



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2011-0077371
(43) 공개일자 2011년07월07일

(51) Int. Cl.

G01N 27/72 (2006.01) G01N 33/48 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0133930

(22) 출원일자 2009년12월30일

심사청구일자 2009년12월30일

(71) 출원인

충남대학교산학협력단

대전 유성구 궁동 220 충남대학교

(72) 발명자

김철기

대전광역시 유성구 하기동 송림마을아파트 509동 203호

브라잘알

대전광역시 유성구 궁동 101-2 아트빌라 B105호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

박창희, 김종관, 권오식

전체 청구항 수 : 총 10 항

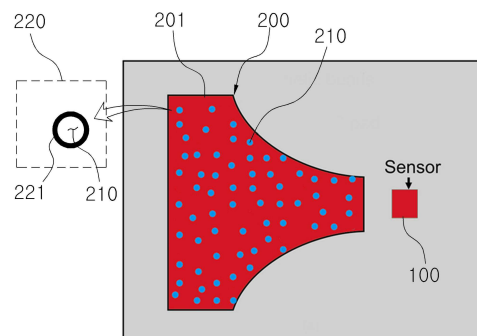
(54) 표유 자기장 집속 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지 모듈 또는 바이오 칩

(57) 요약

본 발명은 표유 자기장 집속 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지용 센서 모듈 또는 바이오 칩에 관한 것으로서, 더 상세하게는 다수의 자성 표지 (자기 입자 또는 비드)에 서로 상보성 (complementary)이 있는 탐지분자 (target molecule) 또는 검지 분자 (probe molecule) 분자를 부착하고, 이들의 결합에 의해 센서 주변에 잔류하는 자성 표지의 표유 자기장 감지 센서 신호 감도를 향상시키는 표유 자기장 집속(SFC: Strayed Field Collector) 패드 및 이를 이용하는 바이오 분자 감지 모듈에 대한 것이다.

제안된 기술은 자성 표지의 정량적 검출뿐만 아니라 정성적 검출에 관련된 것으로, 자기 바이오 칩 센서에서 탐지 및 검지 분자 결합에 의한 자성 표지 감응 유효 표면적의 증가시켜, 시료전체에 대한 대표성을 증가시킴과 동시에 잔류 자성 표지 수 증가 및 이의 표유 자기장을 집속시킬 수 있는 SFC는 자기 바이오 칩 센서의 감도, 정밀성 및 분해능을 향상시킬 수 있다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

오선중

대전광역시 유성구 궁동 448-6 정&이빌라 508호

정중윤

대전광역시 유성구 하기동 송림마을아파트 303동
1207호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R32-20026

부처명 한국연구재단

연구관리전문기관

연구사업명 세계수준의연구중심대학육성

연구과제명 [WCU] 나노 소재 기반 바이오-의료 진단 기술

기여율

주관기관 충남대학교

연구기간 2009년 04월 01일~2013년 08월 31일

특허청구의 범위

청구항 1

바이오 분자 감지 활성 영역이 넓고, 감지영역의 자성 표지로부터 발생된 표유 자기장을 집속하여 자속 밀도를 증폭시키는 표유 자기장 집속 패드.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 패드는 연자성 재료이거나, 단일 또는 다층 구조의 연자성 재료인 표유 자기장 집속 패드.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항의 적어도 하나의 표유 자기장 집속 패드와,

상기 표유 자기장 집속 패드와 소정의 간격으로 배치되어 상기 자속 밀도를 센싱하는 바이오 칩 센서를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 바이오 칩 자기 센서와 소정의 간격을 두고 종 또는 횡으로 배치되는 하나의 표유 자기장 집속 패드와,

상기 바이오 칩 센서를 사이에 소정의 간격을 두고 상기 종 또는 횡으로 배치되는 2개의 표유 자기장 집속 패드를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 바이오 칩 자기 센서는 거대 자기 저항(GMR: Giant Magneto-Resistance), 이방성 자기 저항(AMR: Anisotropic MagnetoResistance), 자기 박막 필름의 평면 홀 저항(PHR: Planar Hall Resistance), 반도체 홀 효과 센서 중 어느 하나인 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 6

제 4 항에 있어서,

상기 자기집속은 상기 표유 자기장 집속 패드와 상기 바이오 칩 센서간의 간격에 의존하는 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 7

제 4 항에 있어서,

상기 자기장 집속 패드는 자속을 상기 바이오 센서 쪽을 집중시키고, 상기 바이오 칩 센서 상에 인가된 외부 자기장의 자속 밀도를 증가시키는 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 8

제 4 항에 있어서,

상기 바이오 분자 감지 모듈은 멤브레인 스트립(membrane strip) 모듈, 어레이형 바이오 센서 모듈, 및 채널형 바이오 센서 모듈 중 어느 하나인 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 9

제 4 항에 있어서,

상기에서 표유 자기장을 집속 및 증폭시키는 바이오 분자 감지 모듈.

청구항 10

제 4 항에 있어서,

상기 표유 자기장은 다음 수학적식,

$$B_{stray} = f(\mu) H_{stray1} N$$

$$\propto f(\mu) H_{stray1}^{A_{pad}} / A_{sensor}$$

(여기서, μ 는 투자율이고, $f(\mu)$ 는 표유 자기장 집속 패드의 기하학적 형상과 투자율에 의존하는 자기장의 증폭 계수이며, N 은 표유 자기장 집속 패드 상의 자기 표지 개수이고, H_{stray1} 은 하나의 자기 표지에 의해 만들어지는 표유 자기선임)에 의해 증폭되는 바이오 분자 감지 모듈.

명세서

발명의 상세한 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 표유 자기장 집속 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지 모듈에 관한 것으로서, 더 상세하게는 다수의 자성 표지 (자기 입자 또는 비드)에 탐지 또는 검지 분자를 부착하고, 이들과 상보성 분자와의 결합에 의해 센서 주변에 잔류하는 자성 표지의 표유 자기장 감지 센서 신호를 향상시키는 표유 자기장 집속(SFC: Strayed Field Collector) 패드 및 이를 이용하는 바이오 분자 감지 모듈 및 바이오 칩에 대한 것이다.

[0002]

배경 기술

[0003] 1990년대 후반부터, 미세자기 센서 기술은 바이오 칩 센서와 바이오 칩을 개발하기 위한 유망한 기술이 되었다. 도 1에 도시된 바와 같이, 스핀트로닉(spintronic) 바이오 센서 기본 개념은 바이오 분자의 섬세한 검출을 위해 전통적으로 사용되는 형광 표지 방식 대신 자성 표지를 사용하고 자성 표지의 표유 자기장(stray field) 측정하여 분해능 및 민감도 향상, 신호측정 자동화 기술이 개발되고 있다.

[0004] 여기서, 도 1은 종래의 기술중의 하나인 자기 바이오 칩 센서를 이용하여 바이오 분자를 검출하는 종래의 자성 표지 및 센서 방식을 보여준다. 이 종래 구성을 보면, 바이오 칩 센서(100), 바이오 칩센서(100)가 설치되는 글라스 또는 실리콘 등 기판(110), 센서(100)를 보호하는 보호층 (120), 보호층(120)에 위에 놓이는 초상자성의 자기 표지(130)로 구성된다.

[0005] 외부 자기장이(Happ)이 인가되면, 자기 표지(130)는 자화되며, 이의 방향은 (140)이 되고, 이에 의해 표유 자기장(150)은 외부자기장과 반대방향으로 유도되어 센서에서의 전체 유효자기장은 감소하게 된다.

[0006] 위에서 언급한 자기 바이오 칩 방식에서 어레이형 바이오 분자 감지 기술은 검지 및 탐지 분자의 결합에 의해 자성표지가 센서 표면고착 및 잔류하게 되고, 이에 의한 표유자기장을 자기 센서로 감지 한다.

[0007] 또 종래의 자기 바이오 센서 기술 중 멤브레인 스트립(membrane strip) 바이오 분자 감지 기술을 이용하는 경우, 검지 및 탐지 분자의 결합에 의해 자성표지가 스트립 내에 잔류하게 되고, 이에 의한 표유자기장을 자기 센서로 감지 한다.

[0008] 어레이형 및 스트립방식에서 자성 표지(표유 자기장) 검출은 다양한 형태의 집적화된 자기 센서를 사용함으로써 실행되고 있는데, 잔류한 표지수가 일정한 경우 센서 감도는 센서의 사이즈가 커짐에 따라 감소한다. 단일 자성 표지에 의한 표유 자기장 및 센서에 작용하는 유효 자기장은 다음 식과 같이 표현될 수 있다.

수학식 1

$$H_{eff} = H_{app} - H_{stray1}$$

$$= k \frac{\chi V_{label}}{4\pi z^3} H_{app}$$

[0009]

[0010]

여기서, z 는 자성 표지의 중심과 센서 표면간 거리이며, $k = A_{label}/A_{sensor}$ 는 센서 면적 A_{sensor} 및 투영 표지 면적 A_{label} 에 의존하는 활성 계수이고, χ 및 V_{label} 는 각각 비드의 자기 질량 감수율과 자기 표지의 용적이다.

[0011]

부연하면, 도 1의 종래 기술은 센서 근처에 위치한 자기 나노입자/비드 등의 바이오 분자 자성 표지를 자기 센서(100)를 이용하여 측정하고 바이오 분자를 검출하는 방식이다. 이 경우 어레이 방식에서는 바이오 분자 고정화 및 혼성화 결합이 센서(100) 표면에서 이루어지고 자성표지가 표면에 잔류하며, 멤브레인 스트립(membrane strip) 방식은 고정화 및 혼성화가 스트립 내에서 이루어지고 자성표지가 스트립내에 잔류하게 된다. 두 경우 센서 면적이 자성 표지 감지 활성화 영역이 되고 센서 면적에 걸쳐 형성된 표지의 표유 자기장 평균을 측정한다.

[0012]

그러나, 잔류하는 자성 표지수가 일정한 경우 센서(100)의 감도는 센서 사이즈가 증가함에 따라 감소한다. 마이크로미터 정도의 소형 센서의 경우, 센서에 영향을 줄 수 있는 표지의 활성 영역이 마이크로 정도로 국한되기 때문에, 센서(100)의 표지 감지 동작 범위(dynamic range) 제한 및 분해능에서 문제가 있다.

[0013]

더욱이, 바이오 분자 분포의 통계적 관점에서 보면, 전체 샘플 용적 중에서 매우 작은 센서 주변에서의 표지 유무로 바이오 분자 존재 유무를 측정 및 판정하기 때문에 국소영역의 표지 검출만으로는 전체 표본 용적의 대표 특성을 나타내지 못하기 때문에 정확성/정밀성에서 문제가 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0014]

본 발명은 위에서 제기된 종래 기술의 단점을 극복하고 효율적인 바이오 분자를 감지하기 위해, 표지 감지가 가능한 활성 영역을 증가시키고, 최적화된 센서 사이즈를 유지하며, 센서에 표유 자기장을 유발하는 자성 표지 개수를 증가시키며, 아울러 표유 자기장을 집속(SFC: Stray Field Collector) 할 수 있는 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지 센서 모듈을 제공하는데 목적이 있다.

[0015]

또한, 본 발명은 하나의 센서로 국소 영역의 표지만 감지하여 표본 용적 전체의 특성을 감지하지 못하는 단점을 극복하고, 넓은 활성영역에서 다량의 바이오 분자를 감지하여 신뢰성 있는 데이터를 줄 수 있는 표유 자기장 집속 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지 모듈을 제공하는데 또 다른 목적이 있다.

과제 해결수단

[0016]

위에서 제기된 문제를 극복하기 위해, 본 발명의 일 실시 예는 표유 자기장 집속 패드 및 이 표유 자기장 집속 패드를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈을 제공한다. 이 표유 자기장 집속 패드는 감지 활성 영역이 넓고 인가 자기장 방향으로 자기장 집속 부분이 상대적으로 좁아지게 형성되어 있다. 바이오 분자 검출의 활성 영역이 되는 패드 표면 근처에 탐지-검지 바이오 분자 결합에 의해 잔류하는 자성 표지가 상대적으로 많아지게 된다.

[0017]

이 표유 자기장 집속 패드는, 활성 영역에 잔류하는 표지의 수를 증가시킬뿐만 아니라 상기 자기 표지로부터 발생된 표유 자기장을 집속하여 자속 밀도를 증폭시키는 역할을 한다.

[0018]

또한, 상기 패드는 연자성 재료이거나, 단일 또는 다층 구조의 연자성 재료일 수 있다.

[0019]

본 발명의 다른 실시 예로서, 바이오 분자 감지 모듈은, 위에서 언급된 적어도 하나의 표유 자기장 집속 패드와, 상기 표유 자기장 집속 패드와 소정의 간격으로 배치되어 자속 밀도를 센싱하는 바이오 센서를 포함한다.

다.

[0020] 이 바이오 분자 감지 모듈은, 상기 바이오 칩 센서와 소정의 간격을 두고 나란히 배치되는 단일 표유 자기장 집속 패드 형과와, 상기 바이오 칩 센서를 사이에 소정의 간격을 두고 상기 중 또는 횡으로 나란히 배치된 제 1 표유 자기장 집속 패드와 중 또는 횡으로 2개의 집속패드가 센서와 배치되는 제 2 표유 자기장 집속 패드 형을 포함한다.

[0021] 여기서, 상기 자기 센서는 거대 자기 저항(GMR: Giant MagnetoResistance), 이방성 자기 저항(AMR: Anisotropic MagnetoResistance), 자기 박막 필름의 평면 홀 저항(PHR: Planar Hall Resistance), 거대교류자기저항 (GMI: giant magnetoimpedance), 반도체 홀 효과 센서 중 어느 하나일 수 있다.

[0022] 여기서, 상기 자속 밀도 증폭은 상기 표유 자기장 집속 패드와 상기 센서간의 간격에 의존한다.

[0023] 여기서, 상기 자기장 집속 패드는 자속을 상기 바이오 자기 센서로 집속시키고, 상기 바이오 칩 센서 상에 인가된 외부 자기장의 자속 밀도를 증가시키는 역할을 할 수 있다.

[0024] 여기서, 상기 바이오 분자 감지 모듈은 멤브레인 스트립형 센서 모듈, 어레이형 바이오 센서 모듈, 및 채널형 바이오 센서 모듈 중 어느 하나일 것이다.

[0025] 여기서, 활성영역에서 표지가 대체로 균일한 경우 상기 표유 자기장은 다음 수학적식으로 표현된다.

$$B_{stray} = f(\mu) H_{stray1} N$$

$$\propto f(\mu) H_{stray1} A_{pad} / A_{sensor}$$

[0026]

[0027] 여기서, μ 는 집속 패드 투자율이고, $f(\mu)$ 는 집속 패드의 기하학적 형상과 투자율에 의존하는 자기장의 증폭 계수이며, N은 활성 영역 집속 패드에 표유 자기장을 인가하는 자성 표지 개수이고, H_{stray1} 은 하나의 자기 표지에 의해 만들어지는 표유 자기장이다.

효 과

[0028] 본 발명에 의하면, 다수개의 자기 표지를 하나의 표유 자기장 집속 패드에 잔류시킴으로써 탐지-검지 바이오 분자의 결합에 부착된 자기 표지의 표유 자기장 측정 분해능을 향상시킬 수 있다.

[0029] 또한, 본 발명의 다른 효과로서는, 하나의 소형 센서만으로도 시료전체 부피에 대한 대표성 있는 바이오 분자 감지 결과를 얻을 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0030] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 일실시예에 따른 표유 자기장 집속 패드 및 이를 이용한 바이오 분자 감지 모듈을 상세하게 설명하기로 한다.

[0031] 우선, 본 발명의 일실시예에 대한 이해를 위해, 일부 용어를 설명하면 다음과 같다.

[0032] a) "센서": 거대 자기 저항(GMR: Giant MagnetoResistance), 이방성 자기 저항(AMR: Anisotropic MagnetoResistance), 자기 박막 필름의 평면 홀 저항(PHR: Planar Hall Resistance), 거대교류자기저항 (GMI: giant magnetoimpedance), 반도체 홀 효과 센서 등 여타의 자기장 센서를 말함.

[0033] b) "자성 표지": 초상자성 자기 비드 또는 단순 자기 입자를 말함.

[0034] c) "연자성 재료"는 단일 또는 다층 구조의 상대적으로 높은 투자율(permeability) 및 상대적으로 낮은 항자력(coercivity) 특성을 갖는 재료를 말함.

[0035] 표유 자기장 집속 패드 개념이 도 2 및 도 3에 예시된다. 즉, 도 2는 본 발명의 일실시예로서 활성 영역으로 불리는 단일 표유 자기장 집속 패드와 센서를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈의 평면도를 보여주며, 도 3은 본

발명의 다른 일실시예로서 활성 영역으로 불리는 이중 표유 자기장 집속 패드와 자기센서를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈의 평면도를 보여준다.

- [0036] 먼저 도 2를 참조하면, 이 바이오 분자 감지 모듈은 표유 자기장 집속 패드(200)와, 이 표유 자기장 집속 패드와 일정한 간격을 두고 나란히 배치되는 바이오 칩 자기 센서(100)를 포함하여 구성된다. 물론, 표유 자기장 집속 패드(200)의 활성 영역은 넓게 형성되고, 표유 자기장을 집속하기 위해 폭이 좁아지는 특징을 갖는다. 이 집속패드에는 탐지-검지 바이오 분자 결합에 의해 잔류된 다수의 자기 표지(210)가 감지 활성 영역 (201)에 표유 자기장을 유발 한다. 물론, 이 자기 표지(210)는 왼쪽의 부분 단면도(220)에 표시된 바와 같이 탐지-검지 바이오 분자(221)가 부착되어 있다.
- [0037] 도 2에서 자기 표지(210)는 랜덤하게 배열되는 것으로 도시되어 있으나, 본 발명은 이에 한정되지는 않으며 자기 표지(210)가 규칙성을 가지고 배열되는 것도 가능하다.
- [0038] 도 3은 표유 자기장 집속 패드(200a)와 또 다른 표유 자기장 집속 패드(200b)가 일정 간격을 두고 나란히 배치되고, 이 표유 자기장 집속 패드(220a 및 220b) 사이에 바이오 칩 자기 센서(100)가 이들 표유 자기장 집속 패드와 나란히 배치된다.
- [0039] 물론, 어레이형 바이오 칩의 경우 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)의 활성 영역 상에 검지 분자를 고정하고 탐지 표적 분자를 통하여 자기 레벨과 혼성화할 수 있다. 여기서 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)의 크기에 따라 자성 표지 개수를 증가시키는 것이 가능하다.
- [0040] 센서(100) 면적 대 자성 표지(210)의 면적 밀도가 동일한 것으로 가정하면, 표유 자기장 집속 패드(200) 상의 총 표지 개수는 표유 자기장 집속 패드(200)와 센서(100) 면적비에 비례한다. 표유 자기장 집속 패드(도 2의 200)의 플레이트(201)는 연자성 재료로 이루어질 수 있다.
- [0041] 다른 실시예로서, 집속패드(도 2의 201)는 단일 또는 복수층 구조의 연 강자성(soft ferromagnetic) 재료를 포함할 수 있다. 이러한 활성영역(201)을 포함하는 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)는 자속을 센서(100)쪽으로 집중시키고 이 센서상에 인가된 표유 자기장의 자속 밀도를 증가시킨다.
- [0042] 또한, 이 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)에 의한 이상적인 표유 자기장 증폭은 $A_{\text{pad}}/A_{\text{sensor}}$ 의 상대 면적에 비례하며, 이는 신호 전압 향상을 야기한다. 이를 보여주는 도면이 도 4 및 도 5에 도시된다. 여기서, A_{pad} 는 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)의 면적을 표시하고, A_{sensor} 는 바이오 칩 센서(100)의 면적을 나타낸다.
- [0043] 부연하면, 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 자기 센서가 구비된 단일 표유 자기장 집속 패드상에서의 자속선의 개략도(400) 및 단일 집속 패드에 의한 이상적인 표유 자기장 증폭 곡선을 보여주는 그래프(410)이고, 도 5는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 자기 센서가 구비된 이중 표유 자기장 집속 패드상에서의 자속선의 개략도(500) 및 이중 집속 패드에 의한 이상적인 표유 자기장 증폭 곡선을 보여주는 그래프(510)이다.
- [0044] 도 4 및 도 5에 도시된 바와 같이, 외부 자기장(H_{app})이 가해지면 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)는 센서(100)쪽으로 표유 자기장(황색선)을 유발하므로, 결과적으로 자속 밀도(401, 501))가 센싱 영역(즉, 센서(100)의 주위가 되는 영역)으로 지속되어 증가하게 된다.
- [0045] 따라서, 도 4에 도시된 단일 표유 자기장 집속 패드(200) 보다 도 5에 도시된 2개의 표유 자기장 집속 패드(200a 및 200b)에서 발생하는 표유 자기장이 더 큰데, 그 크기는 단일 표유 자기장 집속 패드(200)에서 발생된 표유 자기장보다 약 2배가 된다. 즉, 도 5의 그래프(510)가 도 4의 그래프(410) 보다 기울기가 더 경사지게 된다.
- [0046] 이는 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)가 자속 밀도를 증폭시킬 뿐만 아니라, 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)의 투자율, 및 이 패드들의 기하학적 형상 및 상대 면적에 의존하면서 센서 상의 표유 자기장 집속(SFC: Stray Field Collector) 및 증폭기 역할을 하기 때문이다.
- [0047] 또한, 증폭은 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)와 센서(100) 간격에 의존하지만, 이 증폭은 외부 자기장과 표유 자기장 둘 다에 대하여 동일하다. 그러므로, 인가된 자기장과 표유 자기장의 자속 밀도는 각각 다음 수식과 같이 근사치로 구해진다.

수학식 2

$$B_{eff} = B_o - B_{stray}$$

수학식 3

$$B_o = f(\mu) H_{app}$$

수학식 4

$$B_{stray} = f(\mu) H_{stray1} N$$

$$\propto f(\mu) H_{stray1}^{A_{pad} / A_{sensor}}$$

여기서, μ 는 투자율이고, $f(\mu)$ 는 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)의 기하학적 형상과 투자율에 의존하는 자기장의 증폭 계수이다. N은 활성영역(200, 200a 및 200b)에 위치한 자기 표지(210) 개수이다. 또한, 여기서 H_{stray1} 은 하나의 자기 표지(210)에 의해 만들어지는 표유 자기장을 말한다.

위 수학식 3 및 수학식 4를 비교함으로써, 집속 패드에 의한 표유 자기장은 $A_{pad}/A_{sensor} \times f(\mu)$ 의 배수로 주어지지만, 여기서, 인가된 자기장의 자속 밀도(B_o)는 단지 $f(\mu)$ 만큼만 증폭된다.

집속 패드가 없는 경우 수학식 1의 마지막 부분을 이용하여 자기 표지(210)의 표유 자기장을 추정하는 것이 가능하다. 예를 들면, $3\mu\text{m} \times 3\mu\text{m}$ 센서를 이용하면 $2.8\mu\text{m}$ 직경의 단일 표지의 표유 자기장은 일반적으로 외부 자기장(20 Oe) 미만의 0.4 Oe가 되며, 이 경우 외부자기장은 자기 센서의 포화 자기장보다 작다.

이러한 센서는 도 5에 도시된 바와 같이, $2.8\mu\text{m}$ 사이즈의 단일 자기 표지(210)가 신호 전압 변화 (620)을 유발하게 된다.

예를 들어, 활성 영역 패드를 가지는 경우, 즉, $300\mu\text{m} \times 3,000\mu\text{m}$ 크기의 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)를 이용하면, 표지 레벨의 총 개수는 약 10^5 가 될 수 있다. 인가된 자기장에 의한 자속 밀도는 $f(\mu)$ 의 배수만큼 더 높은 포화를 갖는 센서를 최적화할 필요가 있는데, 이러한 센서의 자기장 민감도 (곡선 기울기)는 $1/f(\mu)$ 만큼 감소할 것이다.

집속 패드(200, 200a 및 200b)가 $f(\mu)$ 배 만큼의 자기장 증폭을 야기하기 때문에 외부자기장 H_{app} 을 인가하면, 집속 패드가 없는 센서의 신호 전압과 동일한 값을 유도할 것이다. 그러나, 활성 영역에서의 표지 개수가 10^5 개가 되기 때문에 표유 자기장은 도 6에 도식적으로 도시된 바와 같이, $f(\mu) \times 10^5$ 배 만큼 증폭된 신호 (614)를 야기시킨다.

도 6은 본 발명의 집속 패드없이 단일 표지의 표유 자기장으로 인한 신호 전압 그래프와 집속 패드가 있는 단일 표지의 표유 자기장으로 인한 증폭된 신호 전압을 보여주는 그래프이다.

도 6을 참조하면, 표유 자기장 집속(SFC: Stray Field Collector) 패드(200, 200a 및 200b)가 있는 경우의 신호 곡선(600)과 표유 자기장 집속(SFC: Stray Field Collector) 패드가 없는 경우의 신호 곡선(601)이 각각 도시된다.

이를 이해가 쉽게 설명하면, 표유 자기장 집속(SFC: Stray Field Collector) 패드(200, 200a 및 200b)가 없는 경우, 표유 자기장(610)과 감지된 전압 신호(620)가 도시된다.

이와 달리, 표유 자기장 집속(SFC: Stray Field Collector) 패드가 있는 경우, 단일 표지 표유 자기장 증폭

(611), 감지된 전압 신호(620)가 도시된다. 활성 영역에 10^5 개 표지가 표유 자기장을 유발하기 때문에 전체 자기장 증폭 (612)와 이에 의한 전압 신호 변화 (622)가 생긴다.

[0061] 따라서, 표유 자기장 집속 패드(200, 200a 및 200b)가 있는 경우, 표유 자기장 분포에 대한 변경에 의존하면서 약 10^5 배 더 높은 신호 전압의 향상을 도모할 수 있다.

[0062] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 일실시예를 설명하였으나, 본 발명의 권리범위는 이러한 실시예에 한정되지 않으며, 수많은 변형예가 가능함을 해당분야 전문가라면 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 범위는 첨부된 청구항과 그 균등물에 의해 정해져야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0063] 도 1은 자기 바이오 칩 센서를 이용하여 바이오 분자를 검출하는 종래의 방식을 보여준다.

[0064] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 각각 자기 센서를 구비하는 활성 영역으로 불리는 단일 표유 자기장 집속 패드와 센서를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈의 평면도를 보여준다.

[0065] 도 3은 본 발명의 다른 일실시예에 따른 각각 자기 센서를 구비하는 활성 영역으로 불리는 이중 표유 자기장 집속 패드를 포함하는 바이오 분자 감지 모듈의 평면도를 보여준다.

[0066] 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 자기 센서가 구비된 단일 표유 자기장 집속 패드상에서의 자속선의 개략도 및 단일 집속 패드에 의한 이상적인 표유 자기장 증폭 곡선을 보여주는 그래프이다.

[0067] 도 5는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 자기 센서가 구비된 이중 표유 자기장 집속 패드상에서의 자속선의 개략도 및 이중 집속 패드에 의한 이상적인 표유 자기장 증폭 곡선을 보여주는 그래프이다.

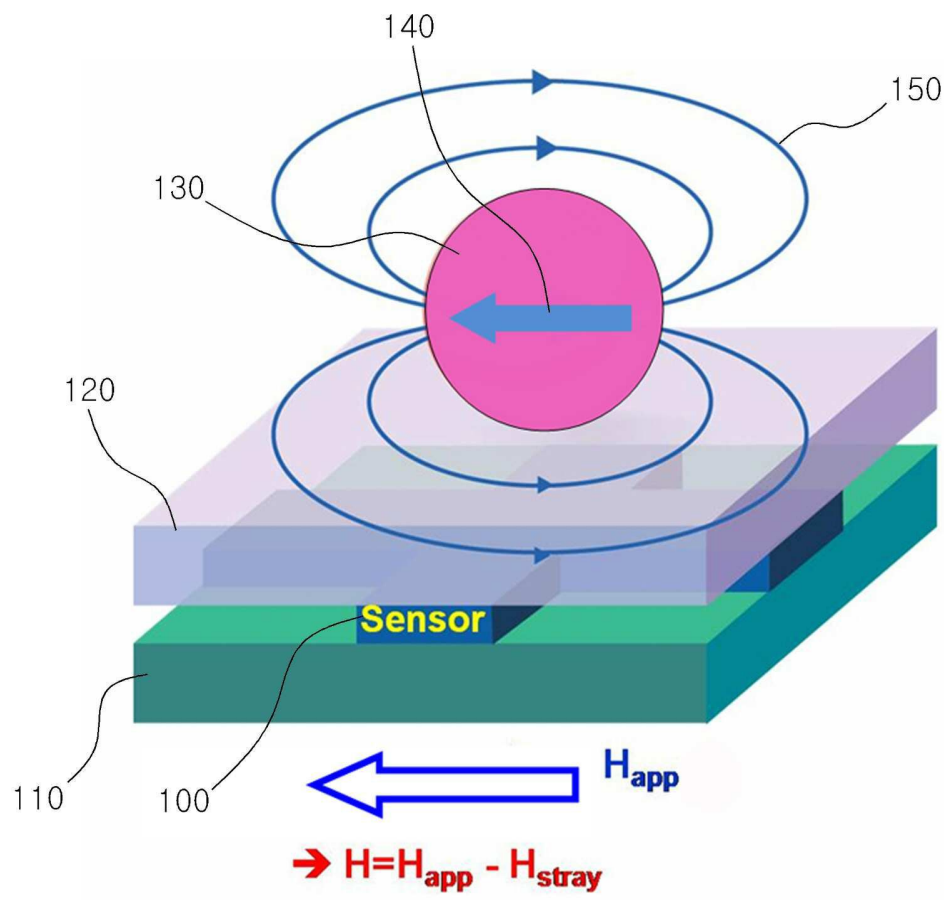
[0068] 도 6은 본 발명의 집속 패드없이 단일 표지의 표유 자기장으로 인한 신호 전압 그래프와 집속 패드가 있는 단일 표지 및 증가된 표지수에 의해 표유 자기장으로 인한 증폭된 신호 전압 그래프를 보여주는 도면이다.

[0069] *****도면의 부호 설명*****

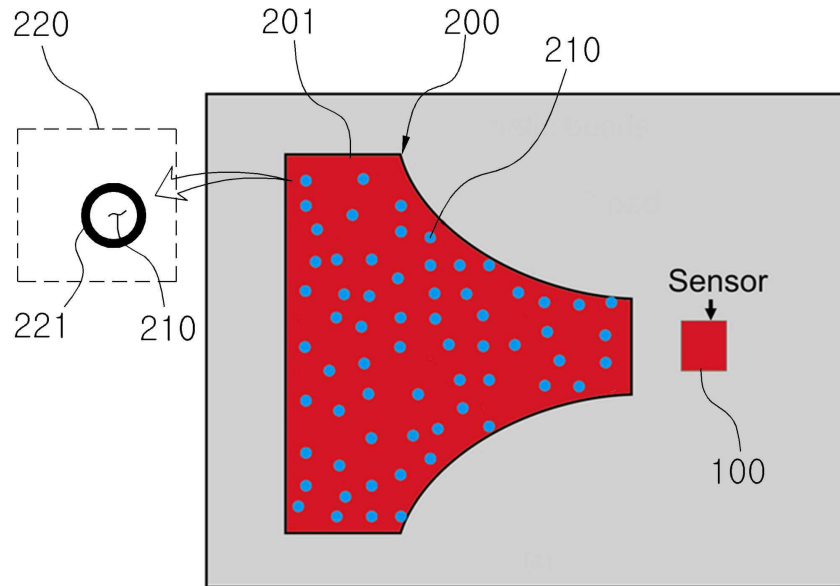
[0070]	100: 바이오칩 센서	110: 실리콘 기판
[0071]	120: 보호층	130, 210: 자기 표지(magnetic bead)
[0072]	140: 자기 표지의 자석 방향	150: 표유 자기장(stray field)
[0073]	200, 200a, 200b: SFC(Stray Field Collector) 패드	
[0074]	201: 플레이트	221: 바이오 분자(bio-molecule)
[0075]	220: 부분 단면 확대도	401, 501: 자속선(flux lines)
[0076]	600: SFC(Stray Field Collector) 패드가 없는 경우 센서 신호 곡선	
[0077]	601: SFC 패드가 있는 경우 센서 신호 곡선	

도면

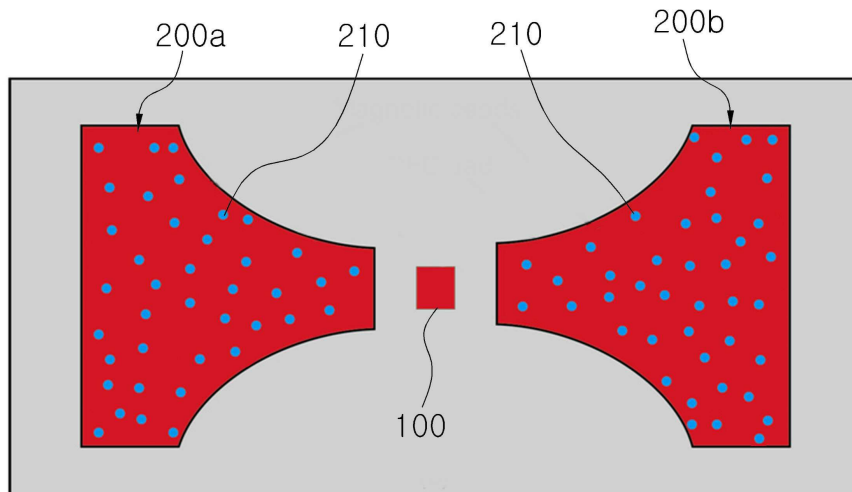
도면1



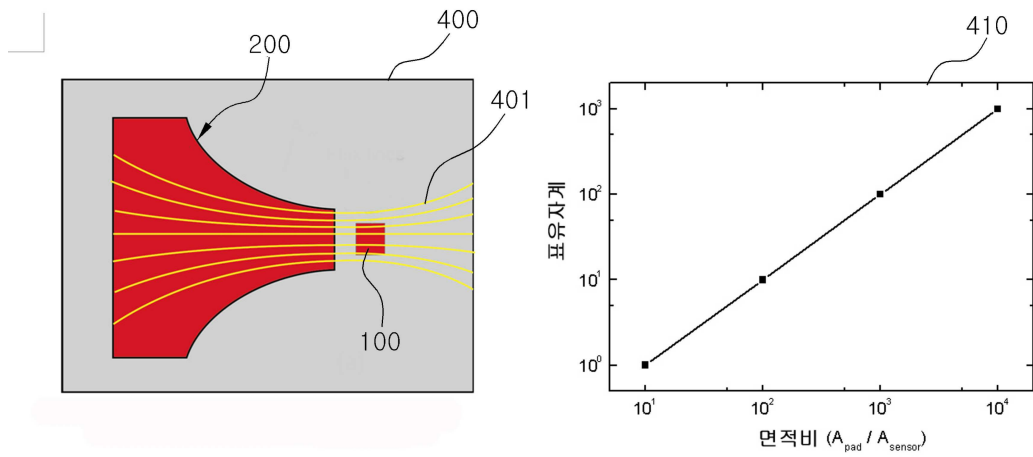
도면2



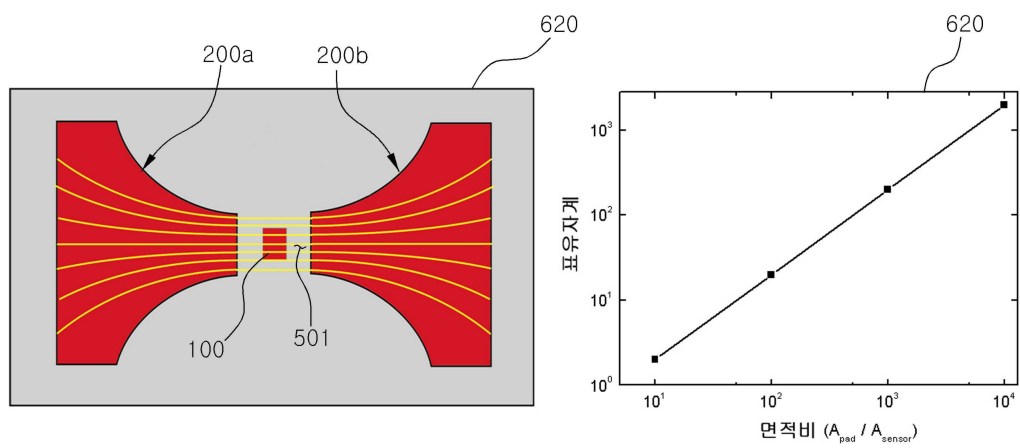
도면3



도면4



도면5



도면6

