(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0014768
(43) 공개일자 2019년02월13일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
B32B 3/20 (2006.01) *B32B 27/28* (2006.01)
B32B 3/26 (2006.01) *B32B 38/00* (2006.01)
(52) CPC특허분류
B32B 3/20 (2013.01)
B32B 27/283 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0098648
(22) 출원일자 2017년08월03일
심사청구일자 2017년08월03일

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
최연호
서울특별시 강남구 선릉로 221, 405동 603호 (도곡동, 도곡렉슬아파트)
차석경
경기도 시흥시 비둘기공원7길 37, 202동 1502호 (대야동, 청구아파트)
(74) 대리인
이처영, 장제환

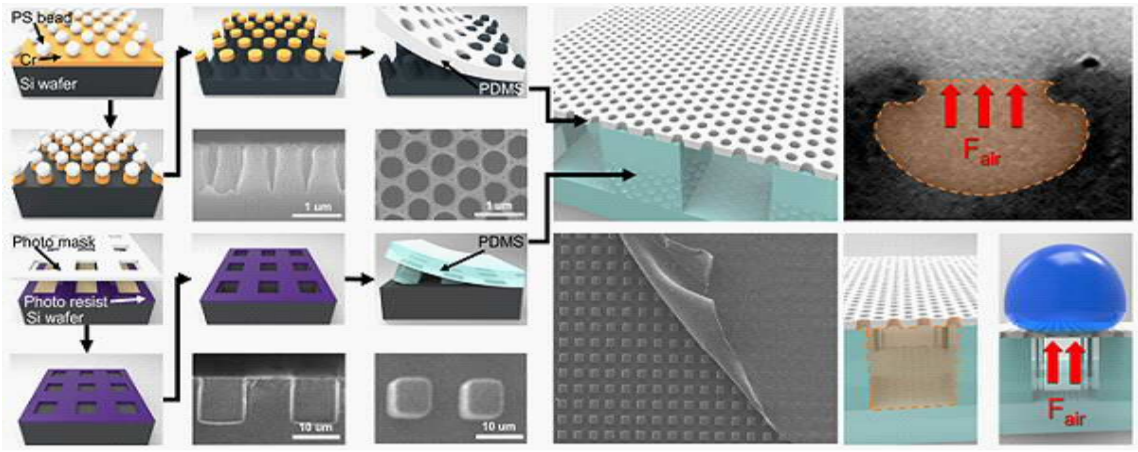
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **구조적 특성을 이용한 발수유성 박막 및 이의 제조방법**

(57) 요 약

본 발명의 일 실시예에 따르면, 기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array); 및 상기 필러 어레이 상에 위치하고, 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막;을 포함하는, 발수유성 박막이 제공된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
B32B 3/266 (2013.01)
B32B 38/0008 (2013.01)
B32B 2310/14 (2013.01)
B32B 2535/00 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 Z1400360
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 연구중심병원육성
연구과제명 [연구중심병원6세부]엑소좀 기반 실시간 혈액암 조기진단 바이오칩 개발
기 여 율 1/2
주관기관 고려대학교 의과대학부속병원(안암병원)
연구기간 2014.12.11 ~ 2015.07.10
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI14C2537010015
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 질환극복기술개발사업
연구과제명 나노기술기반 고유 엑소좀을 통한 암의 진단기술 개발
기 여 율 1/2
주관기관 고려대학교 산학협력단
연구기간 2015.11.01 ~ 2016.10.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array); 및

상기 필러 어레이 상에 위치하고, 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막;을 포함하는, 발수유성 박막.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막은 PDMS(Polydimethylsiloxane)로 이루어진, 발수유성 박막.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 필러(pillar)의 높이가 10~25㎛인, 발수유성 박막.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항의 발수유성 박막을 포함하는, 의료용 튜브.

청구항 5

기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array)를 준비하는 단계;

평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막을 준비하는 단계; 및

상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막을 플라즈마 처리하고, 상기 필러 어레이 상에 상기 다공성 막을 부착하는 단계;를 포함하는, 발수유성 박막의 제조방법.

청구항 6

제5항에 있어서,

상기 필러 어레이를 준비하는 단계는,

(a) 웨이퍼 상에 포토레지스트층을 형성하는 단계;

(b) 상기 포토레지스트층 상에 복수의 홀이 형성된 포토 마스크를 정렬하는 단계;

(c) 상기 포토 마스크 상부로부터 노광 및 현상하는 단계;

(d) 상기 웨이퍼를 식각하는 단계; 및

(e) 식각된 상기 웨이퍼 상에 필러 어레이 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함하는, 발수유성 박막의 제조방

법.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 필러 어레이 형성용 소재는 PDMS(Polydimethylsiloxane)인, 발수유성 박막의 제조방법.

청구항 8

제5항에 있어서,

상기 다공성 막을 준비하는 단계는,

(i) 웨이퍼 상에 크롬(Cr)층을 형성하는 단계;

(ii) 상기 크롬층 상에 복수의 비드(bead)를 배열하는 단계;

(iii) 상기 비드를 에칭 마스크로 하여 상기 크롬층을 식각하는 단계;

(iv) 식각된 상기 크롬층을 에칭 마스크로 하여 웨이퍼를 식각하는 단계; 및

(v) 식각된 상기 웨이퍼 상에 다공성 막 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함하는, 발수유성 박막의 제조방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 다공성 막 형성용 소재는 PDMS(Polydimethylsiloxane)인, 발수유성 박막의 제조방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 구조적 특성을 이용한 발수유성 박막 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 표면의 젖음 특성 조절은 매우 다양한 분야에서 유용하게 사용되고 있는 기술 중 하나이다. 특히, 기술의 발전으로 기존의 매크로(macro) 단위에서 진행되던 연구가 마이크로(micro) 단위로 축소됨으로써, 미소 크기의 제어가 거시세계에 미치는 영향에 관한 연구가 크게 주목 받고 있다.

[0004] 고체의 표면에서 액체의 젖음 정도는 표면이 갖는 화학적 조성과 더불어 기하학적 미세구조에 영향을 받는다. 보다 구체적으로는, 액체와 고체의 표면 에너지 균형에 의해 젖음 특성이 결정되기 때문에, 표면의 거칠기를 소단위로만 변형하더라도 효과를 현저히 증대시킬 수 있다.

[0005] 발수유성(Omniphobic) 표면이란 소수성을 갖는 동시에 소유성을 가짐으로써 모든 액체를 반발하는 특성을 갖는 표면을 의미한다. 표면의 거칠기 변형은 기하학적인 미세구조에 의해 발생하는 액체, 고체 간의 에너지 균형 외에도, 공기와 액체, 공기와 고체 간의 에너지 균형을 발생시킨다.

[0006] 한편, 수술 과정에서 사용되는 의료용 튜브는 장기간 사용이 필수적이나 혈액 응고에 의해 사용 시간이 제한적이다. 이를 극복하기 위한 기존의 혈액 응고 방지법으로는 체내에 과량의 항응고 물질을 투여하거나, 항응고 물질을 튜브에 코팅하는 방법이 있었다. 그러나, 이러한 방법들은 인체의 지혈 과정에 악영향을 초래하거나 지속성 부족으로 혈전이 재생성되어 튜브 표면에 응집되므로, 튜브의 장기적 사용에 치명적인 한계를 드러내었다.

[0007] 이에 따라, 항응고 물질을 과량 사용하지 않으면서도 우수한 발수성을 구비하여 의료용 튜브에 적용 시 혈액을

효과적으로 반발시킬 수 있는 발수유성 박막의 개발이 요구되는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명은 전술한 종래기술의 문제점을 해결하기 위한 것으로, 본 발명의 목적은 구조적 특성 조절에 따라 우수한 발수성 및 발유성을 나타내는 발수유성 박막 및 이의 제조방법을 제공하는 것이다.

[0010] 그러나, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 해당 기술분야의 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0012] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array); 및 상기 필러 어레이 상에 위치하고, 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막;을 포함하는, 발수유성 박막이 제공된다.

[0013] 일 측에 따르면, 상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막은 PDMS(Polydimethylsiloxane)로 이루어질 수 있다.

[0014] 일 측에 따르면, 상기 필러(pillar)의 높이가 10~25㎛일 수 있다.

[0015] 본 발명의 다른 일 실시예에 따르면, 상기 발수유성 박막을 포함하는, 의료용 튜브가 제공된다.

[0016] 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따르면, 기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array)를 준비하는 단계; 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막을 준비하는 단계; 및 상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막을 플라즈마 처리하고, 상기 필러 어레이 상에 상기 다공성 막을 부착하는 단계;를 포함하는, 발수유성 박막의 제조방법이 제공된다.

[0017] 일 측에 따르면, 상기 필러 어레이를 준비하는 단계는, (a) 웨이퍼 상에 포토레지스트층을 형성하는 단계; (b) 상기 포토레지스트층 상에 복수의 홀이 형성된 포토 마스크를 정렬하는 단계; (c) 상기 포토 마스크 상부로부터 노광 및 현상하는 단계; (d) 상기 웨이퍼를 식각하는 단계; 및 (e) 식각된 상기 웨이퍼 상에 필러 어레이 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0018] 일 측에 따르면, 상기 필러 어레이 형성용 소재는 PDMS(Polydimethylsiloxane)일 수 있다.

[0019] 일 측에 따르면, 상기 다공성 막을 준비하는 단계는, (i) 웨이퍼 상에 크롬(Cr)층을 형성하는 단계; (ii) 상기 크롬층 상에 복수의 비드(bead)를 배열하는 단계; (iii) 상기 비드를 에칭 마스크로 하여 상기 크롬층을 식각하는 단계; (iv) 식각된 상기 크롬층을 에칭 마스크로 하여 웨이퍼를 식각하는 단계; 및 (v) 식각된 상기 웨이퍼 상에 다공성 막 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0020] 일 측에 따르면, 상기 다공성 막 형성용 소재는 PDMS(Polydimethylsiloxane)일 수 있다.

발명의 효과

[0022] 본 발명의 발수유성 박막은 다공성 막 구조를 이용하여 필러 어레이 내부 공간에 공기를 보존함으로써, 표면에 접촉하는 액체를 보다 효율적으로 반발시킬 수 있다.

[0023] 이러한 특성에 따라, 상기 발수유성 박막은 수술 과정에서 혈액의 응집 방지가 요구되는 의료용 튜브에 효과적으로 적용될 수 있다.

[0024] 본 발명의 효과는 상기한 효과로 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 상세한 설명 또는 청구범위에 기재된 발명의 구성으로부터 추론 가능한 모든 효과를 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 발수유성 박막의 제조방법 및 제조된 박막의 구조를 나타낸 것이다.

도 2는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 발수유성 박막의 공기 분포 시뮬레이션 결과를 나타낸 것이다.

도 3은 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 발수유성 박막 상에 적하된 액체의 접촉각 측정 결과를 나타낸 것이다.

도 4는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 발수유성 박막의 혈액에 대한 발수성 측정 결과를 나타낸 것이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 발수유성 박막을 적용한 곡면의 발수유성 측정 결과를 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 이하에서, 첨부된 도면을 참조하여 실시예들을 상세하게 설명한다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.

[0028] 아래 설명하는 실시예들에는 다양한 변경이 가해질 수 있다. 아래 설명하는 실시예들은 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 이들에 대한 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0029] 실시예에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 실시예를 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부품 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 실시예가 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] 또한, 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다. 실시예를 설명함에 있어서 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 실시예의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명을 생략한다.

[0033] 발수유성 박막

[0035] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array); 및 상기 필러 어레이 상에 위치하고, 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막;을 포함하는, 발수유성 박막이 제공된다.

[0036] 상기 복수의 필러는 상기 기재 상에 이격되어 형성되므로, 각각의 필러 간 여분의 공간이 형성되어 있다. 종래에는 이와 같이 마이크로 크기로 배열된 복수의 필러를 이용하여 표면에 부착된 액체의 반발 특성을 향상시키는 기술이 사용되어 왔다.

[0037] 그러나, 물과 같이 표면장력이 큰 액체의 경우 이와 같은 필러 어레이 구조만으로도 일정 수준의 발수성을 구현할 수 있으나, 미네랄 오일과 같이 표면장력이 낮은 액체에 대해서는 발유성이 낮은 한계가 있다.

[0038] 반면, 상기 필러 어레이의 내부 공간의 지름보다 평균 직경의 크기가 현저하게 작은 다공성 막을 상기 필러 어레이의 상층에 적용하는 경우, 발수성을 향상시킬 수 있을 뿐만 아니라 발유성 또한 월등히 향상시킬 수 있다.

[0039] 구체적으로, 다공성 막이 필러 어레이 내부에 존재하는 공기를 보존시킴으로써, 상기 다공성 막의 외부 표면에 액체가 접촉하는 경우 공기와 액체, 공기와 고체 간의 에너지 균형이 발생할 수 있다. 결과적으로 이러한 에너지 균형은 액체를 반발시키는 발수성 및 발유성의 특징을 나타낼 수 있다.

[0040] 상기 필러 간의 이격 거리가 5㎛ 미만이면 액체에 대한 반발 특성을 나타내는 공기의 총량이 적을 수 있고, 10㎛ 초과이면 액체 접촉 시 공기가 주변으로 확산되어 반발 특성이 저하될 수 있으므로, 상기 필러 간의 이격 거리는 5~10㎛ 인 것이 바람직할 수 있다.

[0041] 상기 다공성 막을 구성하는 홀(hole)의 평균 직경이 0.1㎛ 미만이면 필러 어레이 내부 공간으로부터 액체 방향으로의 반발 특성을 나타내기 위한 공기의 흐름이 저해될 수 있고, 2㎛ 초과이면 액체 접촉 시 공기가 주변으로 확산되어 반발 특성이 저하될 수 있으므로, 상기 홀의 평균 직경은 0.1~2㎛인 것이 바람직할 수 있다.

[0042] 또한, 상기 필러의 종횡비가 일정 범위에서 벗어나는 경우 액체의 접촉각이 낮아져 발수성 및 발유성이 저하될 수 있다. 따라서, 상기 필러의 높이를 10~25㎛의 범위로 조절하는 것이 바람직할 수 있다.

[0043] 한편, 상기 발수유성 박막을 구성하는 상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막은 PDMS(Polydimethylsiloxane)로 이루어질 수 있다. PDMS는 유연성을 가지는 소수성 물질로, 이것이 적용된 박막은 유연한 구조에서도 발수성, 발유성을 나타낼 수 있다.

[0044] 전술한 것과 같이, 상기 발수유성 박막은 우수한 발수성 및 발유성을 나타내고 유연성을 가지는 PDMS로 이루어질 수 있기 때문에, 의료용 튜브에 적용될 수 있다. 상기 발수유성 박막이 적용된 의료용 튜브는 그 주변으로 혈액이 응집되는 것을 방지할 수 있기 때문에, 장기간의 수술에도 효과적으로 사용될 수 있다.

[0046] 발수유성 박막의 제조방법

[0048] 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따르면, 기재 및 상기 기재 상에 5~10㎛ 간격으로 상호 이격되어 형성된 복수의 필러(pillar)로 이루어진 필러 어레이(pillar array)를 준비하는 단계; 평균 직경 0.1~2㎛의 복수의 홀이 형성된 다공성 막을 준비하는 단계; 및 상기 필러 어레이 및 상기 다공성 막을 플라즈마 처리하고, 상기 필러 어레이 상에 상기 다공성 막을 부착하는 단계;를 포함하는, 발수유성 박막의 제조방법이 제공된다.

[0049] 상기 필러 어레이를 준비하는 단계는 포토리소그래피(Photolithography) 기법에 의해 수행될 수 있다. 포토리소그래피는 top-down 방식의 대표적인 리소그래피 중 하나로, 마이크로 크기의 패턴이 형성된 마스크에 빛을 조사함으로써 하부의 포토레지스트에 원하는 패턴을 형성하는 기법을 의미한다. 이 과정을 통해 웨이퍼 상에 원하는 패턴을 미세한 크기로 구현할 수 있어 반도체 공정에서 유용하게 활용되고 있다.

[0050] 구체적으로, 상기 필러 어레이를 준비하는 단계는, (a) 웨이퍼 상에 포토레지스트층을 형성하는 단계; (b) 상기 포토레지스트층 상에 복수의 홀이 형성된 포토 마스크를 정렬하는 단계; (c) 상기 포토 마스크 상부로부터 노광 및 현상하는 단계; (d) 상기 웨이퍼를 식각하는 단계; 및 (e) 식각된 상기 웨이퍼 상에 필러 어레이 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0051] 상기 필러 어레이 형성용 소재는 발수유성과 유연성을 가지는 PDMS(Polydimethylsiloxane)일 수 있다. 상기 필러 어레이 간의 이격 거리 및 필러의 높이에 대해서는 전술한 것과 같다.

[0052] 상기 (e) 단계 이후에 필러 어레이 형성용 소재를 경화(curing)하고 웨이퍼로부터 분리함으로써 최종적인 필러 어레이를 수득할 수 있다.

[0053] 한편, 상기 다공성 막을 준비하는 단계는 나노스피어 리소그래피(NSL, Nanosphere lithography) 기법에 의해 수행될 수 있다. 나노스피어 리소그래피는 top-down 방식의 대표적인 리소그래피 기법 중 하나로, 나노입자를 이용하여 기질 위에 조밀한 단층 패턴을 형성한 후 이를 식각 마스크로 사용하는 기술을 의미한다. 이는 나노 규모에서 다양한 차원을 가지면서 정렬된 배열을 만들거나, 원하는 구조를 형성하는 데 매우 유용하게 응용될 수 있다.

[0054] 구체적으로, 상기 다공성 막을 준비하는 단계는, (i) 웨이퍼 상에 크롬(Cr)층을 형성하는 단계; (ii) 상기 크롬층 상에 복수의 비드(bead)를 배열하는 단계; (iii) 상기 비드를 에칭 마스크로 하여 상기 크롬층을 식각하는 단계; (iv) 식각된 상기 크롬층을 에칭 마스크로 하여 웨이퍼를 식각하는 단계; 및 (v) 식각된 상기 웨이퍼 상에 다공성 막 형성용 소재를 적용하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0055] 상기 비드는 폴리스티렌 비드(Polystyrene beads)를 사용하는 것이 일반적이나, 이에 한정되는 것은 아니며 나노스피어 리소그래피에 사용되는 비드라면 어떤 것이든 사용할 수 있다.

[0056] 상기 비드의 배열이 완료된 후 바로 크롬층을 식각할 수 있으나, 보다 정밀한 제어를 위해 상기 비드 자체를 식각하여 일정 수준의 크기가 되도록 조절할 수도 있다. 예를 들어, 배열된 비드의 평균 직경이 1㎛인 경우 플라즈마 처리 등을 통해 상기 비드의 직경을 500nm 가량의 범위가 되도록 축소시킬 수 있다.

[0057] 상기 비드 및 크롬층을 에칭 마스크로 하여 웨이퍼를 식각한 후, 잔류의 웨이퍼 구조는 원뿔대형의 나노콘(nanocone) 구조일 수 있다. 상기 나노콘 구조의 웨이퍼에 다공성 막 형성용 소재를 적용한 뒤 경화시키고 분리하면 최종적으로 다공성 막을 수득할 수 있다.

[0058] 상기 다공성 막 형성용 소재는 발수유성과 유연성을 가지는 PDMS(Polydimethylsiloxane)일 수 있다. 상기 다공성 막에 형성된 홀의 크기에 대해서는 전술한 것과 같다.

[0059] 최종적으로 제조된 필러 어레이 및 다공성 막을 각각 플라즈마 처리하여 양자 간 부착성을 향상시킨 후, 필러 어레이 상에 다공성 막을 부착시킴으로써 다공성 막이 구비된 발수유성 박막을 제조할 수 있다. 이 때, 처리하는 플라즈마는 O_2 플라즈마일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

[0061] 이하, 실시예를 통하여 본 발명을 보다 상세히 설명하기로 한다. 하기 실시예는 본 발명을 예시하기 위한 목적으로 기술된 것으로서, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다.

[0063] 실시예 1

[0064] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 발수유성 박막의 제조방법을 나타낸 것이다. 도 1을 참고하면, 상기 발수유성 박막은 아래와 같은 단계로 제조될 수 있다.

[0066] (1) 다공성 막 제조

[0067] 크롬(Cr)이 코팅된 실리콘(Si) 웨이퍼 상에 Langmuir-blodgett 기법을 이용하여 평균 직경이 1㎛인 폴리스티렌 비드층을 생성한 후, O_2 플라즈마를 사용하여 폴리스티렌 비드의 직경을 500nm로 축소시켰다.

[0068] 이후, RIE(Reactive ion etching) 기법을 통해 크롬층을 식각하여 에칭 마스크를 준비하고 SF_6와 O_2 가스를 이용한 RIE 기법을 통해 나노콘 어레이(nanocone array)를 제조하였다.

[0069] 생성된 나노콘 어레이 상에 PDMS agent를 부어준 후 스핀코터를 사용하여 5,000rpm(ramp 20s) 조건으로 600초 동안 PDMS를 스핀코팅함으로써 1㎛ 두께의 박막을 형성하였다. 상기 박막으로부터 나노콘 어레이를 제거함으로써 평균 직경이 0.5㎛인 홀 패턴(hole pattern)이 형성된 PDMS 다공성 막을 제조하였다.

[0071] (2) 필러 어레이(pillar array) 제조

[0072] 실리콘 웨이퍼 상에 포지티브 포토레지스트를 코팅한 다음, 가로 10㎛, 세로 10㎛의 사각형 홀을 갖는 포토 마스크를 포토레지스트 코팅 상부에 위치시켰다. 마스크 상부로부터 레이저를 조사하여 노광한 후, 웨이퍼를 현상하여 홀 패턴 형성을 위한 포토레지스트층을 제조하였다.

[0073] 다음으로, Deep-RIE 기법을 이용하여 실리콘 웨이퍼를 10~25㎛ 깊이로 식각하고 PDMS agent를 식각된 실리콘 웨이퍼 상에 부어준 후 경화(curing) 시켰다. 경화가 완료된 후 포토레지스트층과 실리콘 웨이퍼를 제거하여 PDMS 필러 어레이(10㎛×10㎛×20㎛)를 제조하였다.

[0075] (3) 발수유성 박막 제조

[0076] 상기 PDMS 필러 어레이 및 PDMS 다공성 막을 각각 O_2 플라즈마 처리한 뒤, PDMS 필러 어레이 상에 PDMS 다공성 막을 부착함으로써 다공성 막을 구비한 발수유성 박막을 제조하였다.

[0078] 실시예 2

[0079] PDMS 다공성 막의 홀 패턴의 평균 직경을 2㎛로 제조한 것을 제외하면, 상기 실시예 1과 동일한 조건으로 다공성 막을 구비한 발수유성 박막을 제조하였다.

[0081] 비교예 1

[0082] PDMS 다공성 막을 부착하지 않은 것을 제외하면, 상기 실시예 1과 동일한 PDMS 필러 어레이를 이용하여 발수유성 박막을 제조하였다.

[0084] 비교예 2

[0085] 필러 어레이 형태가 아닌 평면의 PDMS 박막을 사용하였다.

[0087] 실험예 1: 박막의 구조 및 형태에 따른 공기 분포 확인

[0088] 상기 실시예 1~2 및 비교예 1~2에 따른 발수유성 박막의 공기 트랩(air trap) 효과를 확인하기 위해, 각각의 박막 상에 물(표면장력: 72mN/m) 및 미네랄 오일(표면장력: 25mN/m)을 적하한 뒤, FEM(Finite elements method) 기법을 이용하여 CFD(computational fluid dynamics) 분석 결과를 시뮬레이션 하였고, 그 결과를 도 2에 나타내었다.

[0089] 도 2를 참고하면, 평면이나 단순 필러 어레이만을 포함하는 비교예 1 및 2에 비해, 필러 어레이 상에 다공성 막을 포함하는 실시예 1 및 2의 발수유성 박막이 어레이 내부에 공기를 효과적으로 가두어 두는 것을 확인할 수 있다.

[0090] 또한, 실시예 1 및 실시예 2의 결과를 비교해 보면, 다공성 막을 이루는 홀의 평균 직경이 2㎛인 경우에 비해 0.5㎛인 경우의 공기 포획 효과가 더욱 우수함을 알 수 있다.

[0091] 이와 같은 결과를 통해 상기 실시예 1 및 2의 박막이 우수한 발수유성을 구현할 수 있고, 특히 홀의 직경이 작을수록 발수유성을 더욱 향상시킬 수 있음을 예상할 수 있다.

[0093] 실험예 2: 박막의 구조 및 형태에 따른 발수유성 확인

[0094] 상기 실시예 1 및 비교예 1~2에 따른 박막의 발수유성 정도를 확인하기 위해, 각각의 박막 상에 물(표면장력: 72mN/m) 및 미네랄 오일(표면장력: 25mN/m)을 적하한 뒤 접촉각을 측정하였고, 그 결과를 도 3에 나타내었다.

[0095] 도 3을 참고하면, 평면이나 필러 어레이만으로 이루어진 비교예 1, 2의 발수성 박막에 비해 큰 접촉각을 나타내는 것을 알 수 있고, 이에 따라 다공성 막을 포함하는 필러 어레이 구조의 발수유성 박막이 액체에 대한 반발 효과가 우수함을 확인할 수 있다. 이와 같은 효과는 물에 비해 미네랄 오일의 경우 더욱 현저하게 나타났다.

[0097] 실험예 3: 혈액의 반발 특성 확인

[0098] 박막의 구조 및 형태에 따른 혈액의 반발 특성을 확인하기 위해, 45도의 기울기를 갖는 경사면에 상기 실시예 1 및 비교예 2의 발수성 박막을 각각 부착한 뒤, 50㎕의 혈액을 표면에 낙하시키고 궤적이 남는지 여부를 관찰하였고, 그 결과를 도 4에 나타내었다.

[0099] 도 4를 참고하면, 소수성을 나타내는 PDMS임에도 불구하고 박막이 평면구조인 경우 혈액의 궤적이 남고 10분 경과 후에도 낙하 속도가 느린 것을 확인할 수 있는 반면(비교예 2), 다공성 막을 포함하는 박막은 혈액의 낙하 속도가 빠르고 궤적 또한 남지 않는 것을 확인할 수 있었다(실시예 1).

[0100] 또한, 상기 실시예 1의 박막이 유연한 곡면에 적용되는 경우에도 발수성을 나타내는지 확인하기 위해, 500㎛ 두께의 샘플을 곡면에 부착한 뒤 혈액을 낙하시키고 그 결과를 관찰하여 도 5에 나타내었다.

[0101] 도 5를 참고하면, 상기 실시예 1의 박막은 유연한 곡면에도 적용 가능하며, 이와 같은 경우에도 우수한 발수성

을 나타내는 것을 확인할 수 있었다.

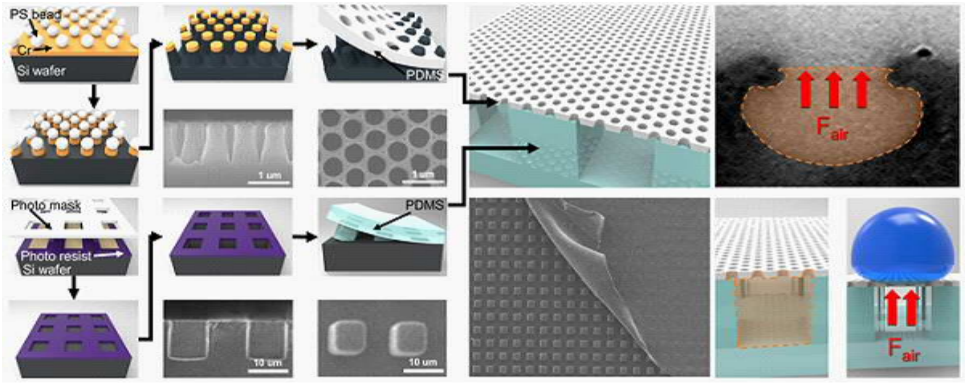
[0102] 이러한 결과는 다공성 막으로 인한 공기 트랩(air trap)의 형성 때문인 것으로 분석되며, 이를 통해 다공성 막을 포함하는 발수유성 박막이 의료용 튜브에 적용되는 경우 효과적으로 혈액의 응집을 방지할 수 있음을 알 수 있다.

[0104] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

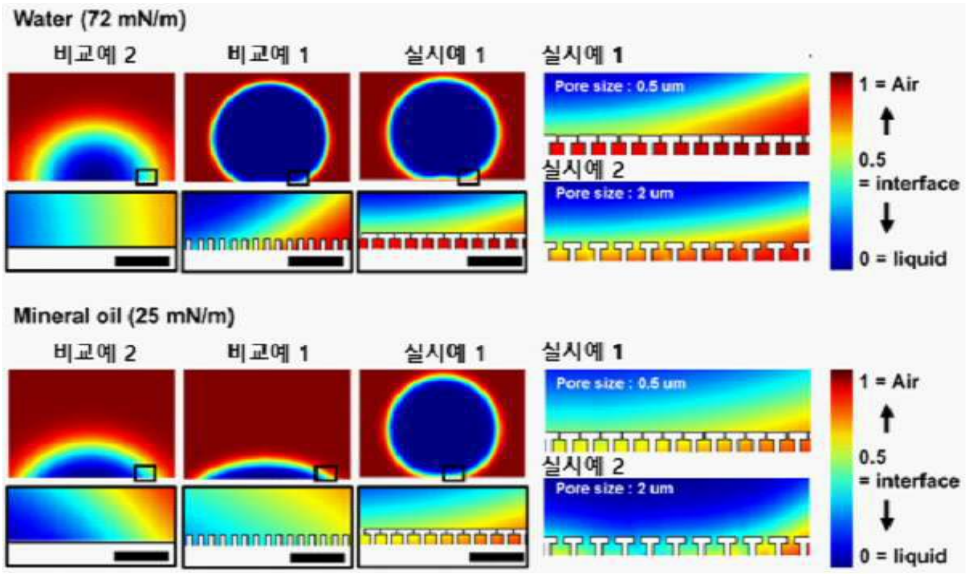
[0105] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 청구범위와 균등한 것들도 후술하는 청구범위의 범위에 속한다.

도면

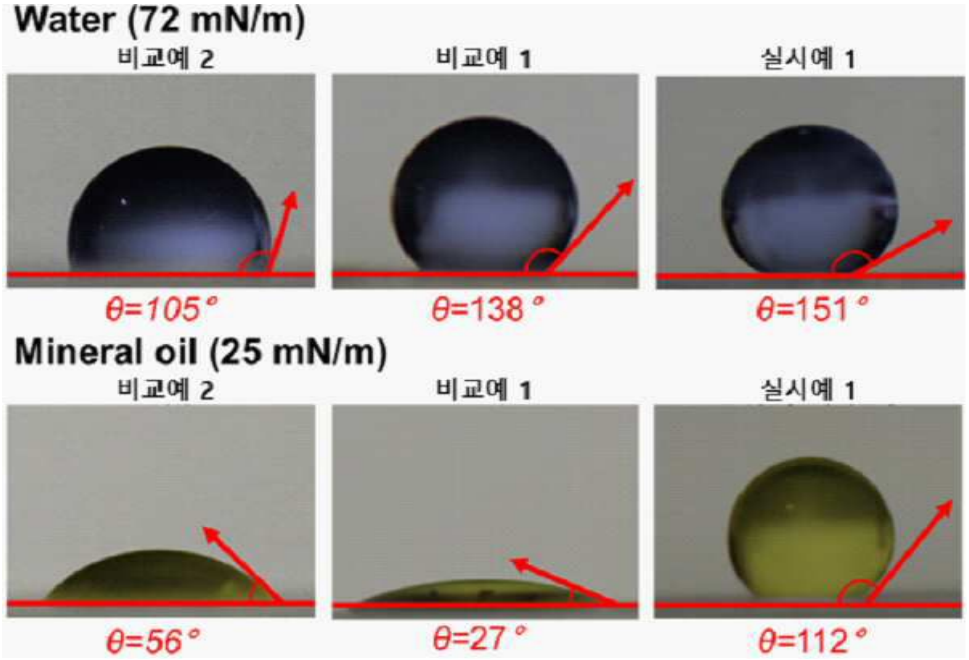
도면1



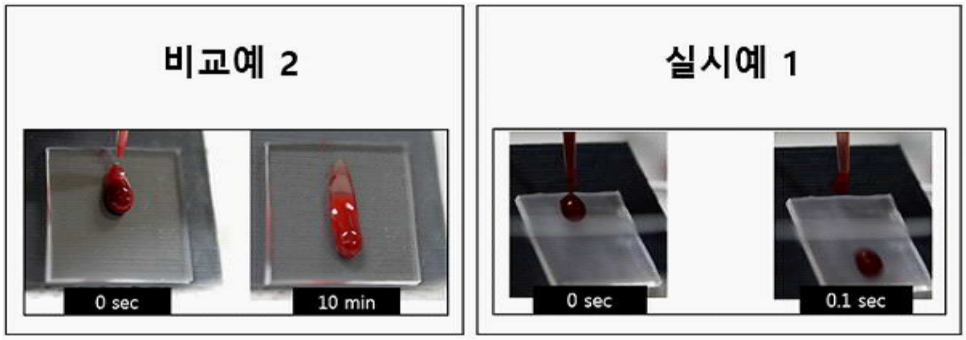
도면2



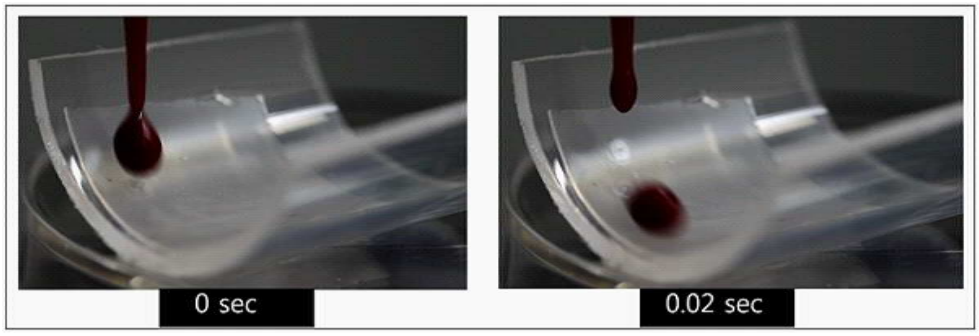
도면3


Water (72 mN/m)
비교예 2
비교예 1
실시예 1
θ=105°
θ=138°
θ=151°
Mineral oil (25 mN/m)
비교예 2
비교예 1
실시예 1
θ=56°
θ=27°
θ=112°

도면4


비교예 2
0 sec
10 min
실시예 1
0 sec
0.1 sec

도면5


0 sec
0.02 sec