(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0042968
(43) 공개일자 2014년04월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 37/00 (2006.01) *G01N 35/08* (2006.01)
A61M 35/00 (2006.01) *A61M 3/00* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0109080
(22) 출원일자 2012년09월28일
심사청구일자 2012년09월28일

(71) 출원인
이화여자대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 이화여대길 52 (대현동, 이화여자대학교)
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50, 연세대학교 (신촌동)
(72) 발명자
박성수
서울 영등포구 여의동로3길 10, 401동 304호 (여의도동, 여의도자이)
김소현
경기도 파주시 교하읍 동패동 교하신도시 블록 휴먼시아 한울마을 411동 903호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인엠에이피에스

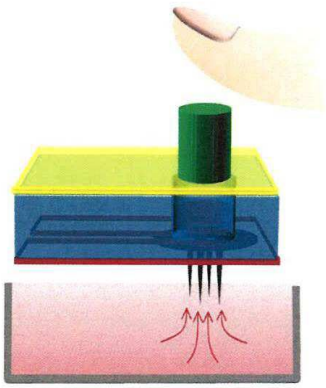
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 **미세 유체 소자, 이의 제조방법, 및 이를 포함하는 바이오 분석 플랫폼**

(57) 요 약

미세 유체 소자, 상기 미세 유체 소자의 제조방법, 및 상기 미세 유체 소자를 포함하는 바이오 분석 플랫폼에 관한 것이다.

대 표 도 - 도4



(72) 발명자

정형일

서울 은평구 증산로15길 35-10, 2동 301호 (신사동, 미성아파트)

리성국

서울 서대문구 연희로18안길 6, (연희동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1345168158
부처명	교육과학기술부
연구사업명	공공복지안전연구사업
연구과제명	마이크로니들을 이용한 최소침습, 비면역성 혈액 채취 기술 개발
기 여 율	1/1
주관기관	연세대학교 산학협력단
연구기간	2010.08.16 ~ 2015.07.31

특허청구의 범위

청구항 1

탄성체의 복원력을 이용하여 음압(negative pressure)을 형성하는 펌핑부, 및

친수성 폴리머를 함유하는 미세 채널을 포함하는 채널부

를 포함하고,

상기 펌핑부에 의해 형성되는 음압에 의하여 외부의 액체가 상기 미세 채널로 도입되어 이송되는 것인,

미세 유체 소자.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 펌핑부는,

홀을 포함하는 몸체;

외부의 압력에 의하여 상기 몸체의 상기 홀 내로 인입되는 실린더; 및

상기 몸체와 상기 실린더 사이에 위치하며, 상기 실린더의 인입에 따라 상기 홀 내로 인입되는, 복원력을 가진 패드

를 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 채널부는 상기 몸체에 부착되어 있는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 친수성 폴리머는 우레탄계열 폴리머를 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는, 소수성 물질을 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 소수성 물질은 PDMS(polydimethylsiloxane), 폴리스티렌(polystylene), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리염화비닐(polyvinyl chloride, PVC), 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 및 이들의 조합들로 이루어지는 군으로부터 선택되는 것을 포함하는 것인,

미세 유체 소자.

청구항 7

제 2 항에 있어서,

상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는 탄성체를 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 미세 유체 소자는 마이크로니들을 추가로 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 마이크로니들은 상기 채널부에 부착되어 있는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 10

제 8 항에 있어서,

상기 마이크로니들은 길이가 1 ㎛ 내지 5,000 ㎛이고 내경이 10 ㎛ 내지 100 ㎛인 것을 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 미세 유체 소자는 면역반응키트, 단백질 어레이, 펩타이드 어레이, 또는 특정 세포 분리용 미세 유체 소자를 추가로 포함하는 것인, 미세 유체 소자.

청구항 12

실린더, 패드, 및 몸체를 준비하는 단계;

미세 채널의 주형 상에 친수성 폴리머를 주입하고 이를 경화시켜 채널부를 형성하는 단계;

상기 채널부를 소수성 물질로 코팅하는 단계; 및

상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 접착시키는 단계

를 포함하는,

미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 친수성 폴리머는 우레탄계열 폴리머를 포함하는 것인, 미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는 소수성 물질을 포함하는 것인, 미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 소수성 물질은 PDMS(polydimethylsiloxane), 폴리스티렌(polystylene), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리염화비닐(polyvinyl chloride, PVC), 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 및 이들의 조합들로 이루어지는 군으로부터 선택되는 것을 포함하는 것인, 미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 16

제 12 항에 있어서,

상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 접착시키는 단계는, 각각의 접착하고자 하는 면에 산소 플라즈마를 처리하여 접착시키는 것을 포함하는 것인, 미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 17

제 12 항에 있어서,

상기 채널부에 마이크로니들을 접착시키는 것을 추가로 포함하는 것인, 미세 유체 소자의 제조방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 마이크로니들은 길이가 1 ㎛ 내지 5,000 ㎛이고 내경이 10 ㎛ 내지 100 ㎛인 것을 포함하는 것인, 미세 유체소자의 제조방법.

청구항 19

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 따른 미세 유체 소자를 포함하는, 바이오 분석 플랫폼.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본원은, 미세 유체 소자, 상기 미세 유체 소자의 제조방법, 및 상기 미세 유체 소자를 포함하는 바이오 분석 플랫폼에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 미세 유체 공학을 이용하여 제조하는 미세 유체 소자는 미세 채널 (마이크로 채널 또는 나노 채널)을 포함하고

있는 칩이다. 이러한 미세 유체 소자는 미세 채널을 통해 소량의 유체가 흘러가도록 하여 각종 반응과 작용이 일어나도록 함으로서 기존의 실험실에서 여러 복잡한 공정을 거쳐야 했던 작업들이 칩 상에서 이루어지도록 할 수 있다. 그러한 이유로 상기 미세 유체 소자를 랩온어칩(lab-on-a-chip)이라고 하기도 한다.

[0003] 구체적으로, 미세 유체 소자는 샘플의 주입 및 혼성화 반응과 검출 등 실험의 전 과정을 하나의 작은 소자를 이용하여 자동적으로 처리하기 위한 것이다. 이러한 미세 유체 소자의 내부에는 머리카락보다 좁은 단수 또는 복수의 미세 채널이 형성되어 있다.

[0004] 미세 유체 소자는 또한 생분자 물질의 분석 및 분류, 또는 단분자 레벨의 연구 등 나노 바이오 기술의 다양한 응용 분야에 적용될 수 있다. 이러한 미세 유체 소자를 제조하는 방법의 한 예로, 전자 빔 리소그래피와 에칭 등의 공정을 이용하여 채널을 형성한 후 그 위에 커버층을 덮는 방법이 있는데, 이러한 방법은 고온 고압 조건 하에 수행되어야 하므로 제조가 어렵고 제조단가가 비싸다. 예를 들어, 대한민국 공개특허 제2008-0021103호는 무기고분자 및 친수성 고분자를 이용한 미세·나노유체 소자 및 MEMS 미세구조물 제조 방법에 대하여 개시하고 있다.

[0005] 따라서, 미세 유체 소자 제조시에는 커버층과 채널층이 결합하는데 필요한 공정을 줄임과 동시에, 유체의 도입에 필수적인 친수성이 오랜 기간 유지되며 유체가 흐를 수 있는 채널의 공간을 확보하는 것이 중요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본원은, 친수성의 미세 채널을 가지는 미세 유체 소자, 상기 미세 유체 소자의 제조방법, 및 상기 미세 유체 소자를 포함하는 바이오 분석 플랫폼을 제공하고자 한다.

[0007] 그러나, 본원이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0008] 본원의 제 1 측면은, 탄성체의 복원력을 이용하여 음압(negative pressure)을 형성하는 펌핑부, 및 친수성 폴리머를 함유하는 미세 채널을 포함하는 채널부를 포함하고, 상기 펌핑부에 의해 형성되는 음압에 의하여 외부의 액체가 상기 미세 채널로 도입되어 이송되는 것인 미세 유체 소자를 제공할 수 있다.

[0009] 본원의 제 2 측면은, 실린더, 패드, 및 몸체를 준비하는 단계; 미세 채널의 주형 상에 친수성 폴리머를 주입하고 이를 경화시켜 채널부를 형성하는 단계; 상기 채널부를 소수성 물질로 코팅하는 단계; 및 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 접착시키는 단계를 포함하는 미세 유체 소자의 제조방법을 제공할 수 있다.

[0010] 본원의 제 3 측면은, 본원의 제 1 측면에 따른 미세 유체 소자를 포함하는 바이오 분석 플랫폼을 제공할 수 있다.

발명의 효과

[0011] 본원에 따르면, 친수성의 미세 채널을 가져 외부의 용액이나 혈액을 용이하게 상기 미세 채널 내로 이송할 수 있으며, 제조가 용이하고 제조단가가 상대적으로 저렴한 미세 유체 소자 및 그 제조방법을 제공할 수 있다.

[0012] 또한, 본원의 미세 유체 소자는 면역반응키트, 단백질 어레이, 또는 펩타이드 어레이 등의 바이오칩을 포함하여 혈액 등의 체액으로부터 신속하게 분석을 행하여 결과를 확인할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본원의 일 구현예에 따른 미세 유체 소자의 구성 요소들을 나타낸 개략도이다.

도 2는 본원의 일 구현예에 따른 미세 유체 소자의 제조 과정을 나타낸 개략도이다.

도 3은 본원의 일 구현예에 따른 미세 유체 소자의 제조 과정을 나타낸 개략도이다.

도 4는 본원의 일 구현예에 따른 미세 유체 소자의 사용법을 나타낸 개략도이다.

도 5는 본원의 일 실시예에 따라 제조된 미세 유체 소자의 이미지이다.

도 6은 본원의 일 실시예에 따라 제조된 마이크로니들의 이미지이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 아래에서는 첨부한 도면을 참조하여 본원이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본원의 실시예를 상세히 설명한다. 그러나 본원은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본원을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0015] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0016] 본원 명세서에서 사용되는 정도의 용어 "약", "실질적으로" 등은 언급된 의미에 고유한 제조 및 물질 허용오차가 제시될 때 그 수치에서 또는 그 수치에 근접한 의미로서 사용되고, 본원의 이해를 돕기 위해 정확하거나 절대적인 수치가 언급된 개시 내용을 비양심적인 침해자가 부당하게 이용하는 것을 방지하기 위해 사용된다. 또한, 본원 명세서 전체에서, "~하는 단계" 또는 "~의 단계"는 "~를 위한 단계를 의미하지 않는다.

[0017] 본원 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 “상에” 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.

[0018] 본원 명세서 전체에서, 마쿠시 형식의 표현에 포함된 “이들의 조합”의 용어는 마쿠시 형식의 표현에 기재된 구성 요소들로 이루어지는 군에서 선택되는 하나 이상의 혼합 또는 조합을 의미하는 것으로서, 상기 구성 요소들로 이루어지는 군에서 선택되는 하나 이상을 포함하는 것을 의미한다.

[0019] 본원의 제 1 측면은, 탄성체의 복원력을 이용하여 음압(negative pressure)을 형성하는 펌핑부, 및 친수성 폴리머를 함유하는 미세 채널을 포함하는 채널부를 포함하고, 상기 펌핑부에 의해 형성되는 음압에 의하여 외부의 액체가 상기 미세 채널로 도입되어 이송되는 것인 미세 유체 소자를 제공할 수 있다.

[0020] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 펌핑부는, 홀을 포함하는 몸체; 외부의 압력에 의하여 상기 몸체의 상기 홀 내로 인입되는 실린더; 및 상기 몸체와 상기 실린더 사이에 위치하며, 상기 실린더의 인입에 따라 상기 홀 내로 인입되는, 복원력을 가진 패드를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0021] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 미세 유체 소자는 마이크로니들을 추가로 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 원형기판 상에 부착된 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0022] 이와 관련하여, 도 1은 본원의 일 구현예에 따른 상기 실린더(110), 상기 패드(130), 상기 몸체(170)및 상기 몸체에 포함된 상기 홀(150), 상기 채널부(190), 및 상기 마이크로니들(210)의 개략도이다.

[0023] 예를 들어, 상기 미세 유체 소자의 상기 실린더에 압력을 가하면, 상기 실린더가 상기 패드와 함께 상기 홀 내로 인입된다. 이후, 상기 압력을 제거하면 상기 패드의 복원력에 의하여 상기 실린더 및 상기 패드가 복원되고, 이에 의하여 상기 홀 내에 음압이 형성된다. 상기 음압에 의하여, 상기 마이크로니들로부터 외부의 액체, 예를 들어, 혈액, 체액, 또는 검사액 등이 상기 채널의 입구로 인입될 수 있고, 상기 채널의 친수성에 의하여 상기 외부의 액체가 상기 채널로 유입되게 된다.

[0024] 상기 마이크로니들은 일 말단이 날카롭게 연마되므로, 인체를 포함하는 생체에 투입되어 혈액 또는 체액 등의 채취가 가능할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0025] 본원의 비제한적인 구현예에 있어서, 상기 실린더의 상기 홀 내로의 인입의 용이성을 위하여, 상기 실린더의 직경은 상기 홀의 직경과 같거나 작을 수 있다.

[0026] 예를 들어, 상기 채널부는, 친수성 폴리머를 함유하는 미세 채널을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 채널부에 포함된 상기 미세 채널의 일 말단에 외부 액체의 유입을 용이하게 하기 위한 구멍이 형성되어 있을 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 구멍의 직경은, 상기 마이크로니들이 부착된 상기 기판의 직경 또는 크기보다 작은 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들을 통하여 유입된 외부의 액체가 상기 구멍을 통하여 상기 미세 채널의 입구를 거쳐 상기 미세 채널 내부로 이송되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0027] 예를 들어, 상기 채널부는 소수성 물질에 의하여 그 일 면 또는 양 면이 코팅되어 있을 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0028] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 채널부는 상기 몸체에 부착되어 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0029] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 친수성 폴리머는 우레탄계열 폴리머를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0030] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 친수성 폴리머는 NOA(Norland Optical Adhesive)를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 상기 NOA는 Norland Products Inc. 사의 제품명으로서, 아크릴레이티드 폴리우레탄 계열의 투명하고, 무색이며, 액상의 광중합성 폴리머 화합물이며, 자외선에 노출시켜 경화시킬 수 있는 것이나, 이에 제한되는 것은 아니다. 상기 NOA는 Norland Products Inc. 사로부터 용이하게 구입할 수 있다. 예를 들어, 상기 NOA는 NOA60, NOA61, NOA63, NOA65, NOA68, NOA68T, NOA71, NOA72, NOA73, NOA74, NOA75, NOA76, NOA78, NOA81, NOA83H, NOA84, NOA85, NOA86, NOA86H, NOA87, NOA88, NOA89, NOA13685, NOA1375, NOA138, NOA142, NOA144, NOA148, NOA1625, 또는, NOA164를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 NOA63을 상기 친수성 폴리머로 사용할 경우, 강도가 우수하여 내구성이 강한 특성을 가질 수 있다.

[0031] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는, 소수성 물질을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0032] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 소수성 물질은 PDMS(polydimethylsiloxane), 폴리스티렌(polystylene), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리염화비닐(polyvinyl chloride, PVC), 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 및 이들의 조합들로 이루어지는 군으로부터 선택되는 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0033] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는 탄성체를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0034] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 마이크로니들은 상기 채널부에 부착되어 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 친수성 폴리머에 의하여 상기 채널부에 부착되어 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 기판에 부착되어 있으며, 상기 기판이 상기 채널부에 부착되어 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 친수성 폴리머는 우레탄계열 폴리머를 포함하는 것일 수 있으며, 상기 우레탄계열 폴리머는, 상기 NOA를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 NOA는 NOA63을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 친수성 폴리머는, UV 경화성 접착제, 또는 물질의 접착에 일반적으로 사용되는 접착제 중 어느 것이라도 사용될 수 있다.

[0035] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 마이크로니들은 길이가 약 1 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛이고 내경이 약 10 ㎛ 내지 약 100 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 길이가 약 1 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 4,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 3,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 2,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 1,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 500 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 300 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 50 ㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 100 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 300 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 500 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 2,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 3,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 4,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 200 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1,000 ㎛ 내지 약 4,000 ㎛, 약 1,200 ㎛ 내지 약 3,000 ㎛, 약 1,500 ㎛ 내지 약 2,500 ㎛, 약 200 ㎛ 내지 약 2,200 ㎛, 또는, 약 1,000 ㎛ 내지 약 2,000 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 내경이 약 10 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 20 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 30 ㎛ 내지 약 100

㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 70 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 50 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 30 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 20 ㎛, 약 20 ㎛ 내지 약 80 ㎛, 약 30 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 또는, 약 20 ㎛ 내지 약 40 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 중공형 마이크로구조체를 포함할 수 있으며, 상기 중공형 마이크로구조체는 당업계에 공지된 어떠한 중공형 마이크로구조체도 포함할 수 있다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 최소 침습 혈액채취용 중공형 마이크로구조체를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 본원의 상기 마이크로니들은 길이가 약 1 ㎛ 내지 약 5000 ㎛, 내경이 약 10 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 베벨앵글(bevel angle)이 약 5° 내지 약 60°, 팁 첨단부 각도가 약 1° 내지 약 45°, 및 팁 첨단부 횡장이 약 2 ㎛ 내지 약 30 ㎛인 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 상기 베벨은 베벨앵글이 부여된 마이크로니들의 상단부의 선단 부위를 의미하고, 상기 "팁 첨단부"는 마이크로니들 상단부의 선단 부위에 베벨앵글이 부여되어 외부에서 관찰할 수 있는 중공의 상단부로부터 마이크로니들의 가장 끝 부분까지의 부위를 의미한다 (도 6 참조). 상기 "팁 첨단부 횡장"은 팁 첨단부의 중간 부위에서 팁 첨단부를 가로지르는 길이를 의미하고, 상기 "팁 첨단부 각도"는 상기 팁 첨단부에서 양 날 사이의 각도를 의미한다. (도 6 참조). 상기 마이크로니들은 마이크로니들의 팁 첨단부를 연마한 것을 포함할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 마이크로니들을 이용하여 대상, 예를 들어, 인간을 포함하는 포유류로부터 혈액을 무통증, 최소 외상, 및 개선된 효율성으로 채취할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 상기 마이크로니들은 약 2 ㎛ 내지 약 30 ㎛의 팁 첨단부 횡장을 가지는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 약 1° 내지 45° 의 팁 첨단부 각도를 가지는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0036] 예를 들어, 상기 마이크로니들은 원형, 타원형, 또는 다각형의 기판에 부착되어 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0037] 예를 들어, 상기 미세 유체 소자는, 상기 마이크로니들을 용액 표면이나 피부 표면과 접촉시킨 후 상기 실린더에 압력을 가하면 상기 실린더가 상기 몸체의 홀 내로 상기 패드와 함께 함입되고, 상기 압력이 사라지면 상기 몸체의 홀 내로 함입된 상기 실린더 및 상기 패드가 상기 패드의 탄성에 의하여 원래 위치로 복귀되며 발생하는 음압에 의하여 상기 마이크로니들 내부와 상기 채널부의 미세 채널 내로 용액이나 혈액이 이송되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다 (도 4 참조). 예를 들어, 상기 미세 채널에 포함된 친수성 폴리머에 의하여 상기 용액이나 혈액의 이송이 용이해지고 촉진되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0038] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 미세 유체 소자는 면역반응키트, 단백질 어레이, 펩타이드 어레이, 또는 특정 세포 분리용 미세 유체 소자를 추가로 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 외부의 혈액 또는 체액 등이 상기 미세 유체 소자에 포함된 상기 미세 채널 내로 유입될 경우, 상기 면역반응키트, 상기 단백질 어레이, 또는 상기 펩타이드 어레이에 의하여 상기 혈액 또는 체액 중에 포함된 면역물질, 단백질, 또는 펩타이드가 분석 또는 탐지되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 면역반응키트, 상기 단백질 어레이, 또는 상기 펩타이드 어레이에 의하여 질병과 관련된 면역물질, 단백질, 또는 펩타이드를 분석 또는 탐지할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 특정 세포 분리용 미세 유체 소자는 암세포, 전임상 암세포, 암세포, 또는 줄기세포 분리용 미세 유체 소자를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 암세포 또는 줄기세포는 인간을 포함하는 포유류의 세포일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0039] 본원의 제 2 측면은, 실린더, 패드, 및 몸체를 준비하는 단계; 미세 채널의 주형 상에 친수성 폴리머를 주입하고 이를 경화시켜 채널부를 형성하는 단계; 상기 채널부를 소수성 물질로 코팅하는 단계; 및 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 접착시키는 단계를 포함하는, 미세 유체 소자의 제조방법을 제공할 수 있다. 예를 들어, 상기 채널부는, 상기 몸체에 접착되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 접착시키는 단계는, 산소 플라즈마 처리를 통하여 수행되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 산소 플라즈마 처리는 약 30 W 내지 약 150 W, 약 50 W 내지 약 150 W, 약 70 W 내지 약 150 W, 약 90 W 내지 약 150 W, 약 110 W 내지 약 150 W, 약 130 W 내지 약 150 W, 약 30 W 내지 약 130 W, 약 30 W 내지 약 110 W, 약 30 W 내지 약 90 W, 약 30 W 내지 약 70 W, 약 30 W 내지 약 50 W, 또는, 약 50 W 내지 약 90 W에서 수행되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 산소 플라즈마 처리는 약 20 초 내지 약 80 초, 약 20 초 내지 약 70 초, 약 20 초 내지 약 60 초, 약 20 초 내지 약 50 초, 약 20 초 내지 약 40 초, 약 20 초 내지 약 30 초, 약 30 초 내지 약 80 초, 약 40 초 내지 약 80 초, 약 50 초

내지 약 80 초, 약 60 초 내지 약 80 초, 약 70 초 내지 약 80 초, 또는 약 30 초 내지 약 50 초간 수행되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0040] 예를 들어, 상기 실린더는 원통, 타원기둥, 또는 다각기둥형의 탄성체일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 패드는 원형, 타원형, 또는 다각형의 얇은 탄성체일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 홀은, 원기둥, 타원기둥, 또는 다각기둥형의 홀을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 패드는, 약 0.2 mm 내지 약 3 mm의 두께를 가지는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 몸체는 다면체, 원기둥, 타원기둥, 또는 다각기둥형의 탄성체 혹은 비탄성체일 수 있으며, 상기 몸체를 관통하는 홀을 가지는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0041] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 친수성 폴리머는 우레탄계열 폴리머를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0042] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 친수성 폴리머는 NOA(Norland Optical Adhesive)를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 NOA는 NOA60, NOA61, NOA63, NOA65, NOA68, NOA68T, NOA71, NOA72, NOA73, NOA74, NOA75, NOA76, NOA78, NOA81, NOA83H, NOA84, NOA85, NOA86, NOA86H, NOA87, NOA88, NOA89, NOA13685, NOA1375, NOA138, NOA142, NOA144, NOA148, NOA1625, 또는, NOA164를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0043] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 실린더, 상기 패드, 또는 상기 몸체는 소수성 물질을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0044] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 소수성 물질은 PDMS(polydimethylsiloxane), 폴리스티렌(polystylene), 폴리에틸렌(polyethylene), 폴리프로필렌(polypropylene), 폴리염화비닐(polyvinyl chloride, PVC), 폴리테트라플루오로에틸렌(polytetrafluoroethylene, PTFE), 및 이들의 조합들로 이루어지는 군으로부터 선택되는 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 PDMS의 경우, PDMS를 서로 접착시키는 것은 산소 플라즈마 처리를 통하여 용이하게 수행될 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0045] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 접착시키는 단계는, 각각의 접착하고자 하는 면에 산소 플라즈마를 처리하여 접착시키는 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 채널부를 소수성 물질에 의하여 코팅하는 단계는, 상기 채널부의 일 면 또는 양 면을 코팅하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 소수성 물질은 PDMS를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 채널부가 NOA를 포함하고, 상기 몸체가 PDMS를 포함하는 경우, NOA와 PDMS는 일반적인 방법으로 접착이 어려우므로, 상기 채널부의 일 면 또는 양 면을 PDMS를 포함하는 물질로 코팅하여 접착을 용이하게 하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0046] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 채널부에 마이크로니들을 접착시키는 것을 추가로 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 채널부에 마이크로니들을 접착시키는 것은, 자외선 경화제, 또는 물질의 접착에 일반적으로 사용되는 접착제 중 어느 것이라도 사용하여 수행될 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 자외선 경화제는 NOA를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 NOA는 NOA63을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0047] 예를 들어, 상기 마이크로니들은 기판에 부착되어 있고, 상기 기판이 상기 채널부에 접착되는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0048] 본원의 일 구현예에 따르면, 상기 마이크로니들은 길이가 약 1 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛이고 내경이 약 10 ㎛ 내지 약 100 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 길이가 약 1 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 4,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 3,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 2,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 1,000 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 500 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 300 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 1 ㎛ 내지 약 50 ㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 100 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 300 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 500 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 2,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 3,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 4,000 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 200 ㎛ 내지 약 5,000 ㎛, 약 1,000 ㎛ 내지 약 4,000 ㎛, 약 1,200 ㎛ 내지 약 3,000 ㎛, 약 1,500 ㎛ 내지 약 2,500 ㎛, 약 200 ㎛ 내지 약 2,200 ㎛, 또는, 약 1,000 ㎛ 내지 약 2,000 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 마이크로니들은 내경이 약 10 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 20 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 30 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 70 ㎛ 내지 약 100 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 50 ㎛, 약 10 ㎛ 내지

약 30 ㎛, 약 10 ㎛ 내지 약 20 ㎛, 약 20 ㎛ 내지 약 80 ㎛, 약 30 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 약 50 ㎛ 내지 약 70 ㎛, 또는, 약 20 ㎛ 내지 약 40 ㎛인 것을 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0049] 본원의 제 3 측면은, 본원의 제 1 측면에 따른 미세 유체 소자를 포함하는 바이오 분석 플랫폼을 제공할 수 있다. 예를 들어, 상기 바이오 분석 플랫폼은 면역물질, 단백질, 또는 펩타이드 등의 생분자 물질의 존재를 탐지하거나 특성을 분석하기 위한 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 바이오 분석 플랫폼은 질병과 관련된 면역물질, 단백질, 또는 펩타이드를 분석 또는 탐지할 수 있는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 예를 들어, 상기 바이오 분석 플랫폼은 암세포, 또는 줄기세포를 포함하는 특정세포를 분리하기 위한 미세유체소자를 포함하는 것일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

[0050] 이하, 본원에 대하여 실시예를 이용하여 보다 더 구체적으로 설명하지만, 본원이 이에 제한되는 것은 아니다.

[0051] **[실시예]**

[0052] **1. 실린더의 제조**

[0053] PDMS(polydimethylsiloxane) sylgard 184 시약을 베이스와 경화제의 비율이 각각 10 대 1이 되도록 혼합한 후 기포를 제거하고, 플레이트에 넣어 80℃의 오븐에서 2 시간 동안 경화시켰다. 이후, 경화된 PDMS를 바이옵시 펀치(biopsy punch)를 이용하여 직경 6 mm의 원통 모양으로 잘라내어, 직경 6 mm, 높이 5 mm의 원통형 PDMS 실린더를 제조하였다.

[0054] **2. 패드의 제조**

[0055] PDMS sylgard 184 시약을 베이스와 경화제의 비율이 각각 10 대 1이 되도록 혼합한 후 기포를 제거하고, 플레이트 상에 두께가 1 mm가 되도록 양을 계산하여 주입한 후 80℃의 오븐에서 2 시간 동안 경화시켰다. 이후, 경화된 PDMS 패드를 원하는 크기로 칼로 잘라내어, 1 mm의 두께를 가지는 PDMS 패드를 제조하였다.

[0056] **3. 몸체의 제조**

[0057] PDMS sylgard 184 시약을 베이스와 경화제의 비율이 각각 10 대 1이 되도록 혼합한 후 기포를 제거하고, 플레이트 상에 두께가 5 mm가 되도록 양을 계산하여 주입한 후 80℃의 오븐에서 2 시간 동안 경화시켰다. 이후, 경화된 PDMS 패드를 원하는 크기로 칼로 잘라내고 바이옵시 펀치를 이용하여 한쪽 끝 부분에 직경 8 mm의 구멍을 뚫어 홀을 형성하여, 직경 8 mm의 홀을 가지는 5 mm 두께의 몸체를 제조하였다.

[0058] **4. 채널부의 제조**

[0059] **가. 미세 채널의 제작**

[0060] PET(polyethylene terephthalate) 필름 상에 NOA63 프리폴리머를 소량 주입한 후, 그 위에 미세 채널의 주형이 되는 양각 라인 패턴이 형성된 PDMS 몰드를 올리고 압력을 가하여 상기 몰드와 상기 NOA63 프리폴리머 사이의 기포를 제거하고 상기 PDMS 몰드에 형성된 패턴이 NOA63 프리폴리머 상에 전사되도록 하였다. 이후 상기 패턴이 전사된 NOA63 프리폴리머를 자외선에 2 시간 가량 노출시켜 경화시킨 후, 경화된 NOA63 폴리머로부터 상기 PDMS 몰드를 제거하여, PET 필름 상에 형성된 NOA63의 미세 채널을 수득하였다.

[0061] **나. PDMS 코팅**

[0062] 펌핑부의 몸체와 채널부의 접착시 몸체에 포함된 PDMS와 채널부에 포함된 NOA63은 일반적인 방법으로는 서로 접착시키는 것이 어려우나, PDMS 간에는 산소 플라즈마 처리를 통하여 용이하게 접착시킬 수 있으므로, 상기 몸체와 상기 채널부의 접착을 용이하게 하기 위하여 채널 내부를 제외한 상기 채널부의 표면을 나노 두께의 PDMS로

코팅하였다.

[0063] 미세 채널이 형성된 NOA63의 표면을 70 W에서 40 초간 산소 플라즈마 처리를 한 후, 증류수 또는 메탄올에 0.5 wt% 로 희석한 아미노실란을 상기 NOA63의 표면에 고루 분사하여 20 분간 반응시켰다. 20 분이 도과한 후 증류수 또는 메탄올로 상기 NOA63의 표면을 세척한 후 질소가스 분위기 하에서 건조하였다. 상기 공정에 의하여 표면에 아미노실란 단일층이 형성된 상기 NOA63의 표면에 말단에 모노글리시딜 에테르를 가지는 PDMS(monoglycidyl ether-terminated PDMS)를 고루 분사한 후 4 시간 동안 80℃ 내지 90℃의 핫플레이트 상에서 반응시켜 상기 NOA63의 표면에 PDMS를 코팅하였다. 이후 상기 코팅된 NOA63을 이소프로필 알코올에 함침시킨 후 1 분간 초음파 발생기(sonicator)에 두어 상기 NOA63 표면에서 반응하지 않고 잔류하는 말단에 모노글리시딜 에테르를 가지는 PDMS를 세척하였다. 다음으로 상기 코팅된 NOA63을 질소 분위기 하에서 건조한 후, 직경 5 mm의 구멍을 상기 미세 채널의 일 말단에 뚫어, 표면은 PDMS로 코팅되고 채널 내부는 NOA63을 포함하는 채널부를 제조하였다.

[0064] **5. 마이크로니들의 제조**

[0065] 14,000 cSt의 점도를 갖는 SU-8 2050 포토레지스트 (Microchem)를 사용하여 솔리드 마이크로구조체를 제조하였다. 금속 및 실리콘 기판 위에 SU-8 2050을 1000 ㎛, 2000 ㎛로 각각 코팅한 후에 5 분간 120℃로 유지하여 SU-8이 유동성을 유지하도록 한 후, 미리 직경 200 ㎛를 갖는 3X3 패터닝 한 프레임에 접촉시켰다. 기판의 온도를 70℃ 내지 60℃까지 천천히 낮추는 동안 코팅된 SU-8 2050는 리프팅이 가능할 정도의 점성을 가진다. 그 때, 리프팅 프레임을 10 ㎛/s의 속도로 5 분간 리프팅 하여, 3,000 ㎛의 초기 솔리드 구조체를 제조하였다. 형성된 초기 솔리드 구조체를 두 번째 리프팅 속도를 높이거나, 절단하여 리프팅 프레임으로부터 분리 할 수 있었다. 그 결과, 초기 1,000 ㎛ 코팅 두께는 상단부 직경 30 ㎛, 하단부 직경 200 ㎛, 길이 1,500 ㎛의 솔리드 마이크로구조체를, 초기 2,000 ㎛ 코팅 두께는 상단부 직경 40 ㎛, 하단부 직경 300 ㎛, 길이 2,000 ㎛의 솔리드 마이크로구조체를 제조하고, 은침전 반응 (Tollen's reagent)으로 화학적 증착하였다. 다음, 솔리드 마이크로니들의 상단부를 에나멜 또는 SU-8 2050으로 보호하였다. 상단부에 대한 에나멜 또는 SU-8 2050처리는 후속하는 단계에서 상단부가 도금되지 않도록 하기 위함이며, 전체 솔리드 마이크로구조체의 금속 도금후 레이저 및 마이크로톱 절삭으로 중공형 타입으로 제조할 수 있다. 다음으로, 상단부가 보호된 솔리드 마이크로니들의 표면을 니켈을 사용하여 전해도금 하였다. 니켈 전해도금은 1 A/dm^2당 0.206 ㎛/min으로 75 분간 처리하여 도금된 금속 두께가 20 ㎛가 되도록 하였다. 이어서, 레이저 절삭으로 도금된 솔리드 마이크로구조체 상단부를 수직으로(각도 0°), 각도 75°, 각도 45°, 각도 60°,및 각도 15°로 절삭한 후, 구조물을 60℃ 내지 100℃의 SU-8 리무버 (Microchem)에 1 시간 정도 넣어서 SU-8 2050 소재 솔리드 마이크로구조체를 제거하여 중공형 마이크로니들을 완성시켰다. 이후, 중공형 마이크로니들의 팁의 끝 부분을 3 방향으로 절삭하여 팁 첨단부 횡장이 10 ㎛ 또는 8 ㎛가 되도록 하고, 기판 부분을 레이저를 이용하여 원판 형태로 절삭하여 최소 침습 혈액채취용 중공형 마이크로니들을 제조하였다.

[0066] 초기 1,000 ㎛ 코팅 두께로부터 상단부 외경 70 ㎛, 내경 30 ㎛, 하단부 직경 200 ㎛, 길이 1,500 ㎛의 최소 침습 혈액채취용 중공형 마이크로니들을, 초기 2,000 ㎛ 코팅 두께로부터 상단부 외경 100 ㎛, 내경 60 ㎛, 하단부 직경 200 ㎛, 길이 1,500 ㎛의 최소 침습 혈액채취용 중공형 마이크로니들을 제조하였다. 제조된 중공형 마이크로니들의 경도는 1 N 내지 2 N 값을 나타내었으며, 이는 피부를 관통할 수 있는 경도 값인 0.06 N 보다 훨씬 큰 값이었다. 도 6은 제조된 마이크로니들의 이미지이다.

[0067] 또는, 위와 동일한 방법으로 조건을 조금 변형하여 다른 외경, 내경, 하단부 직경, 또는 길이를 가지는 최소 침습 혈액채취용 중공형 금속 마이크로니들을 제조하여 사용하였으며, 제조된 중공형 금속 마이크로니들은 제조 조건에 따라 내경, 베벨앵글, 팁 첨단부의 횡장 및/또는 팁 첨단부의 각도 등에 변화가 있었다.

[0068] **6. 미세 유체 소자의 제조**

[0069] 제조된 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 상기 채널부, 및 상기 마이크로니들을 결합하여 최종적으로 미세 유체 소자를 제조하였다. 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부는 표면에 PDMS를 포함하므로, 접착하고자 하는 두 면에 70 W의 산소 플라즈마를 40 초간 동시에 처리한 후, 곧바로 각각의 면을 접촉시켜 접착되도록 하였다. 상기 미세 유체 소자의 제조시 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부의 접착

순서는 무관하나 편의상 하기와 같이 실시하였다:

[0070] 몸체의 한 면과, 채널부의 채널이 형성되고 PDMS 코팅된 한 면을 산소 플라즈마 처리 후 몸체의 홀과 채널부의 구멍이 관통되도록 접착시켰다. 이후, 상기 몸체의 다른 한 면과, 상기 패드의 한 면을 산소 플라즈마 처리 후 접착시켰다. 마지막으로, 상기 패드의 다른 한 면과, 상기 실린더의 한 면을 산소 플라즈마 처리 후 상기 실린더가 상기 몸체의 홀이 있는 부위에 위치하도록 접착시켰다 (도 2 참조).

[0071] 상기 실린더, 상기 패드, 상기 몸체, 및 상기 채널부를 서로 접착시킨 후, 상기 채널부에 포함된 구멍의 위치에 맞추어 상기 마이크로니들을 접착시켰다. 상기 마이크로니들의 원형 기판 둘레를 따라 자외선 경화성 접착제인 NOA63을 바르고 이를 자외선에 1 시간 가량 노출시켜 경화시킴으로써 상기 마이크로니들을 상기 채널부의 일 면에 부착시켰다 (도 3 참조). 도 5의 이미지는 본 실시예의 방법에 의하여 제조된 미세 유체소자이다.

[0072] 전술한 본원의 설명은 예시를 위한 것이며, 본원이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본원의 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 쉽게 변형이 가능하다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 예를 들어, 단일형으로 설명되어 있는 각 구성요소는 분산되어 실시될 수도 있으며, 마찬가지로 분산된 것으로 설명되어 있는 구성요소들도 결합된 형태로 실시될 수도 있다.

[0073] 본원의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구범위의 의미 및 범위, 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본원의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

부호의 설명

[0074] 110: 실린더

130: 패드

150: 홀

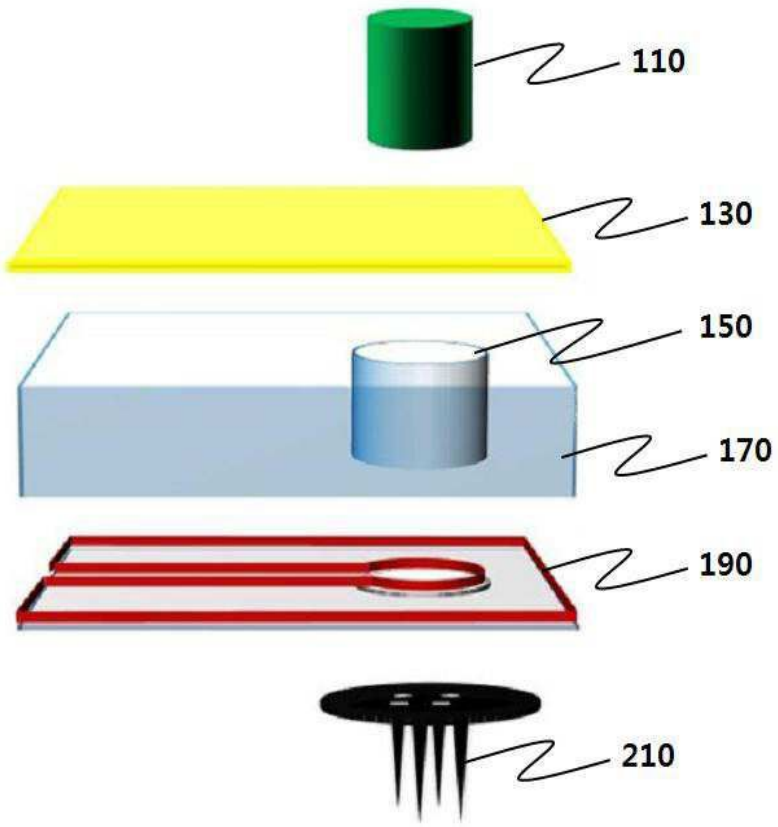
170: 몸체

190: 채널부

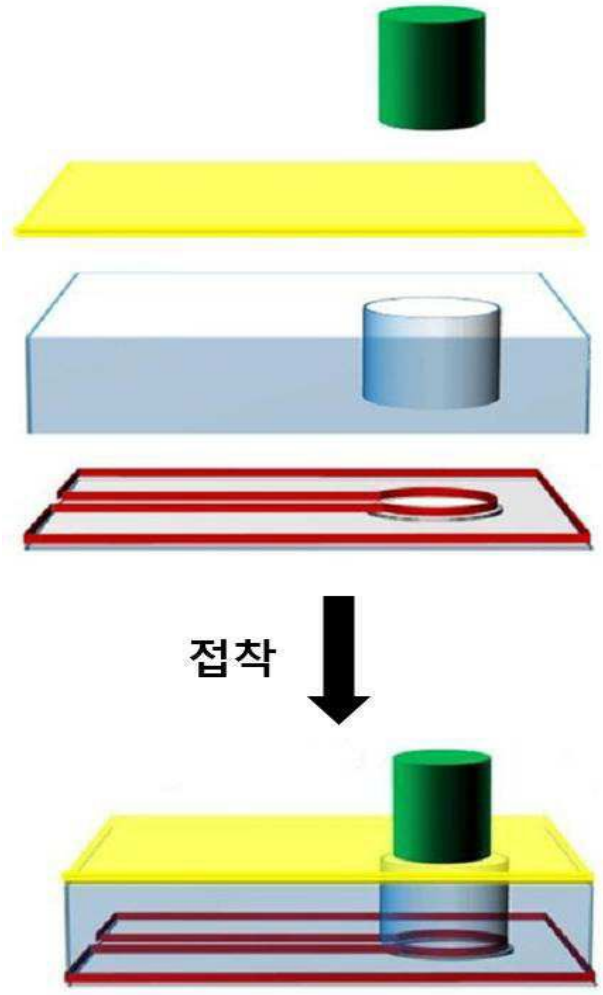
210: 마이크로니들

도면

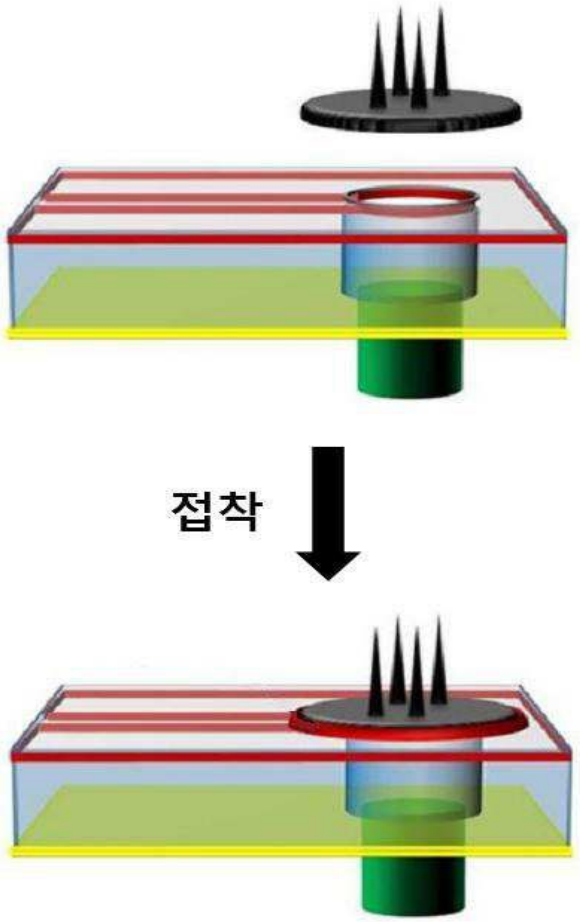
도면1



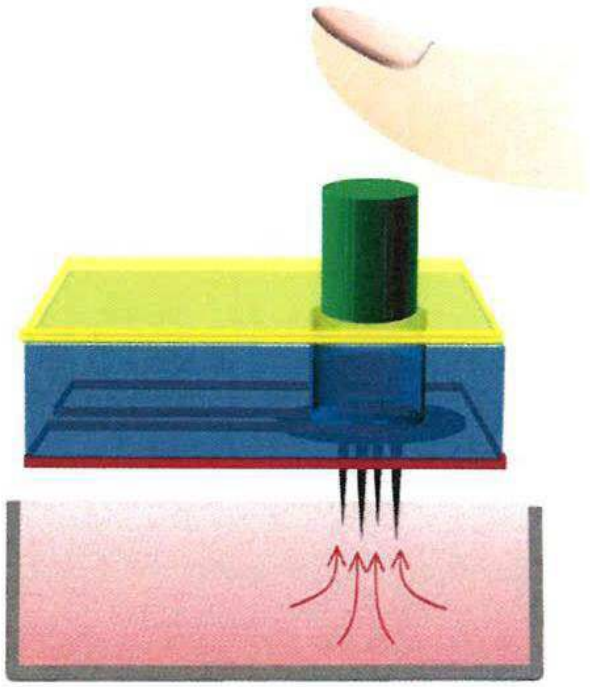
도면2



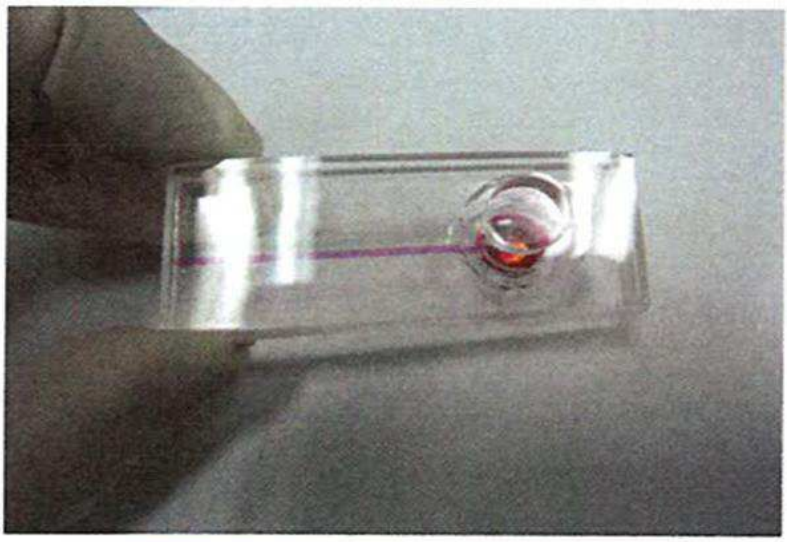
도면3

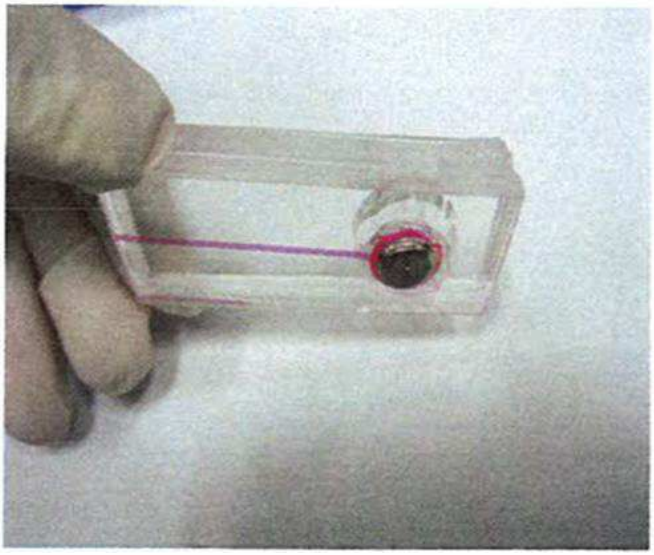
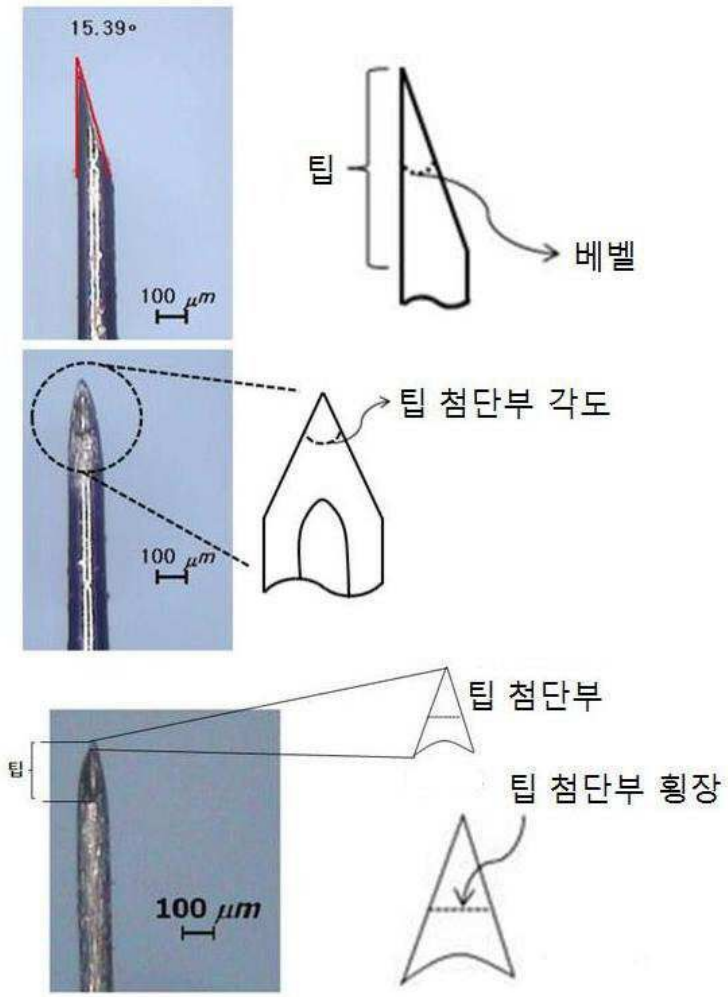


도면4



도면5





도면6