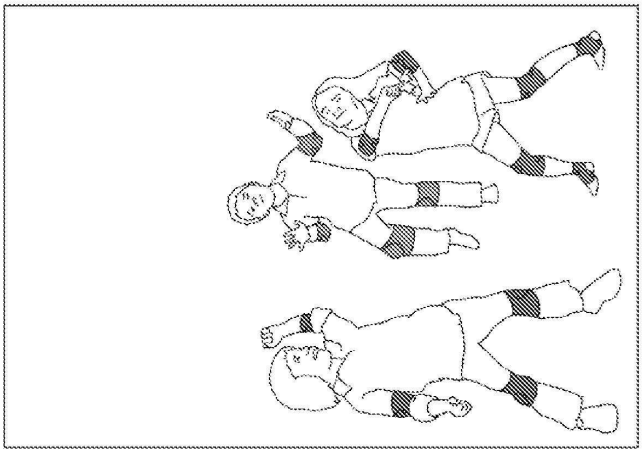
도면22b



도면22c



도면22d



도면22e