(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년06월29일
(11) 등록번호 10-1872780
(24) 등록일자 2018년06월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
B01L 3/00 (2006.01) *C12M 1/26* (2006.01)
C12M 3/06 (2006.01)
(52) CPC특허분류
B01L 3/50273 (2013.01)
B01L 3/502761 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0011273
(22) 출원일자 2017년01월24일
심사청구일자 2017년01월24일
(56) 선행기술조사문헌
KR100850235 B1*
(뒷면에 계속)
전체 청구항 수 : 총 14 항

(73) 특허권자
광주과학기술원
광주광역시 북구 첨단과기로 123 (오룡동)
(72) 발명자
양성
광주광역시 북구 첨단과기로 123(오룡동) 광주과학기술원 기계공학과
현지철
광주광역시 북구 첨단과기로 123(오룡동) 광주과학기술원 기계공학과
(74) 대리인
특허법인지원

심사관 : 양경식

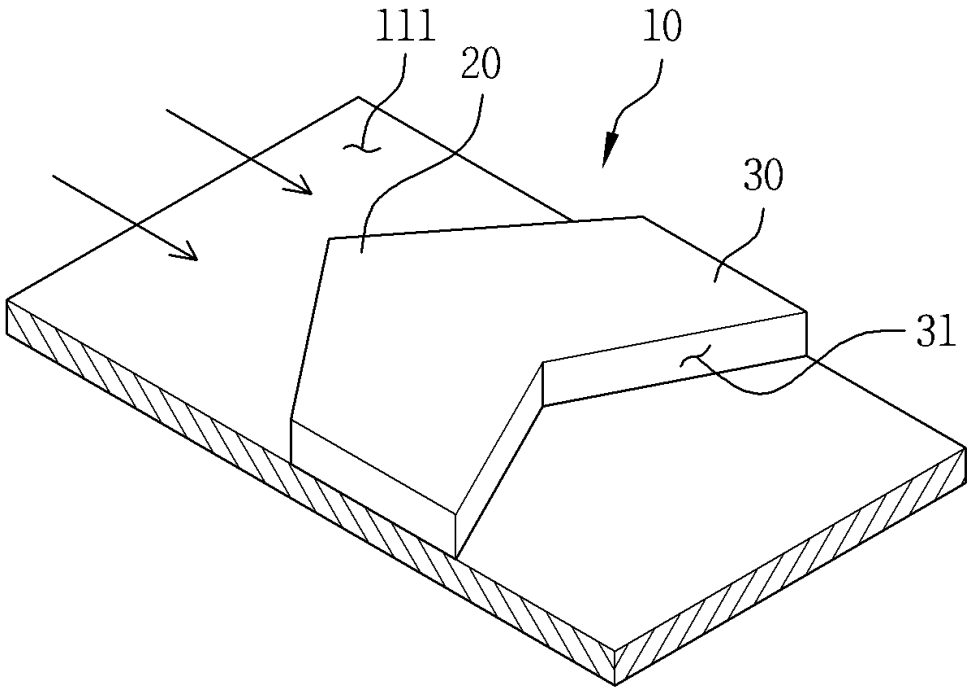
(54) 발명의 명칭 **헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치**

(57) 요 약

본 발명은 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치에 관한 것으로서, 상기 헤링본 타입 유체유도유닛은 상기 유동로 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재 및 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1



인입된 인입부분이 형성되거나 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된 후방부재를 구비하고, 상기 후방부재에 상기 인입부분이 형성시 상기 인입부분은 상기 후방부재의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성되고, 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선의 사이각이 상기 전방부재의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선의 사이각보다 크되, 180도 이하로 형성된다.

본 발명에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치는 유체를 간섭하는 유체유도유닛이 전단부를 이루를 각도보다 후단부를 이루는 각도가 더 크게 형성되어 있으므로 유체유도유닛의 후방의 유체 흐름에 발생하는 압력강하를 감소시켜 유체에 대한 세포의 회수효율을 향상시킬 수 있다는 장점이 있다.

(52) CPC특허분류
C12M 23/16 (2013.01)
C12M 33/00 (2013.01)
B01L 2200/0652 (2013.01)
B01L 2300/0848 (2013.01)
B01L 2300/089 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌
KR1020160069427 A
JP2011067785 A
KR1020130010499 A
Lap Chip, (2008), 8(12), pp 2128-2134.
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 GM09520
부처명 산업통상자원부
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 바이오의료기기산업핵심기술개발사업(의료기기)
연구과제명 세균성/바이러스성 상기도감염 감별 진단을 위한 혈액 내 6가지 항목 20분 이내 다중 동시 측정용 현장검사 의료기기 핵심 미세유체 칩 기술개발
기 여 율 1/2
주관기관 광주과학기술원
연구기간 2016.05.01 ~ 2016.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 NN16880
부처명 미래창조과학부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 나노.소재원천기술개발사업
연구과제명 식품샘플 전처리 기술 개발
기 여 율 1/2
주관기관 광주과학기술원
연구기간 2016.08.01 ~ 2017.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

유체가 유동하는 유동로 상에 설치되며, 상기 유체에 포함된 세포 또는 미세입자들을 일측으로 유도하는 헤링본 타입 유체 유도유닛에 있어서,

상기 유동로 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재; 및

상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이 인입된 인입부분이 형성되거나 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된 후방부재;를 구비하고,

상기 후방부재에 상기 인입부분이 형성시 상기 인입부분은 상기 후방부재의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성되고, 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선의 사이각이 상기 전방부재의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선의 사이각보다 크되, 180도 이하로 형성된,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 인입부분은 '∧'자 형으로 형성된,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 인입부분은 상기 제1 및 제2가상선의 사이각이 160°이상인,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 후방부재에 상기 돌출부분이 형성시, 상기 돌출부분은 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성된,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 돌출부분은 'V'자 형으로 형성된,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 전방부재는 '∧'자 형으로 형성된,

헤링본 타입 유체유도유닛.

청구항 7

내부에 분류대상 세포 또는 미세입자가 포함된 유체가 유동하는 유동로가 마련된 본체;

상기 유체의 흐름을 간섭하여 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 상기 유동로의 내측면 측으로 유도할 수 있도록 상기 유동로 상에 설치되는 것으로서, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전후방향을 따라 상호 이격되게 배열된 다수의 헤링본 타입 유체 유도유닛; 및

상기 헤링본 타입 유체 유도유닛으로부터 후방으로 이격된 위치의 상기 본체에 설치되며, 상기 유동로의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 수집하여 배출하는 배출부;를 구비하고,

상기 헤링본 타입 유체 유도유닛은 상기 유체의 유동방향을 기준으로 후단부의 모서리부분의 각도가 전단부의 모서리부분의 각도보다 더 크게 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 헤링본 타입 유체 유도유닛은

상기 유동로 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재; 및

상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이 인입된 인입부분이 형성되거나 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된 후방부재;를 구비하고,

상기 후방부재에 상기 인입부분이 형성시 상기 인입부분은 상기 후방부재의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성되고, 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선의 사이각이 상기 전방부재의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선의 사이각보다 크되, 180도 이하로 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 인입부분은 '∧'자 형으로 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 인입부분은 상기 제1 및 제2가상선의 사이각이 160°이상인,

세포 농축 장치.

청구항 11

제8항에 있어서,

상기 후방부재에 상기 돌출부분이 형성시, 상기 돌출부분은 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 후방부재는 'V'자 형으로 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 13

제8항에 있어서,

상기 전방부재는 '∧'자 형으로 형성된,

세포 농축 장치.

청구항 14

제8항에 있어서,

상기 배출부는 상기 본체의 유동로에 연통되는 제1배출로 및 복수의 제2배출로가 형성되되, 상기 제2배출로들로 상기 유동로의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들이 유입될 수 있도록 상기 제1배출로를 기준으로 좌우측에 각각 상기 제2배출로들이 배치된,

세포 농축 장치.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치에 관한 것으로서, 유체에 포함된 세포 또는 미세입자들을 일측으로 유도할 수 있도록 헤링본 형상으로 형성된 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로 병원균 검출 또는 분자 진단법 등과 같은 생물학적 분석 과정은 시료로부터 표적 세포를 분리하는 단계, 세포를 농축시키는 단계, 생분자를 분리하는 단계, 생분자를 증폭시키는 단계, 혼성화 반응을 수행하는 단계 및 검출 단계로 이루어진다.

[0003] 이 중, 유전자 수준에서 질병을 진단, 치료 또는 예방하기 위하여 세포, 박테리아 또는 바이러스와 같은 생물학적 시료로부터 단백질이나 핵산을 추출하는 기술이 핵산 증폭 반응 기술과 연계되어 최근 널리 활용되고 있다.

[0004] 또한, 질병의 진단, 치료 또는 예방 이외에도 맞춤형 신약 개발, 법 의학, 환경 호르몬 검출 등 다양한 분야에서 생물학적 시료로부터 단백질이나 핵산을 추출하는 기술이 요구되고 있는 실정이다.

[0005] 종래의 방법으로는 특이적인 용해 완충액(lysis buffer) 등을 이용하는 화학적인 방법이 주를 이루었다. 일례로 도데실황산나트륨(SDS)이나 프로테이나아제(proteinase) K로 처리하여 가용화한 후 페놀로 단백질을 변성 제거함으로써 핵산을 정제하는 방법이 있었으나, 이러한 페놀 추출법은 많은 처리 단계를 수행해야 하기 때문에 많은 시간이 소요될 뿐만 아니라 핵산 추출 효율이 연구자의 경험과 노하우 등에 의해 크게 좌우되어 신뢰성이 떨어지는 문제가 있었다.

[0006] 한편, 다른 방법으로 국내 등록특허공보 제10-1515394에는 헤링본(herringbone) 패턴으로 형성된 미세유체 칩의 채널 내에 주입된 시료를 농축시키고, 채널 내벽에 삽입된 금 나노 입자의 광열 효과(photothermal effect)를 이용하여 시료 내 세포를 용해(lysis)시키기 위한 세포 용해 미세유체 장치가 개시되어 있다.

[0007] 그러나 상기 세포 용해 미세유체 장치는 헤링본 패턴의 전단부를 이루는 각도와 후단부를 이루는 각도가 동일하므로 유체의 유량 또는 유속이 증가할 경우, 헤링본 패턴의 후단부 흐름에서 압력강하가 발생하여 유체에 포함된 세포의 응집율이 감소하는 단점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 개선하기 위해 창안된 것으로서, 헤링본 패턴을 갖는 유체유도유닛의 후방 유체 흐름에 발생하는 압력강하를 감소시키기 위해 전단부를 이루를 각도보다 후단부를 이루는 각도가 더 크게 형성된 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치를 제공하는데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0009] 상기 목적을 달성하기 위한 본 발명에 다른 헤링본 타입 유체유도유닛은 유체가 유동하는 유동로 상에 설치되며, 상기 유체에 포함된 세포 또는 미세입자들을 일측으로 유도하는 헤링본 타입 유체 유도유닛에 있어서, 상기 유동로 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재 및 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이 인입된 인입부분이 형성되거나 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된 후방부재를 구비한다.

[0010] 상기 후방부재에 상기 인입부분이 형성시 상기 인입부분은 상기 후방부재의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성되고, 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선의 사이각이 상기 전방부재의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선의 사이각보다 크되, 180도 이하로 형성된다.

[0011] 상기 인입부분은 '∧'자 형으로 형성된 것이 바람직하다.

[0012] 상기 인입부분은 상기 제1 및 제2가상선의 사이각이 160°이상일 수도 있다.

[0013] 상기 후방부재에 상기 돌출부분이 형성시, 상기 돌출부분은 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성될 수도 있다.

[0014] 상기 돌출부분은 'V'자 형으로 형성될 수도 있다.

[0015] 상기 전방부재는 '∧'자 형으로 형성된다.

[0016] 한편, 본 발명에 따른 세포 농축 장치는 내부에 분류대상 세포 또는 미세입자가 포함된 유체가 유동하는 유동로가 마련된 본체와, 상기 유체의 흐름을 간섭하여 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 상기 유동로의 내측면 측으로 유도할 수 있도록 상기 유동로 상에 설치되는 것으로서, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전후방향을 따라 상호 이격되게 배열된 다수의 헤링본 타입 유체 유도유닛과, 상기 헤링본 타입 유체 유도유닛으로부터 후방으로 이격된 위치의 상기 본체에 설치되며, 상기 유동로의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 수집하여 배출하는 배출부를 구비한다.

[0017] 상기 헤링본 타입 유체 유도유닛은 상기 유동로 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재 및 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이 인입된 인입부분이 형성되거나 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된 후방부재를 구비한다.

[0018] 상기 후방부재에 상기 인입부분이 형성시 상기 인입부분은 상기 후방부재의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성되고, 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선의 사이각이 상기 전방부재의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선의 사이각보다 크되, 180도 이하로 형성된다.

[0019] 상기 인입부분은 '∧'자 형으로 형성된다.

[0020] 상기 인입부분은 상기 제1 및 제2가상선의 사이각이 160° 이상일 수도 있다.

[0021] 상기 후방부재에 상기 돌출부분이 형성시, 상기 돌출부분은 상기 전방부재로부터 후방으로 연장되되, 후방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성된 것이 바람직하다.

[0022] 상기 후방부재는 'V'자 형으로 형성될 수도 있다.

[0023] 상기 전방부재는 '∧'자 형으로 형성된다.

[0024] 상기 배출부는 상기 본체의 유동로에 연통되는 제1배출로 및 복수의 제2배출로가 형성되되, 상기 제2배출로들로 상기 유동로의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들이 유입될 수 있도록 상기 제1배출로를 기준으로 좌우측에 각각 상기 제2배출로들이 배치된 것이 바람직하다.

발명의 효과

[0025] 본 발명에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치는 유체를 간섭하는 유체유도유닛이 전단부를 이루를 각도보다 후단부를 이루는 각도가 더 크게 형성되어 있으므로 유체유도유닛의 후방의 유체 흐름에 발생하는 압력강하를 감소시켜 유체에 대한 세포의 회수효율을 향상시킬 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 제1실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛에 대한 사시도이고,

도 2는 도 1의 헤링본 타입 유체유도유닛에 대한 평면도이고,

도 3은 본 발명의 제2실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛에 대한 평면도이고,

도 4는 수치해석을 통해 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛에 대한 유체의 속도벡터 크기를 나타낸 시뮬레이션 결과이고,

도 5는 수치해석을 통해 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛에 대한 유체의 속도벡터 크기를 나타낸 시뮬레이션 결과이고,

도 6은 종래의 유체유도유닛에 대한 도 4의 제1구간 및 제3구간에서의 압력 값을 나타낸 것이고,

도 7은 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛에 대한 도 5의 제1구간 및 제3구간에서의 압력 값을 나타낸 것이고,

도 8은 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛의 제1구간 및 제3구간에 대한 폭에 따른 압력 구배를 나타낸 것이고,

도 9는 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛의제1 및 제2가상선의 사이각의 변화에 따른 제1구간에서의 좌우 폭에 따른 압력구배 값을 나타낸 것이고,

도 10은 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛의 제1 및 제2가상선의 사이각의 변화에 따른 제3구간에서의 좌우 폭에 따른 압력구배 값을 나타낸 것이고,

도 11은 본 발명에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛을 이용한 세포 농축 장치에 대한 단면도이고,

도 12은 도 11의 제1위치 및 제2위치에서, 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛이 적용된 세포 농축 장치의 유체

흐름을 나타낸 현미경 이미지이고,

도 13은 도 11의 제1위치 및 제2위치에서, 본 발명의 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치의 유체 흐름을 나타낸 현미경 이미지이고,

도 14는 미세입자의 크기(Bead size)에 따른 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛과 본 발명의 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치들의 회수 효율을 나타낸 그래프이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛 및 이를 이용한 세포 농축 장치에 대해 상세히 설명한다. 본 발명은 다양한 변경을 가할 수 있고 여러 가지 형태를 가질 수 있는 바, 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본문에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나 이는 본 발명을 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다. 각 도면을 설명하면서 유사한 참조부호를 유사한 구성요소에 대해 사용하였다. 첨부된 도면에 있어서, 구조물들의 치수는 본 발명의 명확성을 기하기 위하여 실제보다 확대하여 도시한 것이다.

[0028] 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다.

[0029] 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0030] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0031] 도 1 및 도 2에는 본 발명의 제1실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이 도시되어 있다.

[0032] 도면을 참조하면, 헤링본 타입 유체유도유닛(10)은 유체가 유동하는 유동로(111) 상에 설치되며, 상기 유체의 흐름을 간섭하여 상기 유체에 포함된 세포 또는 미세입자들을 일측으로 유도하는 것으로서, 상기 유동로(111) 상에 설치되며, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 확장되게 형성된 전방부재(20) 및 상기 전방부재(20)로부터 후방으로 연장되되, 후방 가장자리로부터 전방으로 소정깊이 인입된 인입부분(31)이 형성된 후방부재(30)를 구비한다.

[0033] 전방부재(20)는 유동로(111)의 내측면으로부터 유동로(111)의 중심방향으로 돌출형성된다. 이때, 전방부재(20)는 유동로(111)의 상하 폭보다 작은 상하 폭을 갖도록 형성된다. 또한, 상기 전방부재(20)는 전단부에서 후방으로 갈수록 좌우폭이 증가하는 '∧'자 형으로 형성되는 것이 바람직하다.

[0034] 상기 후방부재(30)는 전방부재(20)의 후단부 좌우 폭에 대응되는 폭을 갖도록 형성되며, 후단부에 상기 인입부분(31)이 형성되어 있다. 상기 인입부분(31)은 후방부재(30)의 후방 가장자리로부터 전방으로 갈수록 좌우 폭이 감소하는 '∧'자 형으로 형성된다.

[0035] 이때, 인입부분(31)은 최전방에 위치한 제1꼭지점에서 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 상기 전방부재(20)의 최전방에 위치한 제2꼭지점에서 상기 전방부재(20)의 최후방의 좌우측 단부로 각각 연장된 제3 및 제4가상선(21,22)의 사이각(a)보다 크게 형성되되, 180도 이하인 것이 바람직하다. 또한, 인입부분(31)은 상기 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 160° 이상인 것이 바람직하다.

[0036] 한편, 도 3에는 본 발명의 제2실시 예에 따른 후방부재(30)가 도시되어 있다.

[0037] 앞서 도시된 도면에서와 동일한 기능을 하는 요소는 동일 참조부호로 표기한다.

[0038] 도면을 참조하면, 후방부재(30)는 상기 전방부재(20)로부터 후방으로 연장되되, 후방으로 돌출된 돌출부분이 형성된다. 이때, 상기 돌출부분은 후방으로 갈수록 좌우폭이 감소되게 형성된다. 이때, 상기 후방부재(30)의 돌출부분은 'V'자 형으로 형성되는 것이 바람직하다.

[0039] 한편, 도면에 도시되진 않았지만, 본 발명의 제3실시 예에 따른 후방부재(30)는 제1 및 제2가상선(31,32)의 사이각(b)이 180도로 형성된다. 즉, 상기 후방부재(30)는 후방 가장자리가 상기 유동로(111)의 길이방향 중심선에 대해 직교하도록 연장형성되어 있다.

[0040] 도 4 및 도 5에는 수치해석을 통해 유체의 유속이 100 ml/h일 경우, 각각 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛(10)과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)에 대한 유체의 속도벡터 크기를 나타낸 시뮬레이션 결과 값이 게재되어 있다. 도 4 및 도 5의 왼쪽에 표시된 그림은 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)에 대해 속도벡터를 산출한 위치를 표시한 것으로서, 유동로(111)에서 유체유도유닛(10)의 전단부로부터, 전후방향을 따라 순차적으로 배열된 제1 내지 제4범위가 표시되어 있다. 도 4 및 도 5의 오른쪽에 표시된 그림은 각 제1 내지 제4범위에서의 유체의 속도벡터가 표시되어 있다.

[0041] 도 4 및 도 5를 참조하면, 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)은 제1구간 즉, 전단부에서는 집중 유동(focusing flow)가 발생하는데, 그 값이 비슷하다. 그러나, 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)은 제3구간 및 제4구간 즉, 후방부에서 편향 유동(deviation flow)가 발생하는데, 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이 종래의 유체유도유닛보다 더 낮은 편향 유동 크기를 보인다. 즉, 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 제3 및 제4가상선(21,22)의 사이각(a)보다 클 경우, 유체유도유닛(10)의 후방에 발생하는 편향 유동 값이 보다 작다는 것을 알 수 있다.

[0042] 또한, 도 6에는 종래의 유체유도유닛에 대한 도 4의 제1구간 및 제3구간에서의 압력 값을 나타낸 것이고, 도 7에는 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)에 대한 도 5의 제1구간 및 제3구간에서의 압력 값을 나타낸 것이고, 도 8은 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)의 제1구간 및 제3구간에 대한 폭에 따른 압력 구배를 나타낸 것이다. 이때, 도 8의 빨간색 그래프는 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)에 대한 압력구배 값을 나타낸 것이고, 도 8의 검은색 그래프는 종래의 유체유도유닛에 대한 압력구배 값을 나타낸 것이다.

[0043] 도 6 내지 도 8을 참조하면, 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)은 모두 제1구간에서 집중 유동의 압력 강하 값은 동일하나, 제3구간에서의 편향 유동에서의 압력 강하 값은 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이 종래의 유체유도유닛보다 작음을 알 수 있다.

[0044] 한편, 도 9는 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)의 변화에 따른 제1구간에서의 좌우 폭에 따른 압력구배 값을 나타낸 것이고, 도 10은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)의 변화에 따른 제3구간에서의 좌우 폭에 따른 압력구배 값을 나타낸 것이다. 여기서, Angle: 110은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 110도 인 유체유도유닛(10)이고, Angle: 120은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 120도 인 유체유도유닛로서, 종래의 헤링본 형상의 유체유도유닛(10)이고, Angle: 140은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 140도 인 유체유도유닛(10)이고, Angle: 160은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 160도 인 유체유도유닛(10)이고, Angle: 180은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 180도로서, 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이고, Angle: -160은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 160도인 본 발명의 제2실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이고, Angle: -140은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 140도인 본 발명의 제2실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이고, Angle: -120은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 120도인 본 발명의 제2실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이고, Angle: -110은 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 110도인 본 발명의 제2실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)이다.

[0045] 도 9 및 도 10을 참조하면, 제1구간에서는 종래의 유체유도유닛과 본 발명의 헤링본 타입 유체유도유닛(10)의 집중 유동의 압력 강하 값은 유사하나, 제3구간에서는 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 커질수록 편향 유동에서의 압력 강하 값이 감소함을 알 수 있다. 이때, 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 160도 이상인 제1실시 예의 헤링본 타입 유체유도유닛(10), 제2 및 제3실시 예의 헤링본 타입 유체유도유닛(10)의 경우, 폭에 따른 압력 구배가 큰 차이를 보이지 않음을 알 수 있다. 따라서, 제1실시 예의 헤링본 타입 유체유도유닛(10)의 경우, 제1 및 제2가상선(32,33)의 사이각(b)이 160도 이상인 것이 바람직하다.

[0046] 한편, 도 11에는 본 발명에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10)을 이용한 세포 농축 장치(100)가 도시되어

있다.

[0047] 도면을 참조하면, 상기 세포 농축 장치(100)는 내부에 분류대상 세포 또는 미세입자가 포함된 유체가 유동하는 유동로(111)가 마련된 본체(110)와, 상기 유체의 흐름을 간섭하여 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 상기 유동로(111)의 내측면 측으로 유도할 수 있도록 상기 유동로(111) 상에 설치되는 것으로서, 상기 유체의 유동방향을 기준으로 전후방향을 따라 상호 이격되게 배열된 다수의 헤링본 타입 유체 유도유닛과, 상기 헤링본 타입 유체 유도유닛으로부터 후방으로 이격된 위치의 상기 본체(110)에 설치되며, 상기 유동로(111)의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들을 수집하여 배출하는 배출부(120)를 구비한다.

[0048] 본체(110)는 내부에 전후방향으로 연장된 상기 유동로(111)가 마련되고, 유동로(111)의 전단부에는 유체를 공급하기 위한 유체공급부(미도시)가 연결되어 있다. 상기 유체공급부로부터 공급된 분류대상 세포 또는 미세입자가 포함된 유체는 유동로(111)를 따라 배출부(120)로 유동된다.

[0049] 상기 헤링본 타입 유체 유도유닛은 상술된 본 발명에 따른 제1 내지 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체 유도유닛으므로 상세한 설명은 생략한다. 각 헤링본 타입 유체 유도유닛는 전방부에 집중 유동이 발생하고, 후방부에는 편향 유동이 발생하므로 유동로(111)를 통과하는 유체는 내부에 포함된 세포 또는 미세입자들이 다수의 헤링본 타입 유체 유도유닛을 통과하면서 유동록의 좌우 내측면으로 유도된다.

[0050] 배출부(120)는 상기 본체(110)의 유동로(111)에 연통되는 제1배출로(121) 및 복수의 제2배출로(122,123)가 형성된다. 이때, 배출부(120)는 제2배출로(122,123)들로 상기 유동로(111)의 내측면 측으로 유도된 상기 분류대상 세포 또는 미세입자들이 유입될 수 있도록 상기 제1배출로(121)를 기준으로 좌우측에 각각 상기 제2배출로(122,123)들이 배치되는 것이 바람직하다.

[0051] 도면에 도시되진 않았지만, 제1배출로(121)의 후단부에는 세포 또는 미세입자들이 분리된 유체를 수용하기 위한 제1수집용기가 연결되어 있고, 제2배출로(122,123)의 후단부에는 각각 세포 또는 미세입자들의 농도가 높은 유체를 수용하기 위한 제2수집용기가 연결되어 있다.

[0052] 한편, 도 12 및 도 13에는 도 11의 제1위치 및 제2위치에서, 각각 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛(10)과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛이 적용된 세포 농축 장치(100)의 유체 흐름을 나타낸 현미경 이미지가 게재되어 있다. 여기서, 유동로(111) 내부에 유동하는 유체는 내부에 4.8㎛의 입자들이 포함되며, 100ml/h의 유속으로 유동한다.

[0053] 도면을 참조하면, 종래의 헤링본 구조의 유체유도유닛(10)은 후방에 발생하는 편향 유동이 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유닛의 편향 유동보다 크기 때문에 비교적 많은 양의 미세입자가 제1배출로(121)로 유입됨을 알 수 있다.

[0054] 또한, 도 14에는 미세입자의 크기(Bead size)에 따른 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛과 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치(100)들의 회수 효율을 나타낸 그래프가 게시되어 있다. 여기서, 빨간색 그래프는 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛(10)이 적용된 세포 농축 장치(100)의 회수효율을 나타낸 것이고, 검은색 그래프는 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치(100)의 회수 효율을 나타낸 그래프이다. 또한, 상기 회수효율은 제2배출로(122,123)들로 유입된 미세입자의 개수를 제1 내지 제2배출로(121,122,123)로 유입된 미세입자의 개수로 나눈 값이다.

[0055] 도면을 참조하면, 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치(100)의 회수 효율이 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛(10)이 적용된 세포 농축 장치(100)의 회수효율보다 높음을 알 수 있다. 특히, 본 발명의 제3실시 예에 따른 헤링본 타입 유닛이 적용된 세포 농축 장치(100)은 미세입자의 크기에 따라 유사한 회수효율을 나타내나, 종래의 헤링본 타입의 유체유도유닛(10)이 적용된 세포 농축 장치(100)의 경우, 미세입자의 크기가 작을수록 회수효율이 감소함을 알 수 있다.

[0056] 상술된 바와 같이 구성된 본 발명에 따른 헤링본 타입 유체유도유닛(10) 및 이를 이용한 세포 농축 장치(100)는 유체를 간섭하는 유체유도유닛(10)이 전단부를 이루를 각도보다 후단부를 이루는 각도가 더 크게 형성되어 있으므로 유체유도유닛(10)의 후방의 유체 흐름에 발생하는 압력강하를 감소시켜 유체에 대한 세포의 회수효율을 향상시킬 수 있다는 장점이 있다.

[0057] 제시된 실시예들에 대한 설명은 임의의 본 발명의 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 이용하거나 또는 실시할 수 있도록 제공된다. 이러한 실시예들에 대한 다양한 변형들은 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진자에게 명백할 것이며, 여기에 정의된 일반적인 원리들은 본 발명의 범위를 벗어남이 없이 다른 실시

예들에 적용될 수 있다. 그리하여, 본 발명은 여기에 제시된 실시예들로 한정되는 것이 아니라, 여기에 제시된 원리들 및 신규한 특징들과 일관되는 최광의의 범위에서 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

[0058] 10: 헤링본 타입 유체유도유닛

20: 전방부재

21: 제3가상선

22: 제4가상선

30: 후방부재

31: 인입부분

100: 세포 농축 장치

110: 본체

111: 유동로

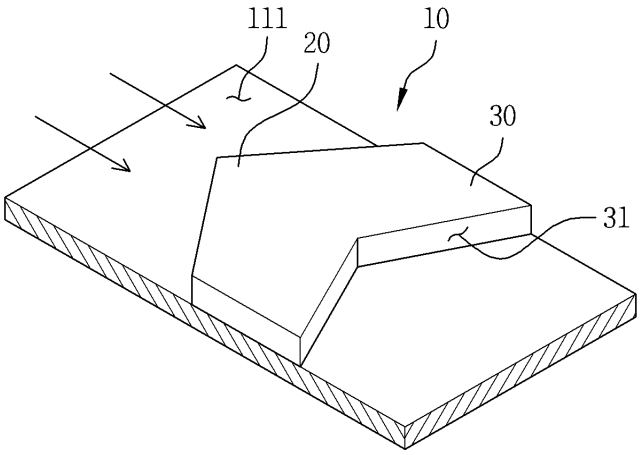
120: 배출부

121: 제1배출로

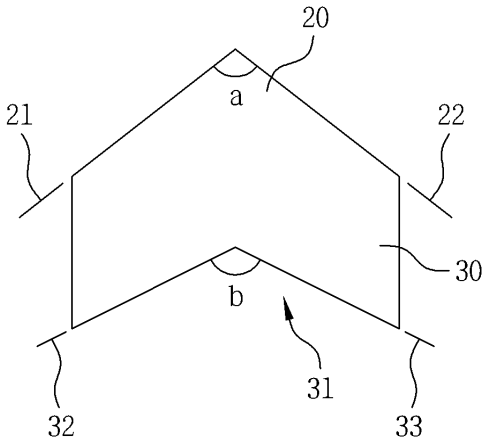
122,123: 제2배출로

도면

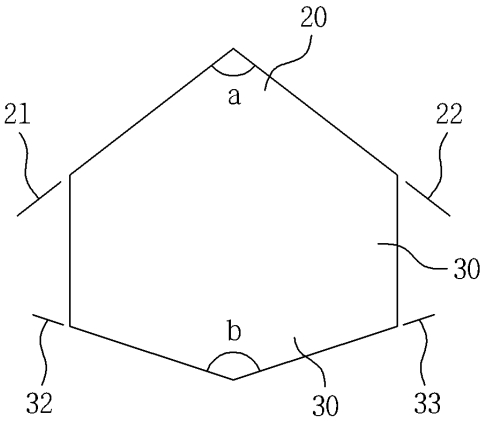
도면1



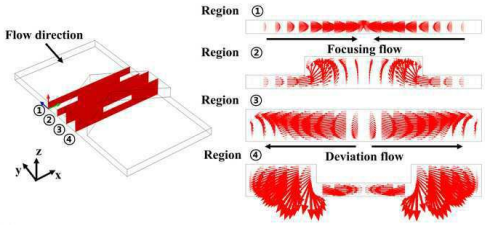
도면2



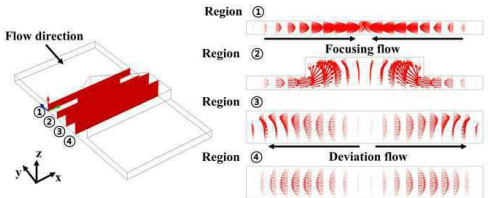
도면3



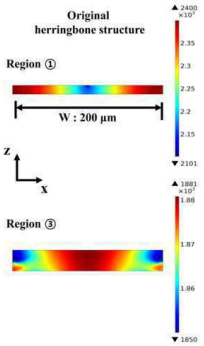
도면4



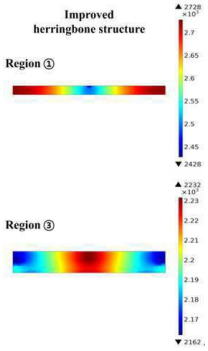
도면5



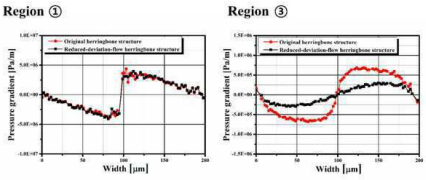
도면6



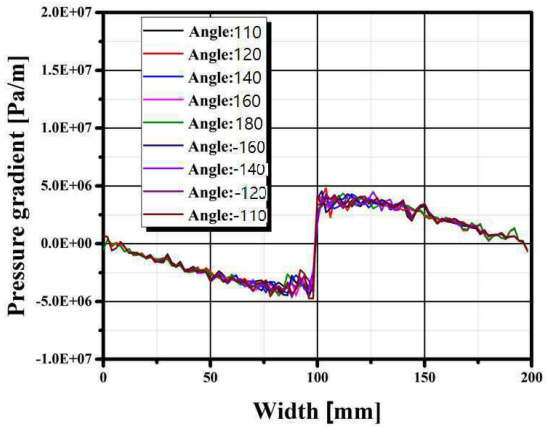
도면7



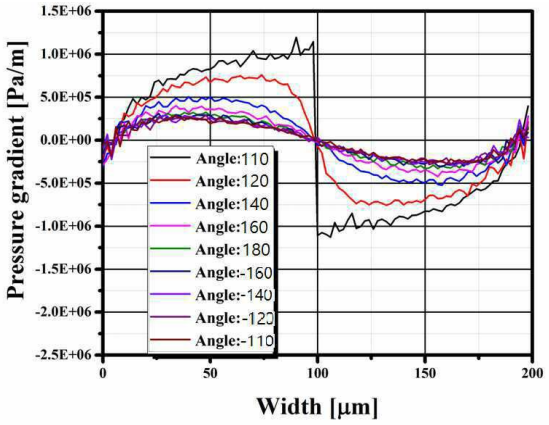
도면8



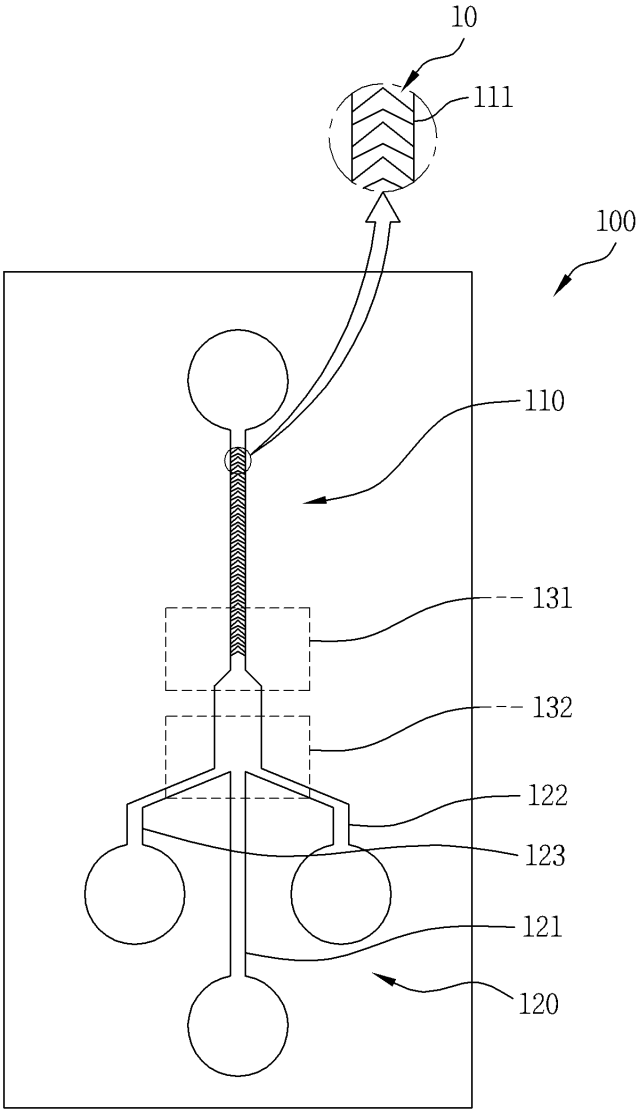
도면9



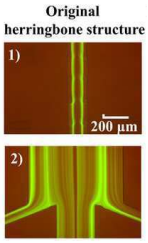
도면10


Pressure gradient [Pa/m]
Width [μm]
Angle:110
Angle:120
Angle:140
Angle:160
Angle:180
Angle:-160
Angle:-140
Angle:-120
Angle:-110

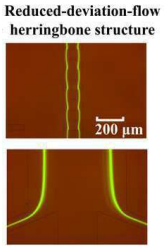
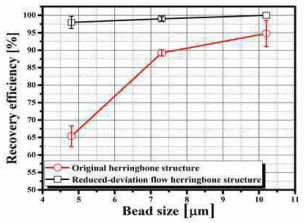
도면11


10
111
100
110
131
132
122
123
121
120

도면12



도면13



도면14