(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0068356
(43) 공개일자 2017년06월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
B01L 3/00 (2006.01) *G01N 21/62* (2006.01)
G01N 33/543 (2006.01)
(52) CPC특허분류
B01L 3/527 (2013.01)
G01N 21/62 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0034191
(22) 출원일자 2016년03월22일
심사청구일자 없음
(30) 우선권주장
1020150174345 2015년12월08일 대한민국(KR)

(71) 출원인
한국전자통신연구원
대전광역시 유성구 가정로 218 (가정동)
(72) 발명자
정광효
대전광역시 유성구 상대남로 26 907동 1701호 (상대동,도안신도시9블록트리풀시티아파트)
(74) 대리인
특허법인 고려

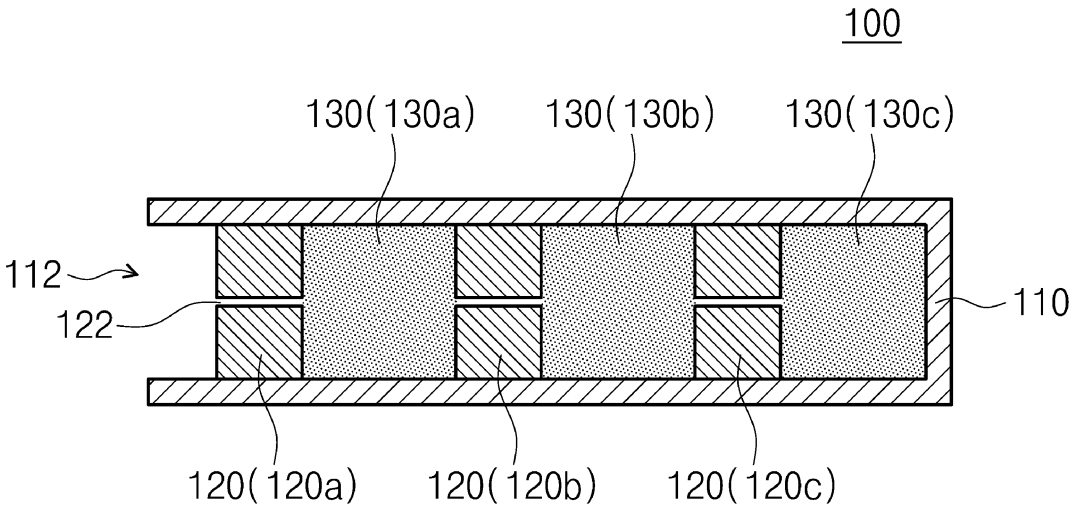
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치**

(57) 요 약

본 발명은 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치에 관한 것으로, 바이오 칩에 연결되고, 상기 바이오 칩 내로 반응액들을 공급하기 위한 반응액 저장 장치에 있어서, 일단은 개방되고, 상기 일단에 대향하는 타단은 폐쇄된 관 형상을 갖는 저장 용기 및 상기 저장 용기 내에 제공되어 상기 저장 용기의 내벽과 밀착되도록 설치되는 복수의 격막들을 포함하되, 상기 격막들은 상기 일단과 상기 타단이 대향하는 방향인 일 방향을 따라 서로 이격되어 배치되고, 상기 격막들의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀을 포함하는 반응액 저장 장치가 제공된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
G01N 33/54306 (2013.01)
B01L 2300/0848 (2013.01)
B01L 2300/0861 (2013.01)
B01L 2300/123 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2014M3A9D7070779
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단(NRF)
연구사업명 원천기술개발사업
연구과제명 스마트폰연계 타액 중 다중 바이오마커 기반 스트레스 분석기
기 여 율 1/1
주관기관 한국전자통신연구원
연구기간 2014.12.01 ~ 2019.11.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

바이오 칩에 연결되고, 상기 바이오 칩 내로 반응액들을 공급하기 위한 반응액 저장 장치에 있어서,

일단은 개방되고, 상기 일단에 대향하는 타단은 폐쇄된 관 형상을 갖는 저장 용기; 및

상기 저장 용기 내에 제공되어 상기 저장 용기의 내벽과 밀착되도록 설치되는 복수의 격막들을 포함하되,

상기 격막들은 상기 일단과 상기 타단이 대향하는 방향인 일 방향을 따라 서로 이격되어 배치되고,

상기 격막들의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀을 포함하는 반응액 저장 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 저장 용기는 상기 격막들에 의해 분리되는 복수의 저장 공간들을 포함하고,

상기 복수의 저장 공간들 내에는 상기 반응액들이 각각 저장되고,

상기 반응액들의 적어도 일부는 서로 다른 종류의 반응액인 반응액 저장 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 격막들은 상기 입구로부터 상기 일 방향을 따라 이격되어 배치되는 제1 격막 및 제2 격막을 포함하고,

상기 반응액들은 상기 제1 격막과 상기 제2 격막 사이의 제1 반응액 및 상기 제2 격막을 사이에 두고 상기 제1 반응액과 분리되는 제2 반응액을 포함하되,

상기 제1 격막은 그에 인가되는 외력에 의해 상기 제2 격막을 향하여 이동하도록 구성되고,

상기 제1 격막이 이동하는 동안, 상기 제1 반응액은 상기 제1 격막의 관통홀을 통해 상기 저장 용기의 외부로 토출되도록 구성되는 반응액 저장 장치.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 제1 반응액이 토출되는 동안, 상기 제2 격막은 정지 상태에 있도록 구성되는 반응액 저장 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 관통홀은 상응하는 격막을 상기 일 방향을 따라 전부 관통하되,

상기 관통홀의 직경 대 상기 관통홀의 길이의 비는 0.02 내지 0.2인 반응액 저장 장치.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 격막들의 상기 관통홀들은 상기 일 방향에 평행한 일직선을 따라 정렬되는 반응액 저장 장치.

청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 격막들은 탄성을 갖는 재질로 이루어지는 반응액 저장 장치.

청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 관통홀은 공기 또는 오일로 충진되는 반응액 저장 장치.

청구항 9

바이오 반응을 수행하기 위한 바이오 칩; 및

상기 바이오 칩의 일단에 연결되는 반응액 저장 장치를 포함하되,

상기 반응액 저장 장치는:

개방된 입구를 갖는 통 형상의 저장 용기;

상기 저장 용기의 내벽과 밀착되도록 상기 저장 용기 내에 설치되고, 서로 이격되는 복수의 격막들, 상기 격막들의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀을 포함하고; 및

상기 격막들에 의해 분리된 상기 저장 용기의 저장 공간들 내에 각각 저장되는 반응액들을 포함하되,

상기 반응액들은 상기 바이오 칩의 내부로 순차적으로 공급되도록 구성되는 바이오 반응 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 격막들 중 상기 입구에 가장 인접한 격막은 제1 격막이고,

상기 바이오 칩은 관 형상의 몸체부, 및 상기 몸체부 내의 반응액 이송 채널을 포함하되,

상기 몸체부의 일단은 상기 제1 격막에 연결되고, 상기 반응액들은 상기 반응액 이송 채널로 이송되는 바이오 반응 장치.

청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 바이오 칩은 상기 몸체부의 상기 일단에 제공되고 상기 반응액 이송 채널과 연결되는 반응액 주입구를 더 포함하되,

상기 반응액 주입구는 상기 제1 격막의 관통홀과 연통되는 바이오 반응 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 몸체부의 상기 일단과 상기 제1 격막 사이에 배치되는 연결 부재를 더 포함하되,

상기 연결 부재는 상기 반응액 주입구와 상기 제1 격막의 관통홀을 연결시키는 연결 통로를 포함하는 바이오 반응 장치.

청구항 13

제 10 항에 있어서,

상기 바이오 칩의 일단에 대향하는 타단에 연결되는 구동 부재를 더 포함하되,

상기 구동 부재는 상기 바이오 칩을 통하여 상기 제1 격막에 외력을 인가하도록 구성되는 바이오 반응 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 격막들 중 상기 제1 격막에 인접한 격막은 제2 격막이고,

상기 반응액들 중 상기 제1 격막과 상기 제2 격막 사이의 반응액은 제1 반응액이되,

상기 제1 격막은 상기 인가된 외력에 의해 상기 제2 격막을 향하여 직선 이동되도록 구성되되,

상기 제1 격막이 직선 이동되는 동안, 상기 제1 반응액은 상기 반응액 이송 채널로 이송되는 바이오 반응 장치.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 제1 반응액이 상기 반응액 이송 채널로 이송되는 동안, 상기 제2 격막은 정지 상태에 있도록 구성되는 바이오 반응 장치.

청구항 16

제 10 항에 있어서,

상기 반응액 이송 채널 내에는 상기 바이오 반응의 수행을 위한 타겟 물질이 제공되는 바이오 반응 장치.

청구항 17

제 10 항에 있어서,

상기 몸체부는 제1 몸체부이고, 상기 반응액 이송 채널은 제1 반응액 이송 채널이되,

상기 바이오 칩은:

제2 몸체부;

상기 제2 몸체부 내의 제2 반응액 이송 채널; 및

상기 제1 반응액 이송 채널과 상기 제2 반응액 이송 채널을 연결하는 연결부를 더 포함하는 바이오 반응 장치.

청구항 18

제 17 항에 있어서,

상기 반응액들은 상기 제1 반응액 이송 채널 및 상기 연결부를 통해 상기 제2 반응액 이송 채널로 이송되고,

상기 제2 반응액 이송 채널에는 상기 바이오 반응의 수행을 위한 타겟 물질이 제공되는 바이오 반응 장치.

청구항 19

제 9 항에 있어서,

상기 격막들의 상기 관통홀들은 상기 일 방향에 평행한 일직선을 따라 정렬되는 바이오 반응 장치.

청구항 20

제 9 항에 있어서,

상기 격막들은 탄성을 갖는 재질로 이루어지는 바이오 반응 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치에 관한 것으로, 상세하게는 다종의 반응액들을 저장할 수 있는 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 생체 시료를 손쉽고 빠르게 진단 분석하기 위한 바이오칩의 개발이 이루어지고 있다. 이들 바이오칩에는 생체시료만 투입하는 방식과 여러가지 반응액을 순차적으로 투입하는 방식이 있다. 전자는 간단한 형태라는 장점이 있지만 복잡한 생화학적 반응이 필요한 진단 분석에는 적용이 불가하다. 후자는 복잡한 반응이 가능하여 여러가지 분석 프로토콜의 적용이 가능한 장점이 있는 반면에 반응액 저장 및 공급을 위한 복잡한 구동 장치가 추가로 필요하다는 단점이 있다.

[0003] 최근의 바이오칩 개발 동향을 살펴보면, 고감도, 정량화, 재연성, 다종 동시 분석 등을 갖춘 고기능성 바이오칩의 개발이 요구되며 주류를 이루고 있다. 또한, 시료 전처리, 분석 및 측정을 순차적으로 하나의 칩에서 수행하는 랩온어칩(lab-on-a-chip) 형태의 바이오칩의 개발이 이루어지고 있다. 이와 같이, 고기능성 랩온어칩 형태의 바이오칩 개발을 위해서는 복잡한 반응 프로토콜의 재연성 있는 구현이 필요하며, 이는 순차적이며 정량화, 자동화된 반응액의 공급에 의해 이루어질 수 있다.

[0004] 지금까지 대부분의 랩온어칩에서는 필요한 반응액을 외부에 저장하고 외부 펌핑 장치에 의해 랩온어칩으로 공급하는 방식을 이용하였다. 이와 같은 반응액의 저장 및 공급 방식은 외부 장치가 복잡하고 거대화되는 문제점이 있다. 외부 펌핑 장치의 제거를 위하여 랩온어칩 상에 마이크로 펌프를 설치한 형태가 개발되었으나, 칩 상 마이크로 펌프 설치를 위한 복잡한 공정 및 추가적인 비용이 요구되며, 칩 상 마이크로 펌프와 기타 구성 요소와의 직접화의 어려움 등의 문제를 가지고 있으며, 또한 반응액 저장은 불가능한 문제점을 여전히 가지고 있다.

[0005] 이를 극복하기 위해, 종래에 랩온어칩 상에 반응액을 저장하는 몇가지 기술이 제안되었다. 하나는, 칩 상에 반응액 저장용 챔버를 설치하고 이에 반응액을 투입 후 밀봉하는 방식이다. 이 경우, 반응액 투입구뿐만 아니라 저장용 챔버와 연결된 미세 통로에 밀봉이 요구되며, 이는 주로 마이크로 밸브 혹은 상변화성 물질에 의해 구현되었다. 그러나, 미세 통로의 개폐를 위한 공정 및 제어 동작이 다소 복잡한 단점이 있다. 또 다른 방식으로는, 칩 상에 파우치 형태의 반응액 저장고를 부착하는 방식이 있다. 이 경우에는 파우치를 수동 혹은 기계적 장치에 의해 압착하는 것으로서, 반응액 공급시 유량의 재연성이 낮아질 수 있으며 또한 추가적인 기계적 제어가 요구되는 문제점이 있다.

[0006] 이와 같이, 반응액을 저장하기 위해서는 저장액의 항상성 유지, 저가 구현, 간단한 동작, 재연성 등이 있는 반응액의 공급 등이 요구된다. 그러나, 종래 기술에서는 상기 요구 조건을 만족시키는데 한계를 가지고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 반응액의 항상성을 유지하고, 저가 구현이 가능하며, 간단한 동작에 의해 재연성 있는 반응액을 공급할 수 있는 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치는 바이오 칩에 연결되고, 상기 바이오 칩 내로 반응액들을 공급하기 위한 반응액 저장 장치에 있어서, 일단은 개방되고, 상기 일단에 대향하는 타단은 폐쇄된 관 형상을 갖는 저장 용기; 및 상기 저장 용기 내에 제공되어 상기 저장 용기의 내벽과 밀착되도록 설치되는 복수의 격막들을 포함하되, 상기 격막들은 상기 일단과 상기 타단이 대향하는 방향인 일 방향을 따라 서로 이격되어 배치되고, 상기 격막들의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀을 포함한다.

[0009] 일 실시예에 따르면, 상기 저장 용기는 상기 격막들에 의해 분리되는 복수의 저장 공간들을 포함하고, 상기 복수의 저장 공간들 내에는 상기 반응액들이 각각 저장되고, 상기 반응액들의 적어도 일부는 서로 다른 종류의 반응액일 수 있다.

[0010] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들은 상기 입구로부터 상기 일 방향을 따라 이격되어 배치되는 제1 격막 및 제2 격막을 포함하고, 상기 반응액들은 상기 제1 격막과 상기 제2 격막 사이의 제1 반응액 및 상기 제2 격막을 사이에 두고 상기 제1 반응액과 분리되는 제2 반응액을 포함하되, 상기 제1 격막은 그에 인가되는 외력에 의해 상기 제2 격막을 향하여 이동하도록 구성되고, 상기 제1 격막이 이동하는 동안, 상기 제1 반응액은 상기 제1 격막의 관통홀을 통해 상기 저장 용기의 외부로 토출되도록 구성될 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 반응액이 토출되는 동안, 상기 제2 격막은 정지 상태에 있도록 구성될 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따르면, 상기 관통홀은 상응하는 격막을 상기 일 방향을 따라 전부 관통하되, 상기 관통홀의 직경

대 상기 관통홀의 길이의 비는 0.02 내지 0.2일 수 있다.

[0013] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들의 상기 관통홀들은 상기 일 방향에 평행한 일직선을 따라 정렬될 수 있다.

[0014] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들은 탄성을 갖는 재질로 이루어질 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따르면, 상기 관통홀은 공기 또는 오일로 충진될 수 있다.

[0016] 상기 과제를 해결하기 위한 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 반응 장치는 바이오 반응을 수행하기 위한 바이오 칩; 및 상기 바이오 칩의 일단에 연결되는 반응액 저장 장치를 포함하되, 상기 반응액 저장 장치는 개방된 입구를 갖는 통 형상의 저장 용기; 상기 저장 용기의 내벽과 밀착되도록 상기 저장 용기 내에 설치되고, 서로 이격되는 복수의 격막들, 상기 격막들의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀을 포함하고; 및 상기 격막들에 의해 분리된 상기 저장 용기의 저장 공간들 내에 각각 저장되는 반응액들을 포함하되, 상기 반응액들은 상기 바이오 칩의 내부로 순차적으로 공급되도록 구성된다.

[0017] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들 중 상기 입구에 가장 인접한 격막은 제1 격막이고, 상기 바이오 칩은 관 형상의 몸체부, 및 상기 몸체부 내의 반응액 이송 채널을 포함하되, 상기 몸체부의 일단은 상기 제1 격막에 연결되고, 상기 반응액들은 상기 반응액 이송 채널로 이송될 수 있다.

[0018] 일 실시예에 따르면, 상기 바이오 칩은 상기 몸체부의 상기 일단에 제공되고 상기 반응액 이송 채널과 연결되는 반응액 주입구를 더 포함하되, 상기 반응액 주입구는 상기 제1 격막의 관통홀과 연통될 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따르면, 상기 몸체부의 상기 일단과 상기 제1 격막 사이에 배치되는 연결 부재를 더 포함하되, 상기 연결 부재는 상기 반응액 주입구와 상기 제1 격막의 관통홀을 연결시키는 연결 통로를 포함할 수 있다.

[0020] 일 실시예에 따르면, 상기 바이오 칩의 일단에 대향하는 타단에 연결되는 구동 부재를 더 포함하되, 상기 구동 부재는 상기 바이오 칩을 통하여 상기 제1 격막에 외력을 인가하도록 구성될 수 있다.

[0021] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들 중 상기 제1 격막에 인접한 격막은 제2 격막이고, 상기 반응액들 중 상기 제1 격막과 상기 제2 격막 사이의 반응액은 제1 반응액이되, 상기 제1 격막은 상기 인가된 외력에 의해 상기 제2 격막을 향하여 직선 이동되도록 구성되되, 상기 제1 격막이 직선 이동되는 동안, 상기 제1 반응액은 상기 반응액 이송 채널로 이송될 수 있다.

[0022] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 반응액이 상기 반응액 이송 채널로 이송되는 동안, 상기 제2 격막은 정지 상태에 있도록 구성될 수 있다.

[0023] 일 실시예에 따르면, 상기 반응액 이송 채널 내에는 상기 바이오 반응의 수행을 위한 타겟 물질이 제공될 수 있다.

[0024] 일 실시예에 따르면, 상기 몸체부는 제1 몸체부이고, 상기 반응액 이송 채널은 제1 반응액 이송 채널이되, 상기 바이오 칩은 제2 몸체부; 상기 제2 몸체부 내의 제2 반응액 이송 채널; 및 상기 제1 반응액 이송 채널과 상기 제2 반응액 이송 채널을 연결하는 연결부를 더 포함할 수 있다.

[0025] 일 실시예에 따르면, 상기 반응액들은 상기 제1 반응액 이송 채널 및 상기 연결부를 통해 상기 제2 반응액 이송 채널로 이송되고, 상기 제2 반응액 이송 채널에는 상기 바이오 반응의 수행을 위한 타겟 물질이 제공될 수 있다.

[0026] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들의 상기 관통홀들은 상기 일 방향에 평행한 일직선을 따라 정렬될 수 있다.

[0027] 일 실시예에 따르면, 상기 격막들은 탄성을 갖는 재질로 이루어질 수 있다.

발명의 효과

[0028] 본 발명의 실시예들에 따르면, 개방된 입구를 갖는 통형상의 저장 용기 내에 반응액들 및 격막들을 교대로 주입 및 설치함으로써, 다종의 반응액들을 저장할 수 있는 반응액 저장 장치가 구현될 수 있다. 이에 따라, 저렴한 제조 비용으로 제조 가능하고 반응액들의 항상성을 유지될 수 있는 반응액 저장 장치가 제공될 수 있다.

[0029] 본 발명의 실시예들에 따르면, 간단한 구동 부재를 이용하여 바이오 칩에 연결된 격막들에 외력을 인가하여 격막들을 순차적으로 선형 이동시킬 수 있고, 격막들의 선형 이동에 의해 가압된 반응액들은 격막들에 형성된 관통홀을 통과하여 바이오 칩의 내부로 순차적으로 공급될 수 있다. 이에 따라, 간단한 동작에 의해 재연성 있는 반응액을 공급할 수 있는 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치가 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치를 설명하기 위한 도면이다.

도 2 및 도 4는 도 1의 반응액 저장 장치의 예시적인 사시도들이다.

도 3a 및 도 3b는 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치의 격막을 설명하기 위한 단면도들이다.

도 5는 도 1의 저장 용기 내에 반응액들을 저장하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6a 및 도 6b는 도 1의 반응액 저장 장치를 구비한 바이오 반응 장치를 설명하기 위한 도면들이다.

도 7 및 도 8은 도 6a의 A 부분에 대응하는 확대도들이다.

도 9a 내지 도 9e는 도 6a의 바이오 반응 장치의 동작 방법을 설명하기 위한 도면들이다.

도 10 및 도 11은 도 6a의 바이오 반응 장치를 이용하여 바이오 반응이 수행되는 예를 설명하기 위한 도면들로서, 바이오 칩의 일부를 확대한 도면들이 다.

도 12는 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 반응 장치를 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예를 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예는 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전문에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.

[0032] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 '포함한다(comprises)' 및/또는 '포함하는(comprising)'은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

[0033] 또한, 본 명세서에서 기술하는 실시예들은 본 발명의 이상적인 예시도인 단면도 및/또는 평면도들을 참고하여 설명될 것이다. 도면들에 있어서, 막 및 영역들의 두께는 기술적 내용의 효과적인 설명을 위해 과장된 것이다. 따라서, 제조 기술 및/또는 허용 오차 등에 의해 예시도의 형태가 변형될 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 도시된 특정 형태로 제한되는 것이 아니라 제조 공정에 따라 생성되는 형태의 변화도 포함하는 것이다. 예를 들면, 직각으로 도시된 식각 영역은 라운드지거나 소정 곡률을 가지는 형태일 수 있다. 따라서, 도면에서 예시된 영역들은 개략적인 속성을 가지며, 도면에서 예시된 영역들의 모양은 소자의 영역의 특정 형태를 예시하기 위한 것이며 발명의 범주를 제한하기 위한 것이 아니다.

[0034] 이하 도면들을 참조하여, 본 발명의 실시예들에 대해 상세히 설명한다.

[0036] 도 1은 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치를 설명하기 위한 도면이다. 도 2 및 도 4는 도 1의 반응액 저장 장치의 예시적인 사시도들이다. 도 3a 및 도 3b는 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치의 격막을 설명하기 위한 단면도들이다.

[0037] 도 1을 참조하면, 반응액 저장 장치(100)는 저장 용기(110) 및 저장 용기(110) 내에 제공되는 복수의 격막들(120)을 포함할 수 있다. 격막들(120)은 저장 용기(110)의 내부 공간을 복수의 저장 공간들로 분리할 수 있으며, 복수의 저장 공간들 내에는 반응액들(130)이 각각 저장될 수 있다.

[0038] 상세하게, 저장 용기(110)는 개방된 입구(112)를 갖는 통 형상을 가질 수 있다. 달리 얘기하면, 저장 용기(110)는 일단이 개방되고, 일단에 대향하는 타단은 폐쇄된 관 형상을 가질 수 있다. 격막들(120)은 저장 용기(110)의 개방된 입구(112)를 통해 제공되어 저장 용기(110)의 내벽과 밀착되도록 설치될 수 있다. 즉, 격막들(120)은 저장 용기(110) 내벽과 밀착하여 삽입될 수 있는 형상을 가질 수 있다. 그리고, 격막들(120)의 각각은 그의 내부를 관통하는 관통홀(122)을 가질 수 있다. 관통홀(122)은 반응액들(130)이 이송되는 통로 역할을 할 수 있다. 저장 용기(110)는 유리 또는 플라스틱 재질로 이루어질 수 있다. 바람직하게, 저장 용기(110)는 투명 플

라스틱 재질로 이루어질 수 있다. 그러나, 본 발명의 실시예들이 이에 한정되는 것은 아니다. 그리고, 격막들(120)은 탄성을 갖는 재질로 이루어질 수 있다. 예컨대, 격막들(120)은 고무 또는 PDMS(polydimethylsiloxane)를 포함할 수 있다.

[0039] 본 발명의 실시예들에 따른 반응액 저장 장치(100)는 바이오 칩(200, 도 6a 참조)에 연결되어 바이오 칩(200)의 내부로 반응액들(130)을 순차적으로 공급하도록 구성될 수 있다. 바이오 칩(200) 내에는 생체 시료(예컨대, 혈액, 배뇨, 또는 타액 등)에 포함된 바이오마커, 즉, 타겟 물질이 제공될 수 있으며, 반응액들(130)은 타겟 물질과 순차적으로 반응할 수 있는 다종의 반응액들로 구성될 수 있다. 반응액들(130)의 공급을 위해, 격막들(120)은 외력에 순차적으로 선형 이동되어 의해 반응액들(130)을 가압할 수 있으며, 이에 따라 반응액들(130)은 격막들(120)에 형성된 관통홀(122)을 통하여 저장 용기(110)의 외부로 토출될 수 있다. 반응액 저장 장치(100)의 상세한 동작에 대해서는 뒤에서 다시 설명한다. 이하 도 2를 참조하여 반응액 저장 장치(100)의 구성에 대해 보다 상세히 설명한다.

[0040] 도 1 및 도 2를 참조하면, 저장 용기(110)는 개방된 입구(112)를 갖는 원통 형상을 가질 수 있다. 바람직하게, 저장 용기(110)는 그의 양단이 서로 마주하는 방향으로 장축을 갖는 길쭉한 형태를 가질 수 있다. 즉, 저장 용기(110)는 그의 양단이 대향하는 방향으로의 길이(L)와 내직경(d1)을 가질 수 있다. 저장 용기(110)의 길이(L) 및/또는 내직경(d1)은 필요로 하는 반응액들(130)의 종류의 수 및/또는 반응액들(130)의 용량에 따라 다양한 크기로 구현될 수 있다. 예컨대, 타겟 물질의 분석을 위해 필요한 반응액들(130)의 종류가 많은 경우, 이들의 분리 저장을 위해 필요한 격막들(120)의 개수도 많아지며, 따라서 저장 용기(110)의 길이(L)는 길어질 수 있다. 또한, 필요로 하는 반응액들(130)의 용량이 큰 경우, 저장 용기(110)의 길이(L) 및/또는 저장 용기(110)의 내직경(d1)이 커질 수 있다. 도면에서, 저장 용기(110) 내에 3개의 격막들(120)이 구비되고, 이들에 의해 세가지의 반응액들(130)이 서로 분리 저장된 것으로 도시하였으나, 이는 예시적인 것으로 본 발명의 실시예들이 이에 한정되는 것은 아니다. 이하 편의상, 3개의 격막들(120)은 저장 용기(110)의 입구(112)로부터 그의 길이 방향을 따라 제1 내지 제3 격막들(120a, 120b, 120c)로 각각 지칭될 수 있고, 세가지의 반응액들(130)은 제1 내지 제3 반응액들(130a, 130b, 130c)로 각각 지칭될 수 있다.

[0041] 격막들(120)은, 저장 용기(110)의 형상에 상응하여, 중공의 원기둥 형상을 가질 수 있다. 격막들(120)의 각각은 외직경(d2), 내직경(즉, 관통홀(122)의 직경, d3) 및 관통홀(122)이 관통되는 방향으로의 두께(혹은 길이, H)를 가질 수 있다. 격막들(120) 각각의 두께(H)는 관통홀(122)의 길이에 상응할 수 있다. 격막들(120)이 탄성을 가진 재질로 이루어 짐에 따라, 저장 용기(110) 내에 설치되지 않은 상태의 격막들(120)은, 신축 가능한 범위에서 저장 용기(110)의 내직경(d1)보다 큰 외직경(d2)을 가질 수 있다. 이 경우, 격막들(120)은 압축되어 저장 용기(110) 내로 제공되며, 그 복원력에 의해 저장 용기(110)의 내벽과 강하게 밀착될 수 있다.

[0042] 관통홀(122)은, 저장 용기(110) 내의 격막들(120)에 외력이 가해지지 않은 상태에서, 격막(120)을 사이에 두고 분리된 반응액들(130)이 관통홀(122)을 통하여 서로 확산 및 혼합되는 것을 최소화할 수 있는 크기로 구현될 수 있다. 실시예들에 따르면, 관통홀(122)의 직경(d3) 대 관통홀(122)의 길이(H)의 비(달리 얘기하면, 격막(120)의 내직경(d3) 대 격막(120)의 두께(H)의 비)는 0.02 내지 0.2 일 수 있다. 관통홀(122)의 직경(d3)이 큰 경우, 격막(120)을 사이에 두고 인접한 반응액들(130) 간의 확산 및 혼합을 방지하기 위해 관통홀(122)의 길이(H)는 상대적으로 길게 구현될 수 있다. 한편, 관통홀(122)의 크기가 작은 경우, 관통홀(122) 내로 지나가는 반응액(130)의 유동 저항이 커져, 반응액(130)의 이송을 위해 격막(120)에 가해지는 외력이 커질 수 있다. 예컨대, 관통홀(122)의 직경은 0.1 내지 1㎜ 일 수 있다. 한편, 관통홀(122)은 반응액들(130) 간의 확산을 최소화 하기 위하여 공기 또는 오일 등의 비활성 액상 물질로 충진될 수 있다.

[0043] 본 예에서, 관통홀(122)의 단면 형상이 원형인 것으로 도시되었지만, 본 발명의 실시예들이 이에 한정되는 것은 아니다. 다른 예에서, 관통홀(122)의 단면 형상은, 도 3a에 도시된 바와 같이 정사각형일 수 있다. 이 경우, 관통홀(122)은 폭(d3)을 가질 수 있다. 예컨대, 관통홀(122)의 폭(d3)은 0.1 내지 1㎜ 일 수 있다. 또 다른 예에서, 관통홀(122)의 단면 형상은, 도 3b에 도시된 바와 같이, 직사각형일 수 있다. 이 경우, 관통홀(122)은 장축 방향의 제1 폭(d3a) 및 단축 방향의 제2 폭(d3b)을 가질 수 있다. 예컨대, 제1 폭(d3a)은 1 ㎜ 보다 작고, 제2 폭(d3b)은 0.1㎜ 보다 클 수 있다.

[0044] 격막들(120)은 관통홀들(122)이 저장 용기(110)의 길이 방향에 평행한 일직선을 따라 정렬되도록 저장 용기(110) 내에 설치될 수 있다. 예컨대, 일 단면의 관점에서, 관통홀들(122) 격막들(120)의 중심 부분에 형성될 수 있다. 이 경우, 저장 용기(110) 내에 설치된 격막들(120)의 관통홀들(122)을 일직선을 따라 정렬시키는 것이 용이할 수 있다. 그러나, 본 발명의 실시예들이 이에 한정되는 것은 아니다.

[0045] 한편, 다른 실시예에 따르면, 저장 용기(110)는, 도 4에 도시된 바와 같이, 개방된 입구(112)를 갖는 사각형(예컨대, 정사각형)의 통 형상을 가질 수 있다. 저장 용기(110)는 그의 양단이 서로 마주하는 방향으로 길이(L)와 내부폭(d1)을 가질 수 있다. 그리고, 격막들(120)은 저장 용기(110)의 형상에 상응한 형상, 즉, 중공의 사각 기둥 형상을 가질 수 있다. 격막들(120)의 각각은 외부폭(d2), 내직경(d3) 및 길이(혹은 두께, H)를 가질 수 있다. 저장 용기(110)의 크기(d1, L) 및 격막들(120)의 크기(d2, d3, H)에 관한 내용은 도 2를 참조하여 설명한 바와 동일하므로 상세한 설명은 생략한다.

[0046] 또 다른 실시예에 따르면, 도시하지는 않았지만, 저장 용기(110)는 개방된 입구(112)를 갖는 삼각형, 육각형, 또는 팔각형의 통 형상(즉, 다각형의 통형상)을 가질 수 있다. 그리고, 격막들(120)은, 저장 용기(110)의 형상에 상응하여, 중공의 삼각 기둥, 육각 기둥 또는 팔각 기둥의 형상을 가질 수 있다.

[0048] 도 5는 도 1의 저장 용기 내에 반응액들을 저장하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0049] 도 5를 참조하면, 저장 용기(110)의 개방된 입구(112)가 위를 향한 상태에서, 다종의 반응액들(130a, 130b, 130c) 및 격막들(120a, 120b, 120c)이 입구(112)를 통해 교대로 저장 용기(110) 내로 제공될 수 있다. 예컨대, 제3 반응액(130c)이 저장 용기(110) 내에 주입되고, 이어서 제3 격막(120c)이 저장 용기(110)의 내벽과 밀착되도록 저장 용기(110) 내에 설치될 수 있다. 제3 격막(120c)은 제3 반응액(130c)과 접하도록 설치될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다. 필요에 따라, 제3 격막(120c)의 관통홀(122) 내에 오일과 같은 비활성 액체가 충진될 수 있다. 이어서, 제2 반응액(130b) 및 제2 격막(120b)이 순차적으로 저장 용기(110) 내로 제공되고, 마찬가지로, 제1 반응액(130a)과 제1 격막(120a)이 순차적으로 저장 용기(110) 내로 제공될 수 있다. 필요에 따라, 제2 격막(120b)의 관통홀(122) 및 제1 격막(120a)의 관통홀(122) 내에 오일과 같은 비활성 액체가 충진될 수 있다. 이로써, 저장 용기(110) 내에, 저장 용기(110)의 길이 방향을 따라 이격되어 배치되는 제1 내지 제3 격막들(120a, 120b, 120c)이 설치될 수 있으며, 격막들(120)에 의해 분리되는 저장 용기(110)의 저장 공간들에 제1 내지 제3 반응액들(130a, 130b, 130c) 각각 저장될 수 있다.

[0050] 본 발명의 실시예들에 따르면, 개방된 입구를 갖는 통형상의 저장 용기 내에 반응액들 및 격막들을 교대로 주입 및 설치함으로써, 다종의 반응액들을 저장할 수 있는 반응액 저장 장치가 구현될 수 있다. 이에 따라, 저렴한 제조 비용으로 제조 가능하고 반응액들의 항상성을 유지될 수 있는 반응액 저장 장치가 제공될 수 있다.

[0052] 도 6a 및 도 6b는 도 1의 반응액 저장 장치를 구비한 바이오 반응 장치를 설명하기 위한 도면들이다. 도 7 및 도 8은 도 6a의 A 부분에 대응하는 확대도들이다. 도 6a의 바이오 반응 장치(500)와 도 6b의 바이오 반응 장치(500)는 구동 부재(300)가 연결되는 위치를 달리할 뿐 서로 동일할 수 있다. 이하 설명의 간소화를 위해 도 6a의 바이오 반응 장치(500)를 기준으로 설명한다.

[0053] 도 6a를 참조하면, 바이오 반응 장치(500)는 반응액 저장 장치(100), 바이오 칩(200), 및 구동 부재(300)를 포함할 수 있다.

[0054] 반응액 저장 장치(100)는, 앞서 도면들을 참조하여 설명한 바와 같이, 저장 용기(110), 저장 용기(110) 내의 격막들(120) 및 격막들(120)에 의해 분리된 저장 용기(110)의 저장 공간들 내에 각각 저장되는 다종의 반응액들(130)을 포함할 수 있다. 반응액 저장 장치(100)는 바이오 칩(200)에 연결되어 바이오 칩(200)의 내부로 반응액들(130)을 순차적으로 공급할 수 있다.

[0055] 바이오 칩(200)은 반응액 저장 장치(100)로부터 순차적으로 공급된 반응액들(130)을 이용하여 바이오 반응(또는 생화학 반응)을 수행할 수 있다. 예컨대, 바이오 칩(200)은 랩온어칩 형태의 바이오 칩(200)일 수 있다. 일 실시예에 따르면, 바이오 칩(200)은 모세관 형태로 제작될 수 있으며, 저장 용기(110) 내로 삽입되어 반응액 저장 장치(100)의 격막(120)과 연결될 수 있다.

[0056] 상세하게, 바이오 칩(200)은 몸체부(210) 및 몸체부(210) 내에 형성된 반응액 이송 채널(220)을 포함할 수 있다. 몸체부(210)는 관 형태를 가질 수 있으며, 저장 용기(110) 내에 삽입될 수 있도록 저장 용기(110)의 내직경(d1, 도 2 참조)보다 작은 외직경 또는 외부폭을 가질 수 있다. 몸체부(210)는 예컨대, 실리콘(silicon), 유리, 플라스틱 폴리머(plastic polymer) 또는 이들이 조합된 물질로 이루어질 수 있다. 반응액 이송 채널(220)의 일단에는 반응액 저장 장치(100)의 반응액들(130)이 주입되는 반응액 주입구(230)가 제공될 수 있다. 반응액 주입구(230)가 형성된 몸체부(210)의 일단은 저장 용기(110) 내로 삽입되어 저장 용기(110)의 입구(112)에 인접하

게 설치된 격막(120)에 직접 연결될 수 있다. 즉, 도 7에 도시된 바와 같이, 몸체부(210)의 일단은 제1 격막(120a)에 직접 연결될 수 있다. 이 때, 바이오 칩(200)의 반응액 주입구(230)는 제1 격막(120a)의 관통홀(122)과 정렬되어 서로 연통될 수 있다.

[0057] 다른 실시예에서, 바이오 칩(200)은 연결 부재(240)를 이용하여 제1 격막(120a)에 연결될 수 있다. 즉, 몸체부(210)의 일단은, 도 8에 도시된 바와 같이, 연결 부재(240)에 결합될 수 있고, 연결 부재(240)는 저장 용기(110)의 입구(112)를 통해 저장 용기(110) 내로 삽입되어 제1 격막(120a)과 연결될 수 있다. 연결 부재(240)는 그의 내부에 연결 통로(242)를 구비할 수 있고, 연결 통로(242)는 바이오 칩(200)의 반응액 주입구(230)와 제1 격막(120a)의 관통홀(122)을 연결시킬 수 있다. 연결 부재(240)는 저장 용기(110)의 내벽과 밀착될 수 있다. 예컨대, 연결 부재(240)는 격막들(120)과 동일한 재질로 이루어질 수 있으나, 본 발명의 실시예들이 이에 한정되는 것은 아니다. 결론적으로, 바이오 칩(200)의 일단은 저장 용기(110) 내로 삽입되어 반응액 저장 장치(100)의 격막(120)과 직접 또는 간접적으로 연결될 수 있다.

[0058] 한편, 몸체부(210)는 반응액 이송 채널(220) 내로 이송된 반응액들(130)을 배출하기는 배출구(미도시) 및/또는 반응액 이송 채널(220)로 생체 시료를 주입하기 위한 생체 시료 주입구(미도시)를 더 포함할 수 있다.

[0059] 본 실시예에서, 반응액 이송 채널(220)에는 타겟 물질이 제공될 수 있다. 타겟 물질은 분석하고자 하는 생체 시료(예컨대, 혈액, 배뇨, 또는 타액 등)에 포함된 생체 물질로서, 예를 들어, 단백질, 세포, 바이러스, 핵산, 유기 분자 또는 무기 분자일 수 있다. 단백질의 경우, 항원, 항체, 기질 단백질, 효소, 조효소 등 어떠한 바이오 물질이라도 가능하다. 그리고 핵산의 경우, DNA, RNA, PNA, LNA 또는 그들의 혼성체일 수 있다.

[0060] 일 실시예에 따르면, 구동 부재(300)는 바이오 칩(200)에 연결되어 바이오 칩(200)에 구동력을 제공할 수 있다. 구동 부재(300)의 구동력에 의해 바이오 칩(200)은 그에 연결된 격막(120)을 가압하도록 선형 이동될 수 있다. 예컨대, 구동 부재(300)는, 도 6a에 도시된 바와 같이, 몸체부(210)의 타단에 직접 또는 간접적으로 연결될 수 있으며, 몸체부(210)는 구동 부재(300)의 구동력에 의해 그의 길이 방향을 따라 직선 이동되어 그의 일단에 연결된 제1 격막(120a)을 가압할 수 있다. 한편, 구동 부재(300)는 몸체부(210)의 측부에 연결될 수도 있다.

[0061] 다른 실시예에 따르면, 구동 부재(300)는 반응액 저장 장치(100)에 연결되어 반응액 저장 장치(100)에 구동력을 제공할 수 있다. 예컨대, 구동 부재(300)는, 도 6b에 도시된 바와 같이, 저장 용기(110)의 타단에 직접 또는 간접적으로 연결될 수 있다. 구동 부재(300)의 구동력에 의해 저장 용기(110) 그의 타단에서 개방된 일단을 향하는 방향으로 선행 이동될 수 있다. 이 때, 바이오 칩(200)은 고정되며, 결과적으로 바이오 칩(200)은 그에 연결된 격막(120)을 가압할 수 있다.

[0062] 구동 부재(300)는 구동력을 발생시키기 위한 구동부, 구동부로부터 발생된 회전력을 몸체부(210)로 전달하는 동력 전달부 및 구동부를 제어하기 위한 제어부 등을 포함할 수 있다. 구동부는 예컨대, 모터를 포함할 수 있으며, 동력 전달부는 예컨대, 기어를 포함할 수 있다. 제어부는 구동부를 제어하여 몸체부(210)를 통해 격막(120)으로 전달되는 구동력을 조절할 수 있다. 이와 같은 구동력의 조절에 의해, 저장 용기(110)로부터 토출되는 반응액들(130)의 이송 속도가 제어될 수 있다.

[0063] 반응액 저장 장치(100)로부터 반응액 이송 채널(220)로 반응액들(130)이 공급되면, 반응액 이송 채널(220) 내에서 바이오 반응이 수행될 수 있다. 바이오 반응에 따른 바이오 신호는 다양한 물리화학적 검출 방법을 이용하여 통해 측정될 수 있다. 예컨대, 바이오 칩(200)은 반응액 저장 장치(100)에 탈장착 가능하도록 구성될 수 있으며, 바이오 반응의 수행 후 반응액 저장 장치(100)로부터 탈착된 바이오 칩(200)은 바이오 신호를 측정하기 위한 다양한 검출 장치들에 이용될 수 있다. 다른 예로, 바이오 반응 장치(500)에 바이오 신호의 결과를 검출하기 위한 측정 수단(예컨대, 광원 및 광 검출기 등)이 장착되어, 바이오 반응의 수행 및 이에 따른 바이오 신호를 검출하기 위한 바이오 물질 검출 시스템이 구성될 수 있다.

[0065] 도 9a 내지 도 9e는 도 6a의 바이오 반응 장치의 동작 방법을 설명하기 위한 도면들이다. 즉, 도 9a 내지 도 9e는 반응액 저장 장치로부터 바이오 칩의 내부로 반응액들을 공급하는 방법을 설명하기 위한 도면들이다.

[0066] 도 6a 및 도 9a를 참조하면, 제1 격막(120a)에 외력이 인가되지 않은 상태의 바이오 반응 장치(500)가 제공된다. 즉, 제1 내지 제3 반응액들(130a, 130b 130c)을 구비한 반응액 저장 장치(100) 및 제1 격막(120a)에 연결된 몸체부(210)를 구비한 바이오 칩(200)이 제공될 수 있다. 몸체부(210)의 내부에 구비된 반응액 주입구(230)는 제1 격막(120a)의 관통홀(122)과 정렬되어 서로 연통된다.

[0067] 도 6a 및 도 9b를 참조하면, 구동 부재(300)에 의해 몸체부(210)가 그의 길이 방향을 따라 직선 이동하여 제1 격막(120a)에 외력이 인가될 수 있다. 외력이 인가된 제1 격막(120a)은 저장 용기(110)의 길이 방향(즉, 저장 용기(110)의 일단으로부터 타단을 향하는 방향)으로 직선 이동될 수 있다. 이에 따라, 제1 반응액(130a)은 압축될 수 있으며, 압축된 제1 반응액(130a)은 제1 격막(120a)의 관통홀(122)을 통해 반응액 주입구(230)로 토출될 수 있다. 한편, 제1 반응액(130a)이 이송되는 동안 제2 격막(120b)은 정지된 상태일 수 있다. 이는 격막들(120)이 탄성을 갖는 재질로 이루어져 저장 용기(110)의 내벽과 강하게 밀착되어 설치됨에 따라, 제1 반응액(130a)의 이송에 따른 유동 저항보다, 제2 격막(120b)과 저장 용기(110)의 밀착에 의해 전단 저항이 더 크기 때문일 수 있다. 이에 따라, 제1 반응액(130a)이 이송되는 동안 제1 반응액(130a)과 제2 반응액(130b)이 혼합되는 것이 방지될 수 있다. 구동 부재(300)는, 몸체부(210)를 통해 제1 격막(120a)에 전달되는 외력을 제어하여 제1 반응액(130a)의 이송 속도를 조절할 수 있다.

[0068] 도 6a 및 도 9c를 참조하면, 제1 격막(120a)이 제2 격막(120b)과 접할 때까지 저장 용기(110)의 길이 방향을 따라 직선 이동될 수 있다. 제1 격막(120a)이 제2 격막(120b)과 접할 때까지 직선 이동하는 동안, 제1 반응액(130a)은 바이오 칩(200)의 반응액 이송 채널(220)로 전부 이송될 수 있다. 한편, 제1 격막(120a)과 제2 격막(120b)이 물리적으로 연결됨에 따라, 제1 격막(120a)에 가해지는 외력은 제2 격막(120b)에 전달될 수 있다. 이에 따라, 제2 격막(120b)은 제1 격막(120a)과 함께 저장 용기(110)의 길이 방향으로 이동될 수 있다.

[0069] 도 6a 및 도 9d를 참조하면, 제2 격막(120b)이 제3 격막(120c)과 접할 때까지 저장 용기(110)의 길이 방향을 따라 직선 이동될 수 있다. 제2 격막(120b)이 제3 격막(120c)과 접할 때까지 직선 이동하는 동안, 제2 반응액(130b)은 바이오 칩(200)의 반응액 이송 채널(220)로 전부 이송될 수 있다. 이 때, 먼저 이송된 제1 반응액(130a)은 배출구(미도시)를 통해 배출될 수 있다. 한편, 제2 격막(120b)과 제3 격막(120c)이 물리적으로 연결됨에 따라, 제1 격막(120a)에 가해지는 외력은 제2 격막(120b)을 통해 제3 격막(120c)에 전달될 수 있다. 이에 따라, 제3 격막(120c)은 제1 및 제2 격막들(120a, 120b)과 함께 저장 용기(110)의 길이 방향으로 이동될 수 있다.

[0070] 도 6a 및 도 9e를 참조하면, 제3 격막(120c)이 저장 용기(110)의 타단과 접할 때까지 저장 용기(110)의 길이 방향을 따라 직선 이동될 수 있다. 제3 격막(120c)이 저장 용기(110)의 타단과 접할 때까지 직선 이동하는 동안, 제3 반응액(130c)은 바이오 칩(200)의 반응액 이송 채널(220)로 전부 이송될 수 있다. 이 때, 먼저 이송된 제2 반응액(130b)은 배출구(미도시)를 통해 배출될 수 있다.

[0071] 본 발명의 실시예들에 따르면, 간단한 구동 부재를 이용하여 바이오 칩에 연결된 격막들에 외력을 인가하여 격막들을 순차적으로 선형 이동시킬 수 있고, 격막들의 선형 이동에 의해 가압된 반응액들은 격막들에 형성된 관통홀을 통과하여 바이오 칩의 내부로 순차적으로 공급될 수 있다. 이에 따라, 간단한 동작에 의해 재연성 있는 반응액을 공급할 수 있는 반응액 저장 장치 및 이를 구비한 바이오 반응 장치가 제공될 수 있다.

[0073] 이하 도 6a의 바이오 반응 장치를 이용하여 바이오 반응이 수행되는 예를 설명한다. 도 10 및 도 11은 도 6a의 바이오 반응 장치를 이용하여 바이오 반응이 수행되는 예를 설명하기 위한 도면들로서, 바이오 칩의 일부를 확대한 도면들이 다.

[0074] 먼저 도 6a 및 도 10을 참조하면, 본 예에서 바이오 칩(200)은 면역 반응을 위한 바이오 칩일 수 있다. 이 경우, 반응액 이송 채널(220)의 내벽에는 면역 반응의 수행을 위한 1차 항체(212)가 고정될 수 있다. 면역 반응의 수행을 위해, 먼저 반응액 이송 채널(220) 내로 항원을 포함하는 혈액 등의 생체 시료가 주입될 수 있다. 생체 시료는 몸체부(210)에 별도로 형성된 생체 시료 주입구(미도시)를 통해 주입될 수 있다. 이에 따라, 1차 항체(212)와 항원의 면역 반응이 일어날 수 있다. 이 후, 도 9a 내지 도 9e를 참조하여 설명한 방법에 따라, 바이오 칩(200)의 반응액 이송 채널(220)로 다종의 반응액들(130)이 순차적으로 공급될 수 있다. 본 예에서, 다종의 반응액들(130)은 세척액, 라벨된 2차 항체 및 기질용액(substrate)으로 구성될 수 있다. 이에 따라, 바이오 칩(200) 내에서 면역 반응이 수행될 수 있다.

[0075] 면역 반응에 의해 발생된 면역 반응 신호는 발색 반응법, 화학 발광법, 형광법, 스테이닝(staining) 신호 증폭법 등을 이용하여 측정될 수 있다. 예컨대, 광학적 방법을 이용하여 면역 반응 신호를 측정하는 경우, 광신호 발생기를 이용하여 면역 반응의 수행 전후에 반응액 이송 채널(220)로 광을 입사시킨 후, 광신호 측정기를 이용하여 광 신호의 변화를 측정함으로써, 타겟 물질(즉, 바이오마커)의 존재 여부 및 양을 측정할 수 있다.

[0076] 도 6a 및 도 11을 참조하면, 본 예에서 바이오 칩(200)은 유전자 전처리를 위한 바이오 칩일 수 있다. 이 경우, 반응액 이송 채널(220) 내에는 고체 기질(214)이 제공될 수 있다. 유전자 전처리를 위해, 먼저 반응액 이송 채

널(220) 내로 혈액 등의 생체 시료가 주입될 수 있다. 생체 시료는 몸체부(210)에 별도로 형성된 생체 시료 주입구(미도시)를 통해 주입될 수 있다. 이 후, 도 9a 내지 도 9e를 참조하여 설명한 방법에 따라, 바이오 칩(200)의 반응액 이송 채널(220)로 다종의 반응액들(130)이 순차적으로 이송될 수 있다. 본 예에서, 다종의 반응액들(130)은 세포 파쇄액(lysis buffer), 세척액(washing buffer) 및 용출액(elution buffer)으로 구성될 수 있다. 세포 파쇄액이 반응액 이송 채널(220)로 먼저 공급되어 세포를 파쇄하고, 세포 내 유전자가 고체 기질(214)에 접착(binding)될 수 있다. 이 후 세척액 및 용출액을 반응액 이송 채널(220)로 순차적으로 공급함으로써 접착된 유전자를 용출시킬 수 있다.

[0078] 도 12는 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 반응 장치를 설명하기 위한 도면이다. 도 12의 바이오 반응 장치(500A)은 도 6a의 바이오 반응 장치(500)와 바이오 칩(200)의 구성을 달리하는 것을 제외하면 실질적으로 동일할 수 있다. 설명의 간소화를 위해 중복되는 구성의 설명은 생략한다.

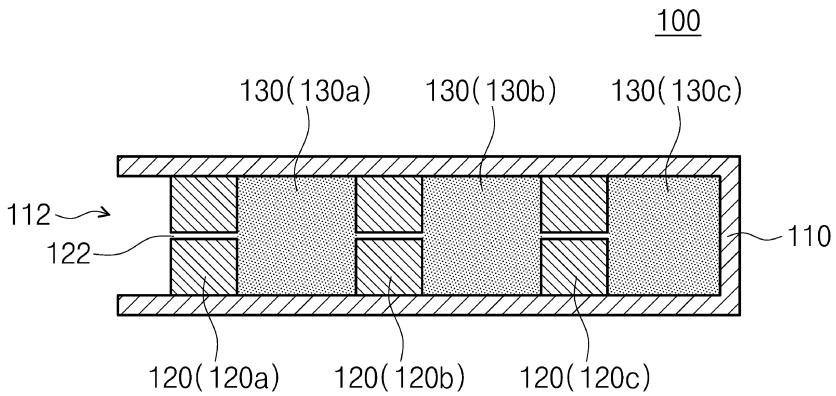
[0079] 도 12를 참조하면, 바이오 칩(200)은 제1 몸체부(210), 제2 몸체부(250) 및 연결부(245)를 포함할 수 있다. 제1 몸체부(210)는 제1 반응액 주입구(230), 제1 반응액 이송 채널(220) 및 제1 반응액 배출구(222)를 포함할 수 있다. 제2 몸체부(250)는 제2 반응액 주입구(252) 및 제2 반응액(130b) 이송 채널(260)을 포함할 수 있다. 연결부(245)는 제1 반응액 배출구(222)와 제2 반응액 주입구(252)를 연결하는 이송 통로를 구비할 수 있다.

[0080] 제1 몸체부(210)의 일단은 반응액 저장 장치(100)의 격막(120)에 연결될 수 있고, 제2 몸체부(250)는 연결부(245)를 통해 제1 몸체부(210)와 연결될 수 있다. 반응액 저장 장치(100)로부터 공급되는 반응액들(130)은 제1 반응액 주입구(230), 제1 반응액 이송 채널(220), 제1 반응액 배출구(222), 제2 반응액 주입구(252)를 거쳐 제2 반응액 이송 채널(260)로 이송될 수 있다. 본 실시예에서, 타겟 물질은 제2 반응액 이송 채널(260)에 제공될 수 있으며, 이에 따라, 바이오 반응은 제2 반응액 이송 채널(260) 내에서 수행될 수 있다. 한편, 제2 몸체부(250)는 제2 반응액 이송 채널(260) 내로 이송된 반응액들(130)을 배출하기 위한 배출구(미도시) 및/또는 제2 반응액 이송 채널(260)로 생체 시료를 주입하기 위한 생체 시료 주입구(미도시)를 더 포함할 수 있다.

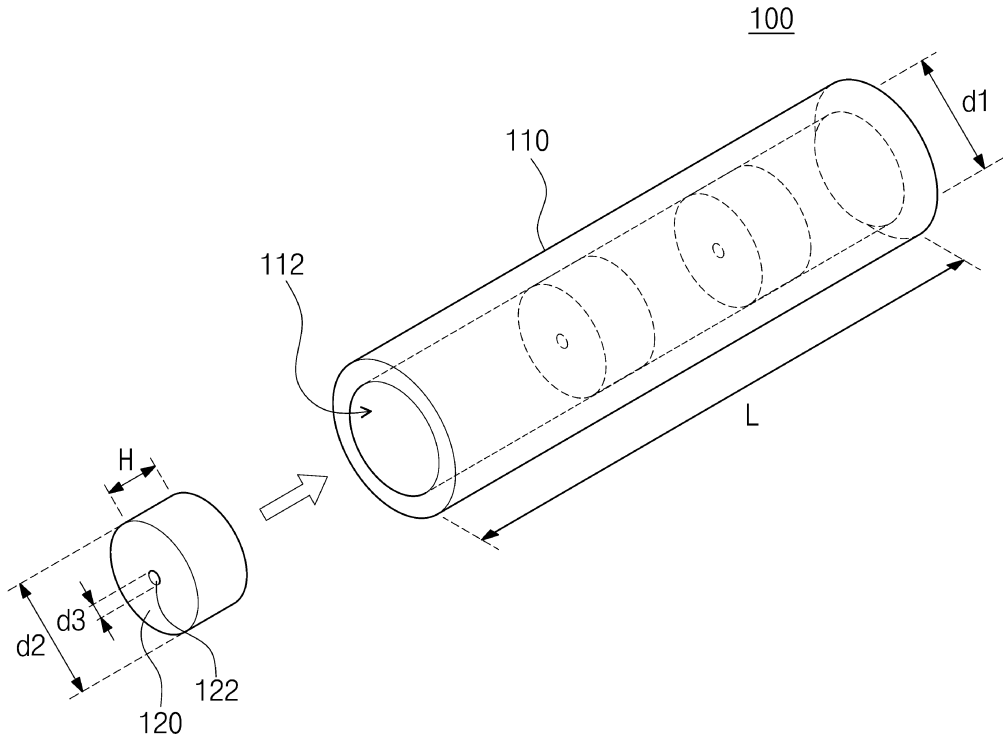
[0081] 이상, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예를 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예에는 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

도면

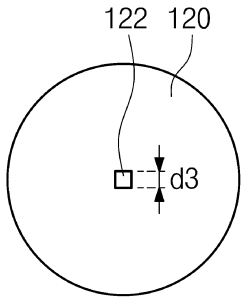
도면1



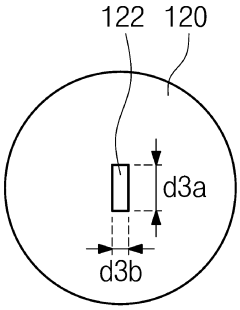
도면2



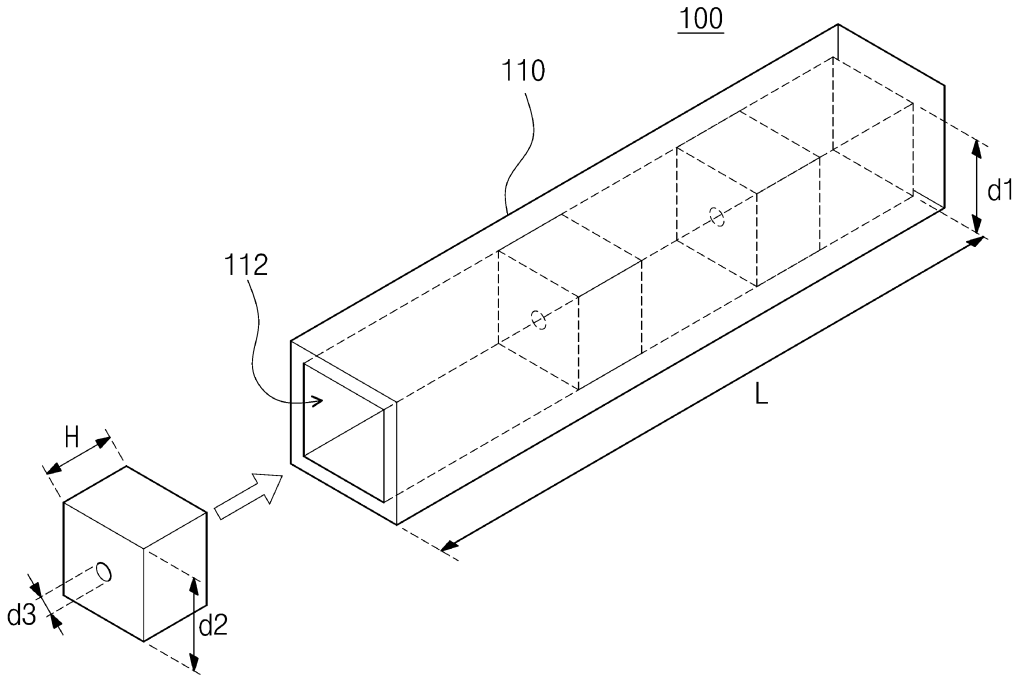
도면3a



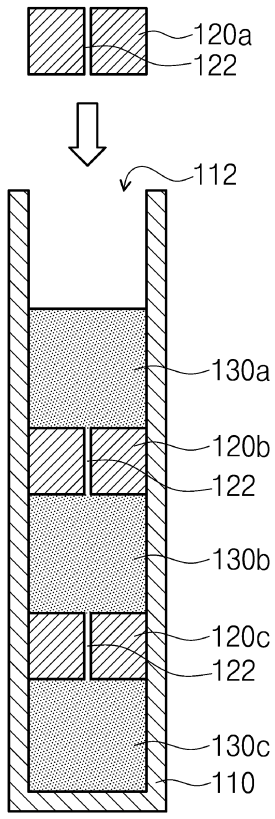
도면3b



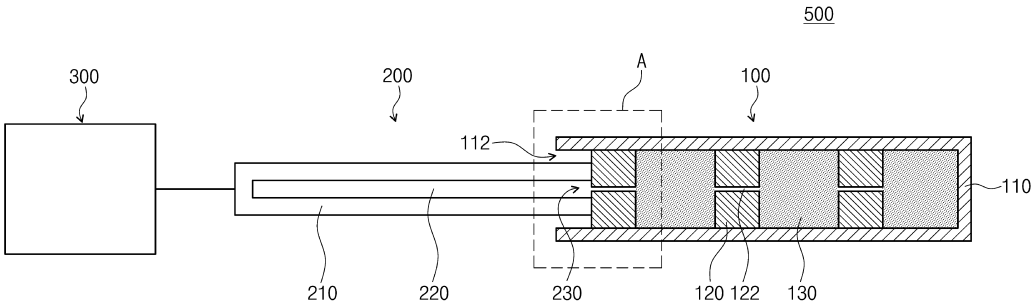
도면4


100
110
112
d1
L
H
d3
d2

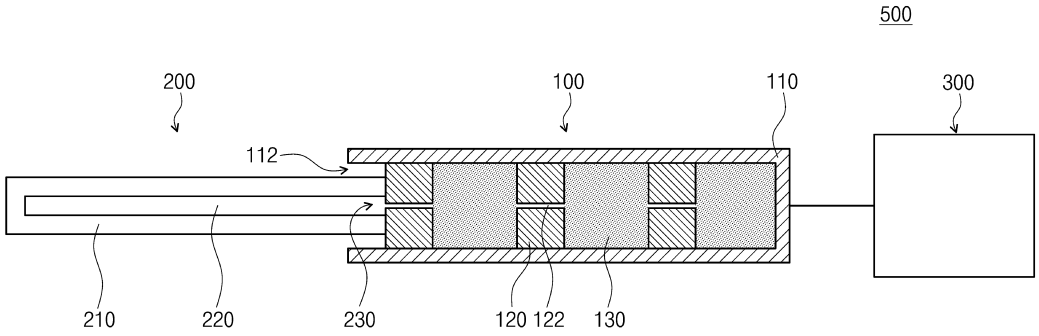
도면5


120a
122
112
130a
120b
122
130b
120c
122
130c
110

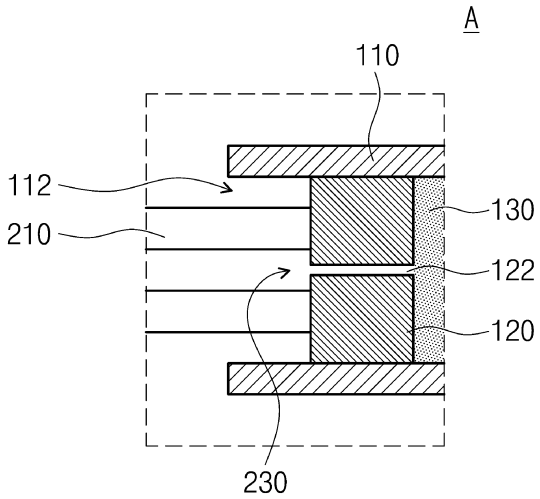
도면6a



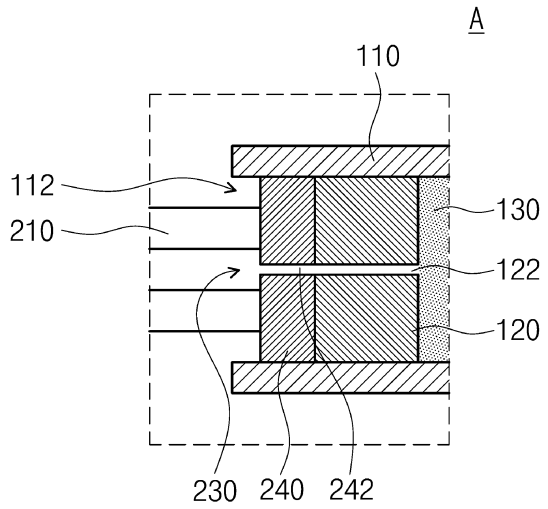
도면6b



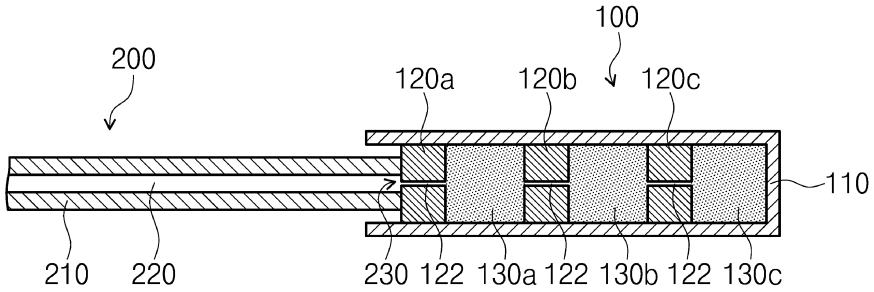
도면7



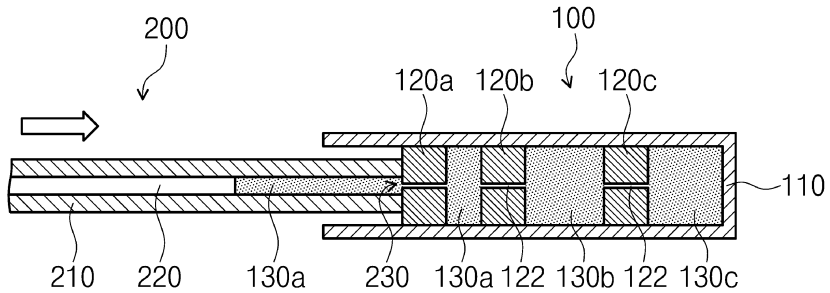
도면8



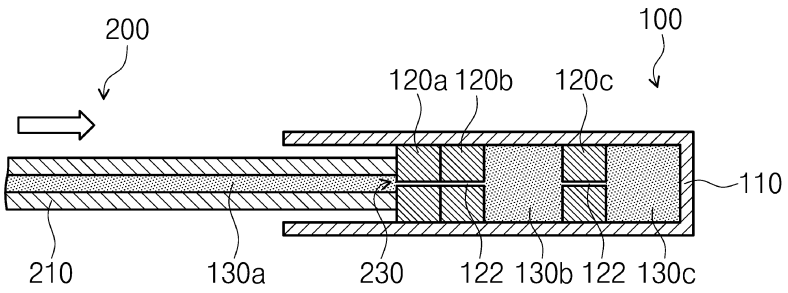
도면9a



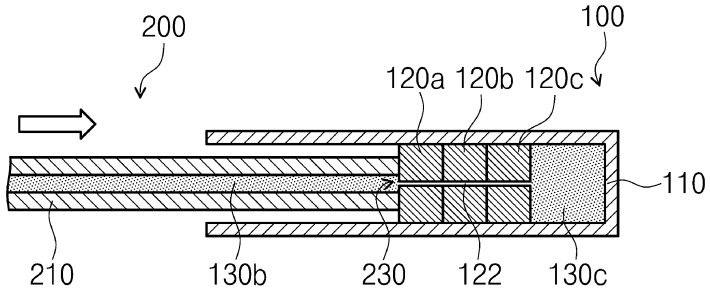
도면9b



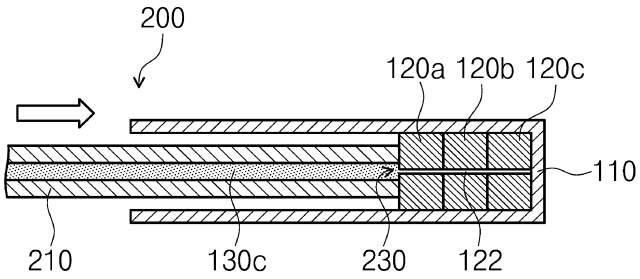
도면9c



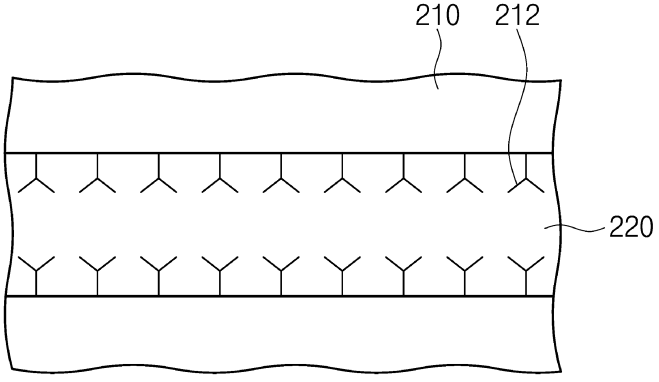
도면9d



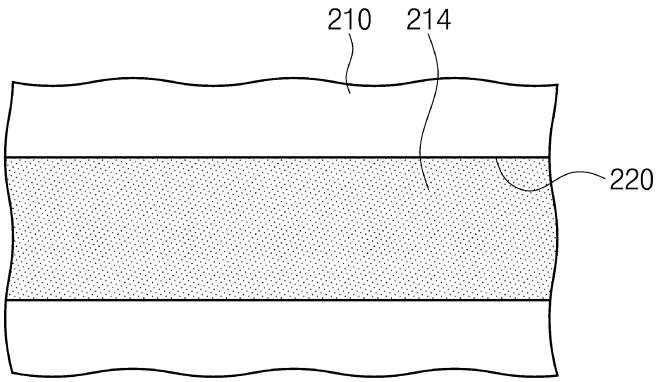
도면9e



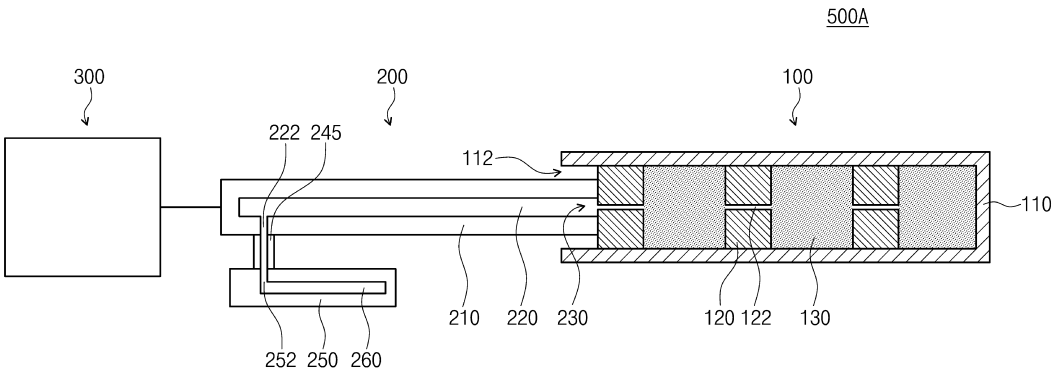
도면10



도면11


210
214
220

도면12


500A
300
200
100
222
245
112
110
210
220
230
120
122
130
252
250
260