(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년01월06일
(11) 등록번호 10-1006282
(24) 등록일자 2010년12월29일

(51) Int. Cl.
G01N 21/25 (2006.01) *G01N 21/01* (2006.01)
G01N 21/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2008-0088548
(22) 출원일자 2008년09월09일
심사청구일자 2008년09월09일
(65) 공개번호 10-2010-0029868
(43) 공개일자 2010년03월18일
(56) 선행기술조사문헌
JP2004061222 A*
JP2005134139 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
성균관대학교산학협력단
경기 수원시 장안구 천천동 300 성균관대학교내
(72) 발명자
이경식
경기도 수원시 장안구 천천동 성균관대학교 정보통신공학부
장현수
경기도 수원시 장안구 천천동 성균관대학교 정보통신공학부
(74) 대리인
윤석운, 홍순우, 김해중

전체 청구항 수 : 총 37 항 심사관 : 이종경

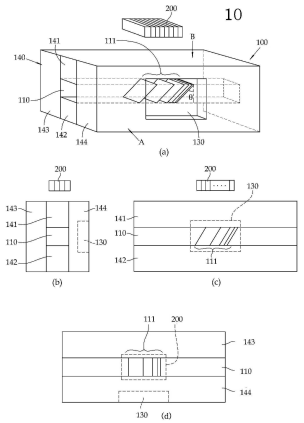
(54) 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치 및 바이오 물질 검출용 디스크 장치

(57) 요 약

본 발명은, 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치에 관한 것이다.

본 발명에 따른 바이오 물질 검출 장치는, 처프된 경사진 격자부가 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부; 상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼이 입사되도록 형성된 수광부; 및 상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사되어 상기 수광부로 투과해 들어온 광 스펙트럼의 광 세기의 비율을 계산하고, 상기 광 세기 비율에 기초하여 시료중의 바이오 물질 및 바이오 물질의 농도를 검출하는 연산부를 포함하는 것을 구성적 특징으로 한다.

대 표 도 - 도2



특허청구의 범위

청구항 1

광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치로서,

처프된 경사진 격자부가 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼이 입사되도록 형성된 수광부; 및

상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사되어 상기 수광부로 투과해 들어온 광 스펙트럼의 광 세기의 비율을 계산하고, 상기 광 세기 비율에 기초하여 시료중의 바이오 물질 및 바이오 물질의 농도를 검출하는 연산부를 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 수광부는 포토다이오드, 포토다이오드 어레이, CCD 어레이, 및 CMOS 어레이로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부는 상기 격자부 근방에 형성된 바이오 물질 접촉면을 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 처프된 경사진 격자부로부터 출력된 광 스펙트럼은 광학부재를 통해 상기 수광부로 입사되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 광학부재는 렌즈, 프리즘, 거울, 광필터 중 어느 하나 또는 이들의 조합인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 수광부에 입사된 광 스펙트럼의 광세기 비율은 상기 수광부에 입사된 광 스펙트럼의 광전류의 비율 또는 광전압의 비율인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 7

광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치로서,

경사진 격자부가 복수개 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

상기 복수의 격자부의 상기 격자들로부터 각각 반사된 복수의 광 스펙트럼 신호가 입사되도록 형성된 복수의 수광부; 및

상기 복수의 경사진 격자부로부터 반사되어 상기 복수의 수광부 각각에 투과해 들어온 광 스펙트럼의 광 세기 비율을 계산하고, 상기 광 세기 비율에 기초하여 시료중의 바이오 물질 및 바이오 물질의 농도를 검출하도록 구성된 연산부를 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 수광부는 포토다이오드, 포토다이오드 어레이, CCD 어레이, 및 CMOS 어레이로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부는 상기 복수의 경사진 격자부 근방에 형성된 바이오 물질 접촉면을 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 10

제7항에 있어서,

상기 경사진 격자부로부터 출력된 광 스펙트럼은 광학부재를 통해 상기 수광부로 입사되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 광학부재는 렌즈, 프리즘, 거울, 광필터 중 어느 하나 또는 이들의 조합인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 12

제7항에 있어서,

상기 수광부에 입사된 광 스펙트럼의 광세기 비율은 상기 수광부에 입사된 광 스펙트럼의 광전류의 비율 또는 광전압의 비율인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 13

바이오 물질 검출용 디스크 장치로서,

바이오 물질을 저장하기 위한 바이오 물질 챔버; 및

처프된 경사진 격자부가 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

를 포함하고,

상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부가 소통되도록 상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부 사이에 유로가 형성된 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 14

제13항에 있어서,

워싱액을 저장하기 위한 워싱 챔버를 더 포함하고,

상기 워싱 챔버는 상기 유로를 통해 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부에 연결되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 15

제13항에 있어서,

상기 바이오 물질 챔버의 상부에는 바이오 물질을 포함하는 시료를 주입하기 위한 주입구가 형성되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 16

제13항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부를 통과한 혼합액이 저장되는 트레쉬 챔버를 더 포함하고, 상기 트레쉬 챔버는 유로를 통해 상기 바이오 물질 검출부에 연결된 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 17

제13항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부의 상기 격자부 근방에는, 상기 유로 내의 시료와 접촉을 위한 접촉면이 형성되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 18

제13항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부는 상기 바이오 물질 검출용 디스크 상에 장착가능하도록 칩 형태로 제작되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 19

제13항에 있어서,

상기 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼을 수광하도록 형성된 수광부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 20

제13항에 있어서,

상기 디스크는 원형인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 21

제19항에 있어서,

상기 수광부는 포토다이오드, 포토다이오드 어레이, CCD 어레이, 및 CMOS 어레이로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 22

제19항에 있어서,

상기 처프된 경사진 격자부로부터 출력된 광 스펙트럼은 광학부재를 통해 상기 수광부로 입사되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 23

제22항에 있어서,

상기 광학부재는 렌즈, 프리즘, 거울, 광필터 중 어느 하나 또는 이들의 조합인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 24

바이오 물질 검출용 디스크 장치로서,

바이오 물질을 저장하기 위한 바이오 물질 챔버; 및

경사진 격자부가 복수개 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

를 포함하고,

상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부가 소통되도록 상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부 사이에 유로가 형성된 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 25

제24항에 있어서,

워싱액을 저장하기 위한 워싱 챔버를 더 포함하고,

상기 워싱 챔버는 상기 유로를 통해 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부에 연결되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 26

제24항에 있어서,

상기 바이오 물질 챔버의 상부에는 바이오 물질을 포함하는 시료를 주입하기 위한 주입구가 형성되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 27

제24항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부를 통과한 혼합액이 저장되는 트레쉬 챔버를 더 포함하고, 상기 트레쉬 챔버는 유로를 통해 상기 바이오 물질 검출부에 연결된 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 28

제24항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부의 상기 복수의 격자부 근방에는, 상기 복수의 격자부를 포함하는 영역에 상기 유로 내의 시료와 접촉을 위한 접촉면이 형성되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 29

제24항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부의 상기 복수의 격자부 근방에는, 상기 복수의 격자부 각각에 대응하여 복수의 접촉면

이 형성되어 있는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 30

제24항에 있어서,

상기 바이오 물질 검출부는 상기 바이오 물질 검출용 디스크 상에 장착가능하도록 칩 형태로 제작되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 31

제24항에 있어서,

상기 복수의 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼을 수광하도록 형성된 상기 복수의 격자부에 대응하여 형성된 복수의 수광부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 32

제24항에 있어서,

상기 디스크는 원형인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 33

제31항에 있어서,

상기 수광부는 포토다이오드, 포토다이오드 어레이, CCD 어레이, 및 CMOS 어레이로부터 선택되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 34

제24항에 있어서,

상기 복수의 경사진 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼은 광학부재를 통해 상기 복수의 수광부로 입사되는 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 35

제34항에 있어서,

상기 광학부재는 렌즈, 프리즘, 거울, 광필터 중 어느 하나 또는 이들의 조합인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

청구항 36

제7항에 있어서,

상기 복수의 경사진 격자부는 처프된 격자인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출 장치.

청구항 37

제24항에 있어서,

상기 복수의 경사진 격자부는 처프된 격자인 것을 특징으로 하는

바이오 물질 검출용 디스크 장치.

명 세 서

발명의 상세한 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 광도로파를 이용한 바이오 물질 검출 장치에 관한 것으로, 보다 상세하게 본 발명은 격자부를 구비한 광도파로와, 수광소자를 이용하여 바이오 물질을 검출하기 위한 바이오 물질 검출 장치 및 바이오 물질 검출용 디스크에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 통상적으로 바이오 물질 검출 장치는, DNA, 항원, 항체와 같은 단백질 및 세포 등을 포함하는 바이오 물질의 유무 및 농도 변화 등을 검출하는 장치로서, 식품, 의료, 국방, 환경 등 여러 분야에 응용되고 있다.

[0003] 또한 최근에는 단백질에 형광 물질을 결합시킨 후 그 형광도를 측정하는 방식보다 형광 물질을 사용하지 않고 바이오 물질을 측정할 수 있는 비표지 방식의 바이오 물질 검출 장치의 개발이 활발히 진행되고 있다.

[0004] 비표지 방식의 바이오 물질 검출의 일례로, 표면 플라즈몬 공명 바이오 물질 검출 장치, 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치, 간섭계를 이용한 바이오 물질 검출 장치 등과 같이, 센서의 표면에서 일어나는 바이오 물질들 간의 생화학적 반응에 의한 변화를 광학적으로 검출하는 광학적 바이오 물질 검출 장치에 대한 연구가 진행중에 있다.

[0005] 그러나, 종래 스펙트럼 분석을 통한 바이오 물질의 검지 장치에서는, 신호 변화를 측정하는 광스펙트럼 분석기와 같은 고가의 장비를 필요로 할 뿐만 아니라, 도1에 도시된 바와 같이, 바이오 물질의 검출전 스펙트럼($W\lambda$)과, 바이오 물질이 검출된 후의 스펙트럼($W\lambda'$) 중에서 특정 파장대역(λ^{-}_{1}~λ^{+}_{1} 또는 λ^{-}_{n}~λ^{+}_{n})에 속해 있는 광파워(또는 "광세기"라고도 함) P_1, P'_1 또는 P_n, P'_n을 구하고, 도1에서 빗금으로 도시한 바와 같이, 그 변화량 또는 차이(P_1-P'_1 내지 P_n-P'_n)를 구함으로써 바이오 물질을 검출할 수 있다.

[0006] 여기서, P_1은 바이오 물질이 검출되기 전 스펙트럼($W\lambda$) 중 파장대역 λ^{-}_{1}에서 λ^{+}_{1} 까지 걸쳐있는 총 파워 또는 λ_1에서의 광파워이고, P'_1은 바이오 물질이 검출된 후 스펙트럼($W\lambda'$) 중 파장대역 λ^{-}_{1}에서 λ^{+}_{1} 까지 걸쳐있는

총 파워 또는 λ_1에서의 광파워를 나타내고, 또한, P_n은, 바이오 물질이 검출되기 전 스펙트럼($W\lambda$) 중 파장대역 λ^-_n에서 λ^+_n 까지 걸쳐있는 총 파워 또는 λ_n에서의 광파워이고, P'_n은 바이오 물질이 검출된 후 스펙트럼($W\lambda'$) 중 파장대역 λ^-_n에서 λ^+_n 까지 걸쳐있는 총 파워 또는 λ_n에서의 광파워를 나타낸다.

[0007] 그러나, 이 방법에서는 입력 파장 대역은 실제 나노미터 단위로 매우 작고, 그로 인해 광세기 또는 광파워의 변화량 또는 차이($P_i-P'_i$, $i=1,2,\ldots,n$) 역시 극소의 값을 가지기 때문에, 광 스펙트럼 분석과정에서 도파로 내로 파장($\lambda_1 \sim \lambda_n$)이 입력되는 과정에서의 광손실, 광원의 노후로 인한 광원 세기의 변화, 도파로에서의 광 스펙트럼 신호 세기의 변화, 신호처리부에서의 잡음 등으로 인해 정밀한 바이오 물질 신호의 감지가 어렵다는 문제점이 있다.

[0008] 또한, 기존의 바이오 물질 검출 디스크 또는 바이오 디스크에서는 광투과식 측정장치, 전기화학 또는 캐패시턴스 및 임피던스 측정장치를 이용한다. 광투과식 측정장치는 레이저 빔 장치와 광학 탐지기로 이루어지는데, 바이오 물질의 유무에 따라 광 스펙트럼 신호의 광세기 변화 또는 광파워 변화를 광학 탐지기에서 탐지하는 것으로, 이는 단지 광 스펙트럼 신호의 세기 변화 또는 광파워 변화를 탐지하기 때문에, 도 1에서 설명한 바와 같이, 신뢰성이 부족하고 안정성이 없어 정확도가 떨어지고 센싱 감도에 한계가 있다. 또한, 전기 화학 혹은 캐패시턴스, 임피던스 측정 장치에서는 부가적으로 이런 장치를 구현하기 위한 전극 또는 프로브 등이 추가되어야 하기 때문에 구성이 복잡하고 비용이 비싸다는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

[0009] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로, 본 발명의 목적은, 고감도로 정확하고 안정적으로 바이오 물질을 검출할 수 있는 바이오 물질 검출 장치 및 바이오 물질 검출용 디스크를 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제 해결수단

[0010] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해, 본 발명에 따른 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치는,

[0011] 처프된 경사진 격자부가 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

[0012] 상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사된 광 스펙트럼이 입사되도록 형성된 수광부; 및

[0013] 상기 처프된 경사진 격자부로부터 반사되어 상기 수광부로 투과해 들어온 광 스펙트럼의 광 세기의 비율을 계산하고, 상기 광 세기 비율에 기초하여 시료중의 바이오 물질 및 바이오 물질의 농도를 검출하는 연산부를 포함하는 것을 구성적 특징으로 한다.

[0014] 또한, 본 발명에 따른 다른 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치는,

[0015] 처프된 경사진 격자부가 복수개 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

[0016] 상기 복수의 격자부의 상기 격자들로부터 각각 반사된 복수의 광 스펙트럼 신호가 입사되도록 형성된 복수의 수광부; 및

[0017] 상기 복수의 처프된 경사진 격자부로부터 반사되어 상기 복수의 수광부 각각에 투과해 들어온 광 스펙트럼의 광 세기 비율을 계산하고, 상기 광 세기 비율에 기초하여 시료중의 바이오 물질 및 바이오 물질의 농도를 검출하도록 구성된 연산부를 포함하는 것을 구성적 특징으로 한다.

[0018] 본 발명은 바이오 물질 검출를 위한 디스크 장치를 제공하며, 상기 디스크 장치는,

[0019] 바이오 물질을 저장하기 위한 바이오 물질 챔버; 및

[0020] 처프된 경사진 격자부가 형성된 코어부를 포함하는 바이오 물질 검출부;

[0021] 를 포함하고, 상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 챔버가 소통되도록 상기 바이오 물질 챔버와 상기 바이오 물질 검출부 사이에는 유로가 형성된 것을 구성적 특징으로 한다.

효 과

[0022] 전술한 바와 같은 특징을 갖는 본 발명에 따르면, 광 스펙트럼 분석기와 같은 고가의 장치를 필요로 하지 않으면서, 안정적으로 바이오 물질 및 그 농도를 검출할 수 있다는 작용효과가 얻어질 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0023] 이하, 본 발명에 따른 실시예를 첨부한 도면을 참조하여 설명하도록 한다. 도2의 (a)는 본 발명의 제1 실시예에 따른 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치(10)의 투시도이다.

[0024] 도2의 (a)에 도시된 바와 같이, 바이오 물질 검출 장치(10)는 바이오 물질 검출부 또는 광도파로부(100) 및 수광부(200)로 이루어진다. 바이오 물질 검출부(100)는 코어부(110)와, 코어부(110)를 둘러싸도록 형성된 클래딩부(140)로 형성되는데, 클래딩부(140)는 좌측 크래딩부(141), 우측 클래딩부(142), 하부 클래딩부(143) 및 상부 클래딩부(144)로 이루어진다. 또한, 상기 도2의 (a)에 도시하지는 않았지만, 본 발명에 따른 바이오 물질 검출부(100)는 기판을 포함할 수도 있다. 기판을 포함하는 실시예의 경우에는, 기판은 상기 클래딩부(140)의 하측에 형성되며, 기판 상부로 하부 클래딩부(143), 좌측 및 우측 클래딩부(141,142) 및 상부 클래딩부(144)가 순서대로 적층된 구조이다. 그러나, 광섬유와 같은 원형 도파로를 이용하는 경우 또는 특정한 경우에 기판은 생략되어도 좋다.

[0025] 또한, 기판을 포함하는 실시예에 있어서, 실리카 도파로의 경우, 기판은 실리콘 웨이퍼(Si Wafer) 등의 물질로 이루어지며 클래딩부(140) 및 코어부(110)는 실리카(SiO_2) 재료로 형성된다. 또한 폴리머 도파로의 경우, 기판은 실리콘 웨이퍼로 이루어지고 클래딩부(140) 및 코어부(110)는 폴리머 재질로 형성된다. 상기 설명에서, 기판은 실리콘 웨이퍼로 형성되었지만, 본 발명은 이에 한정되지 않고 다른 재료로도 형성될 수도 있다. 또한, 클래딩부(140) 및 코어부(110)은 실리카 및 폴리머 재질 이외에도 유리와 같이 투명한 재질이면 어떤 재료로 형성되어도 좋다. 이러한 기판 및 클래딩부의 제작은 본 기술분야에서 공지의 기술인 것이므로, 본 명세서에는 그 구체적인 설명은 생략하도록 한다.

[0026] 도2의 (a) 도면은, 본 발명에 따른 바이오 물질 검출 장치(10)를 보다 명확하게 도시하기 위해 좌측 클래딩부(141)가 지면에서 상측에 위치되어 있음에 주의해야 한다. 또한, 코어부(110) 내에는 격자부(111)가 형성되는데, 격자부(111)는 처프되고 각도 Θ로 경사져 있다. 이 처프된 경자진 격자부(111)는 코어부(110) 내로 진입된 광 중 특정 파장의 광을 수광부(200)로 반사 및 굴절시킨다.

[0027] 처프된 경사진 격자부(111)를 실리카 도파로의 코어부에 제작할 경우에는, 위상 마스크와 UV 레이저 빔을 이용하여 제작될 수 있으며, 또는 e-beam 리소그래피 방법 또는 레이저 간섭계 등을 이용하여 제작될 수 있다. 또한, 처프된 경사진 격자부(111)를 폴리머 도파로의 코어부에 제작할 경우에는, 레이저 간섭계에서 나오는 간섭 패턴에 도파로를 노출시켜주거나, 임플린팅 방법 등으로 제작될 수 있으며, 이런 제작 방법은 이미 공지의 기술인 것이므로 본 명세서에서는 그 구체적인 설명은 생략하도록 한다.

[0028] 이와 같이 제작된 격자부(111)는 광도파로의 코어부(110) 내로 진입된 광 중 광도파로의 굴절율, 경사각, 모드의 유효 굴절율, 격자 주기, 도파로의 크기와 관계있는 특정 파장 성분의 일부 또는 전부의 광을 반사시키고, 나머지 광은 투과하는 특성을 지닌다.

[0029] 또한, 상기 상부 클래딩부(144)의 일측면 중 격자부(111)에 대응하는 위치에는, 격자부(111)와 접촉되는 바이오 물질 간의 거리를 좁혀 격자부(111)에서의 격자의 유효굴절율의 변화를 증가시키기 위해, 격자부(111) 주변에는 바이오 물질 접촉면(130)이 형성된다. 또한 접촉면(130)은 오목한 형상의 홈으로 형성될 수도 있다. 이하의 실시예에서는 본 발명을 보다 쉽게 설명하기 위해 접촉면(130)이 홈인 형상으로 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되는 것은 아니다. 일례로, 클래딩부(140)의 두께가 충분히 얇아 바이오 물질에 의한 격자부(111)에서의 유효굴절율 변화가 충분히 검지될 수 있는 경우에는, 접촉면 또는 접촉홈(130)을 별도로 형성하지 않아도 좋다.

[0030] 또한, 도 2의 (a) 내지 (d)에 도시된 바와 같이, 본 실시예에서, 접촉면(130)은 상부 클래딩부(144)에 형성되어 있지만, 이는 예시적인 것으로 접촉면(130)은 격자부(111)와 접촉되는 바이오 물질 간의 거리를 좁힐 수 있는 곳이라면 어느 곳에 형성해도 좋다.

[0031] 수광부(200)는 코어부(110) 내의 처프된 경사진 격자부(111)에서 반사된 광 스펙트럼 신호를 수광하도록 동작하며, 포토 다이오드, 다수개의 포토 다이오드로 형성된 포토 다이오드 어레이, CCD 어레이 또는 CMOS 어레이 중 어느 하나로 형성될 수 있다. 본 실시예에서 수광부(200)는 좌측 크래딩부(141)의 측면에 위치한 것으로 도시되었지만, 본 발명은 이에 한정되지 않으며 격자부(111)로부터 반사되어 온 광 스펙트럼 신호를 수광할 수 있는 위치라면 어느 곳이어도 좋다. 이하 제1 실시예에서는 수광부(200)로서 포토다이오드 어레이를 사용한 것으로 설명한다.

[0032] 수광부(200)에서 수집된 광 스펙트럼 신호는 이후 도시하지 않은 외부의 연산부 등으로 제공되어, 연산부는 상기 광 스펙트럼 신호의 광세기 또는 광파워의 비를 구하고, 이 광파워의 비를 통해 바이오 물질을 검출하고 그 농도를 분석한다.

[0033] 다음으로, 도 3을 참조하여 본 발명의 제1 실시예에 대해 보다 구체적으로 설명하도록 한다. 참고로 본 실시예는 처프된 경사진 격자부(111)가 하나인 경우의 예로서, 도 2의 (a)에서 방향 A를 기준으로, 즉 상부 클래딩부(144)에서 하부클래딩부(143)를 향해 바라본 단면도이다.

[0034] 상기 도 3에서 알 수 있듯이, 격자부(111)는 n개의 격자로 이루어져, λ_1 내지 λ_n의 파장을 수광부(200)로 반사하고 있으며, 상기 수광부(200)는 n개의 수광소자, 예를 들면 포토다이오드(PD_1 내지 PD_n)로 이루어져 λ_1 내지 λ_n의 파장을 수광하고 있다.

[0035] 바이오 물질 검출하기 전에 광원으로부터 출사된 광 스펙트럼 신호 $I_1(\lambda)$는 다음의 식 1로 표현된다.

[0036] $$I_1(\lambda) = I_0 \cdot S(\lambda) \qquad \text{식 1}$$

[0037] 여기서, I_0는 광원의 광출력 변동에 따라 변화되는 상수이고, $S(\lambda)$는 광원의 스펙트럼 함수이다.

[0038] 그러나, 광원으로부터 출사된 광 스펙트럼 신호 $I_1(\lambda)$는 코어부(110)로 100% 입사된다고 가정하더라도 도파로를 따라 진행하는 동안 손실 등을 겪게 되므로, 실제 도파로 내의 격자로 입사되는 광 스펙트럼 신호 $I_2(\lambda)$는 다음과 같은 식 2로 표기될 수 있다.

[0039] $$I_2(\lambda) = I_1(\lambda) \cdot e^{-\alpha L} = I_0 \cdot S(\lambda) \cdot e^{-\alpha L} \qquad \text{식 2}$$

[0040] 여기서, α는 도파로 중에 발생되는 광 스펙트럼 신호의 손실 계수이고, L은 도파로 앞단의 길이를 나타낸다.

[0041] 파장 λ에서 격자부에서 반사되어 임의의 수광소자에 투과해 들어가는 광 스펙트럼 신호는, 전술한 도파로내의 격자부로 진입되는 광 스펙트럼 신호 $I_2(\lambda)$에, 격자부에서 반사되어 임의의 수광소자로 들어가는 투과 함수 또는 전달 함수(Transfer function) $Fr(\lambda)$를 곱한 것으로 표현될 수 있다. 따라서, 격자부에서 반사되어 임의의 수광소자에 투과해 들어가는 스펙트럼 함수 W_λ은 다음의 식 3a로 표현될 수 있다.

[0042] $$W_\lambda = I_0 \cdot S(\lambda) \cdot e^{-\alpha L} \cdot Fr(\lambda) \quad \text{식 3a}$$

[0043] 본 발명의 도시하지 않은 연산부에서는 각각의 수광부(200)의 각각의 수광소자(PD1~PDn)로 투과해 들어간 광세기 또는 광파워를 계산한다. 도 3에 도시한 바와 같이, 수광소자 PD_1에는 중심 파장이 λ_1인 신호(즉, 중심 파장이 λ_1이고, 대역은 λ_1^- 에서 λ_1^+ 까지인 신호)가 입사되고, PD_2에는 중심 파장이 λ_2인 신호(즉, 중심 파장이 λ_2이고, 대역은 λ_2^- 에서 λ_2^+ 까지의 신호)가 입사되도록 수광부(200)가 배열되었다고 가정한다면, 수광소자 PD_1 및 PD_2로 들어가는 광세기 또는 광파워는, 하기한 바와 같은 전류의 양(식 4a 및 식 4b) 또는 전압의 양(식 5a 및 식 5b)을 통해 표현될 수 있다.

[0044] 수광소자 PD_1과 PD_2의 응답도(responsivity) R이 동일하다는 가정하에서, 수광소자 PD_1 및 PD_2로 들어가는 광 스펙트럼 신호의 세기를 전류 신호로 나타내면, PD_1을 흐르는 광 전류 i_1 및 PD_2를 흐르는 광 전류 i_2는 대략 다음의 식 4a 및 식 4b와 같이 각각 표기된다.

[0045] $$i_1 = I_0 \cdot e^{-\alpha L} \cdot R \int_{\lambda_1^-}^{\lambda_1^+} S(\lambda) \cdot Fr(\lambda) d\lambda \quad \text{식 4a}$$

[0046] $$i_2 = I_0 \cdot e^{-\alpha L} \cdot R \int_{\lambda_2^-}^{\lambda_2^+} S(\lambda) \cdot Fr(\lambda) d\lambda \quad \text{식 4b}$$

[0047] 상기 설명에서, 본 발명을 보다 쉽게 설명하기 위해 응답도 R와 손실 계수 α는 파장에 무관하다고 가정하여 설명하였다.

[0048] 또한, 전술한 식 4a 및 식 4b로부터, 전류 신호 i_1 및 i_2를 각각 동일한 이득 g를 갖는 증폭기를 거치는 것으로 가정하면, PD_1을 거쳐 나오는 전압 신호 V_1 및 PD_2를 거쳐 나오는 전압 신호 V_2는 아래의 식 5a 및 식 5b와 같이 나타나게 된다.

[0049] $$V_1 = I_0 \cdot e^{-\alpha L} \cdot g \cdot R \int_{\lambda_1^-}^{\lambda_1^+} S(\lambda) \cdot Fr(\lambda) d\lambda \quad \text{식 5a}$$

[0050] $$V_2 = I_0 \cdot e^{-\alpha L} \cdot g \cdot R \int_{\lambda_2^-}^{\lambda_2^+} S(\lambda) \cdot Fr(\lambda) d\lambda \quad \text{식 5b}$$

[0051] 본 발명에서는 바이오 물질을 검출하기 위한 방법으로서, 수광부(400)를 구성하는 각각의 수광소자(PD_1~PD_n)에 입력되는 광세기 비 또는 광파워 비(P_1/P_2)을 이용하는데, 이는 상기 전류 또는 전압의 비율(I_1/I_2 또는 V_1/V_2)을 구하는 것으로 구현될 수 있다.

[0052] 일례로 수광소자 PD_1과 PD_2에서의 광전압의 비의 경우에 대해 설명하면, 상기 식 5a를 상기 식 5b로 나누면(또는 식 5b를 식 5a로 나누면), 다음의 식 6이 도출된다.

[0053] $$V_1/V_2=\int_{\lambda_1^-}^{\lambda_1^+} S(\lambda)\cdot Fr(\lambda)d\lambda \;/\; \int_{\lambda_2^-}^{\lambda_2^+} S(\lambda)\cdot Fr(\lambda)d\lambda \qquad \text{식 6}$$

[0054] 상기 식 6에서 알 수 있듯이, V_1/V_2의 식에서는 광 스펙트럼 신호에 영향을 주는 광원 출력 변동에 따른 손실 상수인 I_0, 도파로에서의 발생되는 손실 변동인 $e^{-\alpha L}$, 수광소자에서의 응답도 변동인 R등의 요소가 상쇄됨으로써, 수광소자에서의 전압 신호의 비율값 V_1/V_2 또는 V_2/V_1 또는 특정 수광소자인 Vm/Vn 비율값(여기서, m, n = 1, 2, ..., N, 단 m≠n)을 이용하거나, 또는 모든 수광소자에서의 비율값을 이용함으로써, 광원출력 변동, 도파로 손실 변화, 광원과 도파로 간의 결합효율 변동, 이득 변동 등에 영향을 받지 않는 안정적이고 정확한 측정이 가능하다. 상기 예에서는 수광부의 수광소자로 들어가는 광 스펙트럼 신호의 전압의 비를 이용하였지만, 본 발명은 이에 한정되지 않고 수광소자로 들어가는 광 스펙트럼 신호의 비 또는 광 전류 비(I_1/I_2)를 이용할 수도 있다.

[0055] 한편, 접촉면(130) 내에 바이오 물질을 포함하는 시료를 떨어트린 경우, 격자부(111)의 주변물질이 변화됨에 따라 격자부(111)의 유효 굴절률이 변화되고, 격자부(111)에서 빛이 반사 및 굴절 또는 분산되어 수광부(200)로 투과되어 들어가는 광 스펙트럼 신호의 피크의 위치가 시프트되고 광 스펙트럼의 모양이 변화한다. 즉, 도 4에 도시한 바와 같이, 격자부(111)의 주변물질이 변경되기 전(시료를 떨어트리기 전)의 격자부(111)에서 반사되는 광 스펙트럼(W_λ) 신호는 격자부(111)의 주변물질이 변경된 후(시료를 떨어트린 후)의 격자부(111)에서 반사되는 광 스펙트럼(W_λ') 신호로 피크의 위치가 시프트되고 광 스펙트럼의 모양이 변화한다. 도 4에서는 광 스펙트럼 신호가 장파장측에서 단파장측으로 쉬프트되었지만, 검출하고자 하는 물질에 따라 단파장측에서 장파장측으로 광 스펙트럼 신호가 쉬프트될 수도 있다.

[0056] 전술한 바와 같이, 접촉면(130)에 바이오 물질을 포함하는 시료가 떨어져서 격자부 주변 물질에 변화가 생긴 후 격자부(111)에서 반사되어 임의의 수광소자로 들어가는 광 스펙트럼 신호 W_λ'라고 하면, W_λ'는 전술한 식 3a와 유사하게, 다음의 식 3b로 나타낼 수 있다.

[0057] $$W_\lambda' = I_0 \cdot S(\lambda) \cdot e^{-\alpha L} \cdot Fr'(\lambda) \qquad \text{식 3b}$$

[0058] 전술한 식 3b로부터, 수광소자 PD_1 및 PD_2로 들어가는 광세기의 비 중 하나인 광 전압의 비 V_1'/V_2'를 구하면 다음의 식 7과 같다.

[0059] $$V_1'/V_2'=\int_{\lambda_1^-}^{\lambda_1^+} S(\lambda)\cdot Fr'(\lambda)d\lambda \;/\; \int_{\lambda_2^-}^{\lambda_2^+} S(\lambda)\cdot Fr'(\lambda)d\lambda \qquad \text{식 7}$$

[0060] 접촉면(130)에 바이오 물질을 포함하는 시료가 떨어져서 격자부의 주변 물질에 변화가 생김에 따라, 식 7에서도 나타난 바와 같이, 이 경우에도 광 스펙트럼 신호에 영향을 주는 광원 출력 변동 및 도파로와 광원과의 결합 효율 변동에 따라 변하는 손실 상수인 I_0, 도파로에서의 발생되는 손실 변동인 $e^{-\alpha L}$, 수광소자에서의 응답도 변동인 R 등의 요소가 상쇄됨으로써, 수광소자에서의 전압 신호의 비율값 V_1/V_2 또는 V_2/V_1 또는 특정 수광소자인 Vm/Vn 비율값(여기서, m, n = 1, 2, ..., N, 단 m≠n)을 이용하거나, 또는 모든 수광소자에서의 광세기 또는 광파워의 비율값을 이용함으로써, 광원출력 변동 및 도파로 손실 변화, 광원과 도파로간의 결합효율 변동, 이득

변동 등에 영향을 받지 않고 정확하고 안정적으로 바이오 물질 및 농도를 검출해 낼 수 있다.

[0061] 도 5의 (a)는 바이오 물질을 포함하는 시료를 접촉면(130)에 떨어뜨리기 전에 수광부(200)의 수광소자, 일례로 PD_1 및 PD_2로 격자부에서 반사되어 들어온 광 스펙트럼 신호 $W_{\lambda 1}$ 과 $W_{\lambda 2}$의 λa 및 λb 사이에 있는 임의의 파장 λ에서의 광세기 비 또는 광파워 비(P_1/P_2)를 도시한 도면이며, 도 5의 (b)는 바이오 물질을 포함하는 시료가 접촉면(130)에 떨어져서 후 격자부(111)의 유효굴절율이 변화된 후, 수광부(200)의 수광소자, 일례로 PD_1 및 PD_2로 격자부에서 반사되어 들어온 광 스펙트럼 신호 $W_{\lambda 1}'$ 과 $W_{\lambda 2}'$의 λa 및 λb 사이에 있는 임의의 파장 λ에서의 광세기 비 또는 광파워비(P_1'/P_2')를 도시한 도면이다.

[0062] 도 5의 (a)에 도시된 바와 같이, 수광소자로 투과해 들어온 광 스펙트럼 신호 $W_{\lambda 1}$ 과 $W_{\lambda 2}$는 λa 및 λb 사이에 있는 파장 λc에서 서로 교차하고 있기 때문에, 이때 λc에서 광세기 또는 광파워의 비는 1(=A_1)이 된다. 그러나, 바이오 물질을 포함하는 시료를 접촉면(130)에 떨어뜨리게 되면, 시료중의 바이오 물질로 인해 격자부의 유효굴절율이 변화됨에 따라 격자부에서 반사되어 들어온 광 스펙트럼 신호 $W_{\lambda 1}'$ 과 $W_{\lambda 2}'$는 $W_{\lambda 1}$ 과 $W_{\lambda 2}$에 비해 단파장측으로 쉬프트되어, λa 및 λb 사이에 있는 파장 λc에서의 광세기 또는 광파워의 비가 바이오 물질을 검출하기 전에 A_1이였던 것이 검출후 A_2로 크게 증가함을 알 수 있다.

[0063] 따라서, 이러한 본 발명에 따르면, 시료 내에 검출하고자 하는 바이오 물질이 극히 미세한 량이 존재하여 파장 변화가 미세하게 일어난다 하더라도 바이오 물질 및 그 농도를 고감도에서 안정적으로 검출해낼 수 있다.

[0064] 이상 본 발명의 제1 실시예에 대해 설명하였지만, 이는 어디까지나 본 발명을 예시하기 위함이며, 본 발명이 이에 한정되는 것은 아니다. 일례로, 도 6의 (a)에 도시한 바와 같이, 수광부(200)는 코어(111)의 전방에 위치할 수도 있으며, 도 6의 (b)에 도시한 바와 같이, 격자부(111)로부터 반사되어 들어오는 광 경로 상에 광의 경로를 변경하기 위한 밀러, 광의 집중 및 확산을 위한 렌즈, 광의 파장을 분산하기 위한 프리즘, 특정한 파장 대역만을 투과하기 위한 광필터 등을 포함하는 광학부재(또는 광부재)(300)를 더 설치할 수도 있다.

[0065] 또한, 상기 실시예에서는 처프된 경사진 격자(111)를 사용하였지만, 본 발명은 이에 한정되지 않는다. 즉, 격자부의 유효 굴절율은 도파로의 폭에 따라 변경될 수 있기 때문에, 코어부(110)의 일부 구간 또는 전체 구간의 폭을 상이하게 하고, 일정한 간격으로 형성된(처프되지 않은) 경사진 격자부(111')를 사용하여 구현할 수도 있다. 도 7은 코어부(110)의 전단폭이 a이고 후단폭이 b이며, 경사각 Θ를 갖는 격자들이 일정한 간격으로 형성된 도파로의 변형예를 나타낸다.

[0066] 또한, 상기 실시예에서 평판 도파로를 이용한 구성에 대해 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되지 않고 광섬유와 같은 원형 도파로를 이용하여 구성할 수 있다는 것은 당업자에게 자명하다.

[0067] 이상 설명한 바와 같이, 본 발명의 제1 실시예에서는 수광부에서 취득된 광 세기 비율(광 파워비)를 구함으로써, 광원출력 변동, 도파로 손실 변화, 광원과 도파로와의 결합효율 변동, 이득 변동 등에 영향을 받지 않고 안정적이면서 고감도로 바이오 물질 및 농도를 검출해낼 수 있다.

[0068] 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 광도파로를 이용한 바이오 물질 검출 장치(10)를 도시한 도면이다. 상기 도 8에 도시된 제2 실시예에서, 제1 실시예와 동일한 부분에 대해서는 동일한 부호를 부여하고, 이에 대한 설명은 생략하도록 한다.

[0069] 제2 실시예에 따른 바이오 물질 검출 장치(10)는, 도파로의 코어(110) 내에는 2개의 처프된 경사진 제1 및 제2 격자부(111a,111b)가 형성되어 있으며, 제1 격자부(111a)의 좌측 클래딩부(141) 측면에는 제1 수광부(200a)가 형성되어, 제1 격자부(111a)로부터 반사되어 오는 광 스펙트럼을 수광하고, 제2 격자부(111b)의 우측 클래딩부(142) 측면에는 제2 수광부(200b)가 형성되어, 제2 격자부(111b)로부터 반사되어 오는 광 스펙트럼을 수광하도록 구성된다.

[0070] 또한, 도 6의 (b)를 참조하여 설명한 바와 같이, 제1 및 제2 격자부(111a,111b)로부터 반사되어 대응하는 제1 및 제2 수광부(200a,200b)의 임의의 수광소자로 들어가는 광 경로 사이에는 제1 및 제2 격자부(111a,111b)로부터 반사되어 들어오는 광의 경로를 변경하기 위한 밀러, 광의 집중 및 확산을 위한 렌즈, 광의 파장을 분산하기 위한 프리즘, 특정한 파장 대역만을 투과하기 위한 광필터 등을 포함하는 광학부재(또는 광부재)를 더 설치할 수도 있다.

[0071] 또한, 도 8에 도시된 바와 같이, 바이오 물질 검출부(100)의 상측 클래딩부(도시되지 않음)에는 제1 및 제2 격자부(111a,111b)를 포함하는 영역에 걸쳐 바이오 물질 접촉면(130)(도8에서 점선으로 나타낸 영역)이 형성되어 있다.

[0072] 제2 실시예에서도, 제1 실시예와 동일하게, 제1 및 제2 격자부(111a,111b)에서 반사되어 제1 및 제2 수광부(200a,200b)의 임의의 수광소자로 입력되는 광 스펙트럼 신호의 광 세기 비율($P_1/P_2 = I_1/I_2 = V_1/V_2$)을 구함으로써, 제1 실시예와 동일하게 광원 출력 변동에 따른 손실 상수인 I_0, 도파로에서의 발생되는 손실 변동인 $e^{-\alpha L}$, 수광소자에서의 응답도 변동인 R 등의 요소를 상쇄할 수 있고, 수광소자에서의 전압 신호의 비율값 V_1/V_2 또는 V_2/V_1 또는 특정 수광소자인 Vm/Vn 비율값(여기서, m, n = 1, 2, ..., N, 단 m≠n)을 이용하거나, 또는 모든 수광소자에서의 비율값을 이용함으로써, 광원출력 변동, 도파로 손실 변화, 광원과 도파로간의 결합효율 변동, 이득 변동 등에 영향을 받지 않고 정확하고 안정적으로 바이오 물질을 검출해 낼 수 있다.

[0073] 다만, 제2 실시예에서는 제1 실시예와 달리 2개의 격자부(111a,111b)로부터 반사되어 각각의 수광부(200a,200b)로 투사되어 들어가는 광 스펙트럼의 광세기 비 또는 광파워 비를 구하기 때문에, 제1 실시예에 비해 더욱 정밀도 높게 바이오 물질을 검출해 낼 수 있다는 이점이 얻어진다.

[0074] 상기 제2 실시예에서는 제1 수광부(200a)가 좌측 클래딩부(141) 측면에 형성되고, 제2 수광부(200b)가 우측 클래딩부(132) 측면에 형성되어 있지만, 수광부의 위치는 이에 한정되지 않으며, 도 9에 도시한 바와 같이 좌측 클래딩부(141) 또는 우측 클래딩부(142) 중 어느 한쪽에 모두 형성될 수 있다. 즉, 수광부(200a,200b)의 위치는 격자부로부터 반사되어 나오는 광 스펙트럼의 위치에 대응하여 적절하게 선택될 수 있다.

[0075] 도 10은 제2 실시예의 다른 변형예를 도시한 도면이다.

[0076] 제2 실시예에서는 복수의 수광소자(예를 들면 포토 다이오드)로 이루어진 제1 및 제2 수광부(200a,200b)(예를 들면 포토 다이오드 어레이)를 사용하였지만, 이 변형예에서는 하나의 포토 다이오드로 이루어진 수광부(200'a,200'b)를 채용한 것을 제외하면 나머지 구성은 제2 실시예와 동일하다.

[0077] 이 변형예의 구성에서는, 수광부(200'a,200'b) 각각은 하나의 수광소자로 이루어졌기 때문에, 제1 격자부(111a)로부터 반사된 모든 파장대의 광 스펙트럼 신호은 모두 제1 수광부(200'a)로 투과되어 들어가고, 제2 격자부(111b)로부터 반사된 모든 파장대의 광 스펙트럼은 모두 제2 수광부(200'b)로 투과되어 들어간다.

[0078] 이 경우, 이 변형예에서는 제1 수광부(200'a)에 들어온 총 빔의 세기와, 제2 수광부(200'b)로 투과되어 들어온 총 빔의 세기비 또는 파워비(P_1/P_2)를 구하여 접촉부(130)로 투여된 시료중의 바이오 물질의 유무 및 농도를 검출해 낼 수 있다. 또한, 제1 및 제2 수광부(200'a, 200'b)와 제1 및 제2 격자부(111a,111b) 사이의 광 경로에는, 제1 및 제2 격자부(111a,111b)로부터 반사되어 들어오는 광의 경로를 변경하기 위한 밀러, 광의 집중 및 확산을 위한 렌즈, 광의 파장을 분산하기 위한 프리즘, 특정한 파장 대역만을 투과하기 위한 광필터 등을 포함하는 광학부재(또는 광부재)를 더 설치할 수도 있다.

[0079] 이 변형예에 따르면 제2 실시예에 비해 정밀도는 떨어지지만 비교적 저가로 본 발명을 구현할 수 있다는 이점이 얻어질 수 있다.

[0080] 도 11은 본 발명의 제2 실시예의 다른 변형예를 도시한 도면이다. 제2 실시예에서는 제1 및 제2 격자부(111a,111b)를 포함하는 상부 클래딩부(144)의 대응하는 영역에 하나의 바이오 물질 접촉면(130)을 형성하였지만, 이 변형예에서는 제1 및 제2 격자부(111a,111b) 각각에 대응하여 상부 클래딩부(144)에 제1 및 제2 접촉면(130a, 130b)을 형성한 것을 제외하면 나머지 구성은 제2 실시예와 동일하다. 이 변형예에서 격자부 및 그에 대응하는 접촉면이 각각 2개인 경우에 대해 설명하고 있지만, 격자부 및 그에 대응하는 접촉면은 각각 n개로 이루어질 수 있다는 것은 자명하다.

[0081] 이 변형예의 구성에서는, 제1 격자부(111a)에 대응하여 제1 접촉면(130a)이 형성되고, 제2 격자부(111b)에 대응하여 제2 접촉면(130b)이 각각이 형성됨에 따라, 각각의 접촉면에 여러 바이오 물질이 포함된 동일한 시료를 투여하더라도 격자부(111a,111b)의 격자 간격, 격자의 경사 각도 등을 검출하고자 하는 바이오 물질에 맞게 조절해 둠으로써, 각각 상이한 바이오 물질을 동시적으로 검출할 수 있다는 이점이 얻어질 수 있다.

[0082] 또한, 도 12의 (a)는 도 9에 도시한 변형예와 비교하여 n개의 격자부(111a~111n)로 이루어지고, 그에 대응하여 n개의 수광부(200a~200n)로 이루어진 것을 제외하면 나머지 구성은 동일하다. 이러한 구성에 따르면, 도 12의 (b)에 도시한 바와 같이, 각각의 격자부(111a~111n)로부터 반사되어 각각의 수광부(200a~200n)로 투과되어 들어가는 광 스펙트럼 신호들이 적어도 일부분 겹쳐짐에 따라 검출하고자 하는 물질에 대한 파장 대역폭을 매우 넓게 할 수 있다는 이점이 얻어진다. 즉, 바이오 물질마다 동작 파장 영역이 상이할 수 있기 때문에, 이러한 구성에 의해 동작 파장 대역을 λa_1에서 λbn까지 크게 확대함으로써 다양한 물질을 검출해 낼 수 있다.

[0083] 또한, 도 12의 (a)에 도시된 변형예에서는, 각각의 수광부(200a~200n)(일례로, 포토 다이오드 어레이)는 복수개의 수광소자(포토 다이오드)로 이루어진 구성을 채용하고 있지만, 도 10의 변형예에서 도시한 바와 같이, 하나의 포토 다이오드로 이루어진 수광부를 대신하여 채용할 수도 있다.

[0084] 또한, 도 13에 도시한 바와 같이, 클래딩부(140) 내에 2개의 코어부(110a, 110b)를 형성하고 코어부(110a,110b) 사이에 중간층(145)를 형성하여 두고, 코어부 내에는 n개의 처프된 경사진 격자부(111a~111n)를 형성함과 동시에, 그에 대응하여 n개의 처프된 경사진 격자부(111a~111n)로부터 반사되어 들어오는 광 스펙트럼 신호를 각각 수광하도록 좌측 및 우측 클래딩부(141,142)에 n개의 수광부(200n)을 형성하고, 각각의 격자부(111a~111n)에 대응하는 상부 클래딩부(144)의 영역에 n개의 접촉면(130a~130n)을 형성함으로써 n×n개의 바이오 물질을 동시적으로 검출해낼 수 있다.

[0085] 또한 도 13에 도시한 변형예에서, n개의 수광부(200)는 각각 복수의 수광소자로 이루어져 있지만, 각각의 수광부(200a~200n)는 도 10에 도시한 수광부와 같이 하나의 수광소자로 이루어진 수광부가 사용될 수도 있다.

[0086] 이상 본 발명에 따른 실시예 및 변형예에 대해 설명하였지만, 이는 예시를 목적으로 한 것으로, 본 발명은 이에 한정되는 것은 아니다.

[0087] 일례로, 제2 실시예에서는 2개 처프된 경사진 격자부가 사용되었지만, 도 14의 (a)에 도시한 바와 같이, 격자

간격이 각각 Λ1과 Λ2로 일정한 값을 갖고 있는 균일 격자(uniform grating)로 된 2개의 경사진 격자부(111a,111b)가 사용될 수 있다. 균일한 경사진 격자부는 처프된 경사진 격자부의 제작에 비해 제작이 간단하므로, 이를 처프된 경사진 격자부를 대신하여 사용하는 경우, 본 발명의 제작 단가를 낮출 수 있다는 효과가 얻어질 수 있다.

[0088] 또한, 도 14의 (b)에 도시한 바와 같이 제1 격자부(111a)는 일정한 격자 간격을 가진 경사진 격자부가 사용될 수 있고, 제2 격자부(111b)는 처프된 경사진 격자부를 채용할 수도 있으며, 도 14의 (c)에 도시한 바와 같이, 격자 간격이 Λ1 및 Λ2로 서로 상이하지만 처프됨이 없이 도파로의 양단의 폭이 서로 상이한 구조를 채용함으로써 제2 실시예에서와 동일한 효과가 얻어질 수 있다.

[0089] 도 15의 (a) 및 (b)는 원형 디스크 내에 도2에 도시한 바와 같은 바이오 물질 검출부(100)와 수광부(200)를 포함하는 바이오 물질 검출 디스크(1000)를 도시한 도면이다.

[0090] 그러나, 본 발명의 바이오 물질 검출 디스크에서는, 도 15의 (a)를 참조하면, 본 실시예에 따른 바이오 물질 검출 디스크(1000)는 워싱액이 들어 있는 워싱 챔버(400), 검출 대상인 바이오 물질이 주입되는 주입구(710)가 상측에 형성되어 있는 바이오 물질 챔버(700), 상기 워싱 챔버 및 바이오 물질 챔버로부터 혼입되어 들어오는 액체중에서 바이오 물질을 검출해 내기 위해, 처프된 경사진 격자부(111)가 형성된 코어부(110)를 포함하는 바이오 물질 검출부(100), 및 바이오 물질 검출부를 지나 검출이 끝난 바이오 물질이 흘러들어가는 트레쉬 챔버(500)를 포함한다.

[0091] 그리고, 워싱 챔버(400), 바이오 물질 챔버(700), 바이오 물질 검출부(100), 및 트레쉬 챔버(200)는 내부에 형성된 유로(600)를 통해 서로 연통하도록 구성되어 있다. 또한 바이오 물질 검출부(100)는 상기 유로(600)와 접촉하는 클래딩부 주변에 접촉면(130)에 형성되는 것이 좋다. 그러나, 유로와 접촉되는 클래딩부의 두께가 충분히 얇다면 접촉면(130)은 형성하지 않아도 좋다.

[0092] 바이오 물질 검출부(100)는 소형 칩 형태로 제작되어 바이오 물질 검출 디스크(1000)에 장착되는 형태로 제공될 수 있으며, 디스크 제작시에 반도체 또는 폴리머 프로세싱을 이용하여 동시적으로 집적되어 형성될 수도 있다.

[0093] 광원(도시하지 않음) 및 수광부(200)는 바이오 디스크가 삽입되는 드라이브 장치의 적정한 위치에 정렬되어 별도로 제공되거나 디스크 제작시에 상기 바이오 물질 검출부(100)에 일체로 형성될 수도 있다.

[0094] 따라서, 전술한 바와 같이 유로(600)를 흐르는 혼합액 중 검출 대상인 바이오 물질이 존재하는 경우에는, 바이오 물질이 유로(600)를 통해 바이오 물질 검출부(100)의 접촉면(130)에 접촉되는 것에 의해 격자부의 유효 굴절율이 변화되어, 격자부에서 반사되어 수광부로 투과되어 들어가는 광 스펙트럼 신호가 변화되고, 수광부로 입사된 광 스펙트럼의 세기 비 또는 파워 비를 이용하여 검출함으로써 바이오 물질 및 농도를 고감도로 안정적으로 검출해낼 수 있다.

또한, 도 15를 참조한 본 디스크의 실시예에서는 바이오 물질 검출부(100)로서 도파로 내에 격자부가 한개인 구성인 것으로 설명하였지만, 본 발명은 이에 한정되지 않으며, 전술한 바와 같이 복수개의 격자부를 가진 바이오 물질 검출부가 채용될 수도 있다.

[0095] 이상 설명한 바와 같이, 본 발명에 따른 바이오 물질 검출 장치는 시료중에 포함된 바이오 물질 및 농도를 격자부에서 반사되어 수광부로 투과해 들어온 광 스펙트럼의 신호의 세기의 비율을 이용하여 검출할 수 있고, 특히 혈액중에 포함된 바이오 물질이나 DNA의 농도를 검출할 수 있다.

[0096] 일례로, DNA와 같은 바이오 물질을 검출하는 경우에 대해 간단히 설명하면, 실리카 도파로에 제작된 격자를 이용하는 경우에는, 예를 들면, 폴리엘리신(Poly-L-lysine)과 같은 실리카 바인딩 물질을 실리카에 바인딩시키고 그 위에 DNA층을 고정화시켜 DNA를 검출할 수 있다. 또한, 실리카 또는 폴리머 도파로에 제작된 격자를 이용하는 경우에는 격자 위에 SAM(self Assembled Monolayers)을 형성하고 그 위에 항체 및 항원을 고정하여 특정 바이오 물질을 검출할 수 있다. 이러한 방법을 이용하여 암진단, 혹은 당뇨병과 같은 질병을 검출해 낼 수 있다.

[0097] 그러나, 본 발명은 이러한 생체 바이오 물질의 검출 뿐만이 아니라, 환경 물질 및 화학 물질을 분석하는 분야에도 유용하게 사용될 수 있다는 것은 자명하다.

[0098] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 갖는 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 게시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이런 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

도면의 간단한 설명

[0099] 도 1은 바이오 물질 검출에 사용되는 종래의 파장 분석을 도시한 도면.

[0100] 도 2는 본 발명의 제1 실시예에 따른 바이오 물질 검출 장치를 도시한 도면으로서, (a)는 바이오 물질 검출 장치의 투과도, (b)는 바이오 물질 검출 장치의 정면도, (c)는 바이오 물질 검출 장치의 상부 클래딩부에서 하부 클래딩부로 본 측면도, (d)는 좌측 클래딩부에서 우측 클래딩부로 본 바이오 물질 검출 장치의 상면도.

[0101] 도 3은 도 2에 따른 제1 실시예에서 도파로로 입사된 광 스펙트럼 신호가 격자부에서 굴절되어 수광부로 투과되어 들어가는 것을 개략적으로 도시한 도면.

[0102] 도 4의 격자부 주변 물질의 변경 전 격자부에서 반사되어 수광부로 투과되어 들어온 광 스펙트럼 신호가, 격자부 주변 물질의 변경 후 쉬프트되고 있음을 도시한 도면.

[0103] 도 5의 (a)는 격자부 주변 물질이 변경되기 전에 상이한 수광소자로 들어가는 광 스펙트럼 신호들의 광세기 비 또는 광파워 비를 개략적으로 도시한 도면이고, 도 5의 (b)는 격자부 주변 물질이 변경된 후에 상이한 수광소자로 들어가는 광 스펙트럼 신호들의 광세기 비 또는 광파워 비를 개략적으로 도시한 도면.

[0104] 도 6의 (a) 및 (b)는 본 발명의 제1 실시예의 변형예를 도시한 도면.

[0105] 도 7은 본 발명의 제1 실시예에 이용된 도파로의 변형예를 도시한 도면.

[0106] 도 8은 본 발명의 제2 실시예에 따른 바이오 물질 검출 장치의 측면도를 도시한 도면.

[0107] 도 9는 본 발명의 제2 실시예의 변형예를 도시한 도면.

[0108] 도 10은 본 발명의 제2 실시예의 다른 변형예를 도시한 도면.

[0109] 도 11은 본 발명의 제2 실시예의 또 다른 변형예를 도시한 도면.

[0110] 도 12의 (a) 및 (b)는 본 발명의 제2 실시예의 또 다른 변형예를 도시한 도면.

[0111] 도 13은 본 발명의 제2 실시예의 또 다른 변형예를 도시한 도면.

[0112] 도 14는 본 발명의 제2 실시예에 이용된 도파로 및 격자부의 변형예를 도시한 도면.

[0113] 도 15의 (a) 및 (b)는 본 발명의 제3 실시예에 따른 바이오 물질 검출용 디스크 장치.

[0114] *도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명*

[0115] 10: 바이오 물질 검출 장치 100: 바이오 물질 검출부

[0116] 110, 110a, 110b: 코어부

[0117] 111, 111a, 111b, 111n: 격자부

[0118] 200, 200a, 200b, 200'a, 200'b: 수광부

[0119] 130, 130a, 130b, 130n: 바이오 물질 접촉면

[0120] 140: 클래딩부 141: 좌측 클래딩부

[0121] 142: 우측 클래딩부 143: 하부 클래딩부

[0122] 144: 상부 클래딩부

[0123] 300: 광학부재 400: 워싱 챔버

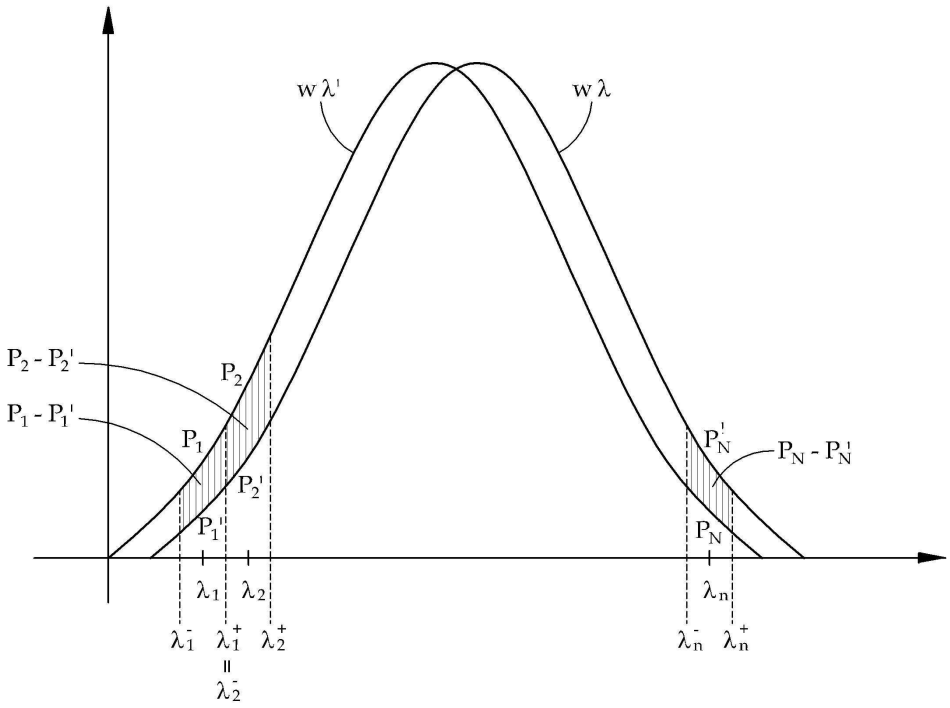
[0124] 500: 트레쉬 챔버 600: 유로

[0125] 700: 바이오 물질 챔버 710: 주입구

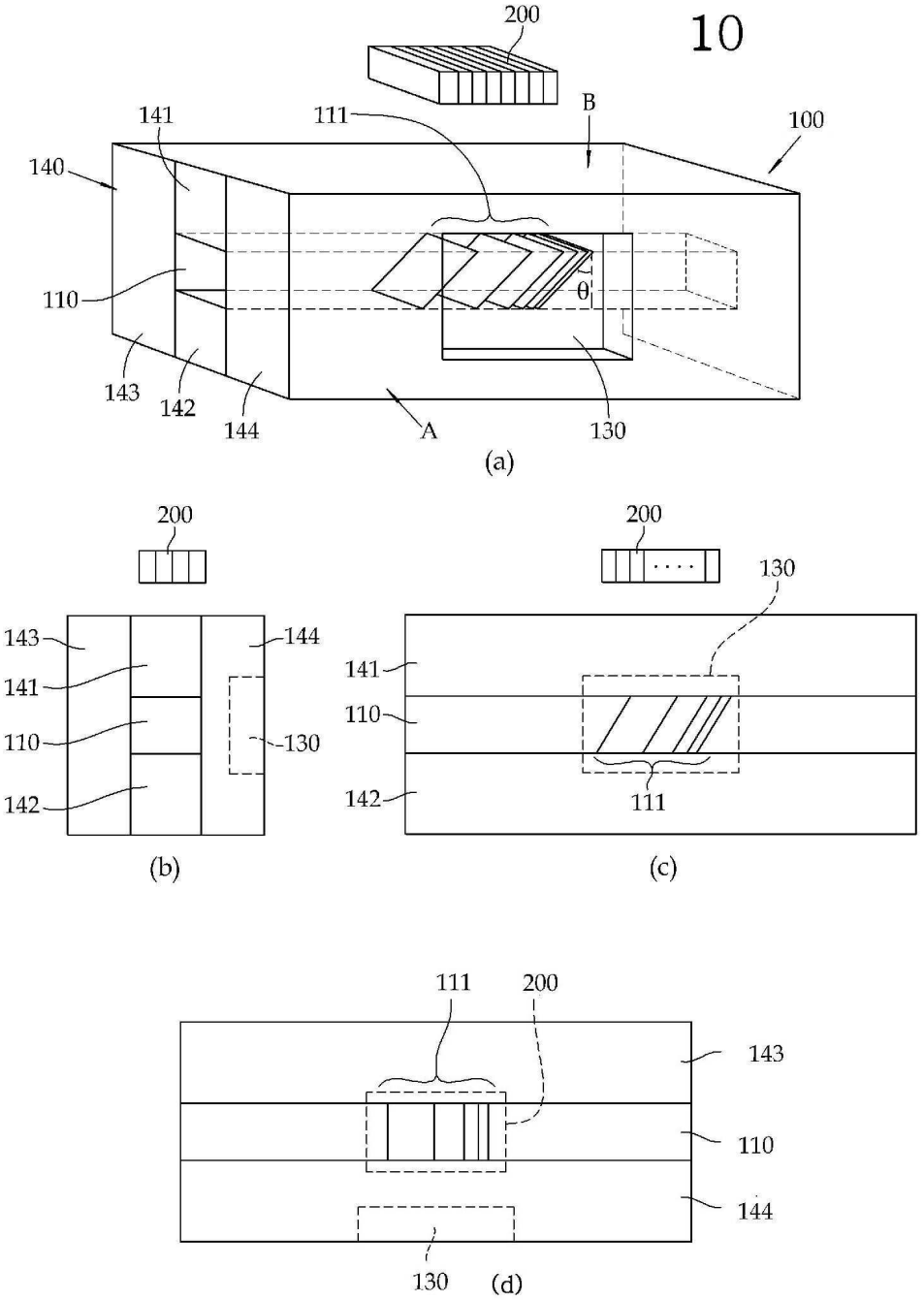
[0126] 1000: 바이오 물질 검출용 디스크 장치

도면

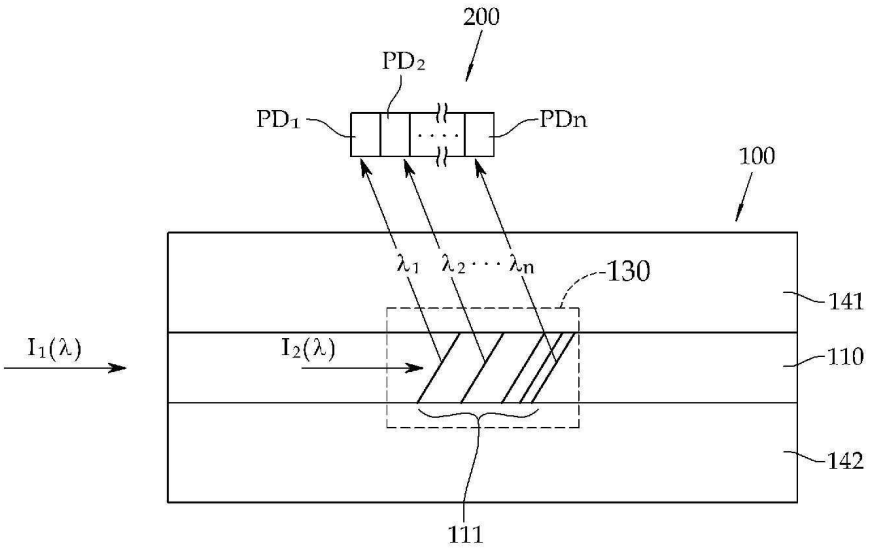
도면1



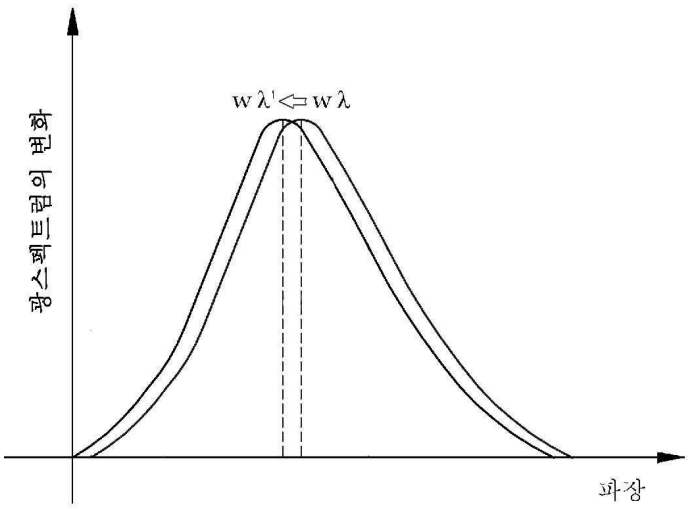
도면2


10
200
B
100
141
111
140
110
θ
143
142
144
A
130
(a)
200
143
141
110
142
144
130
(b)
200
130
141
110
142
111
(c)
111
200
143
110
144
130
(d)

도면3

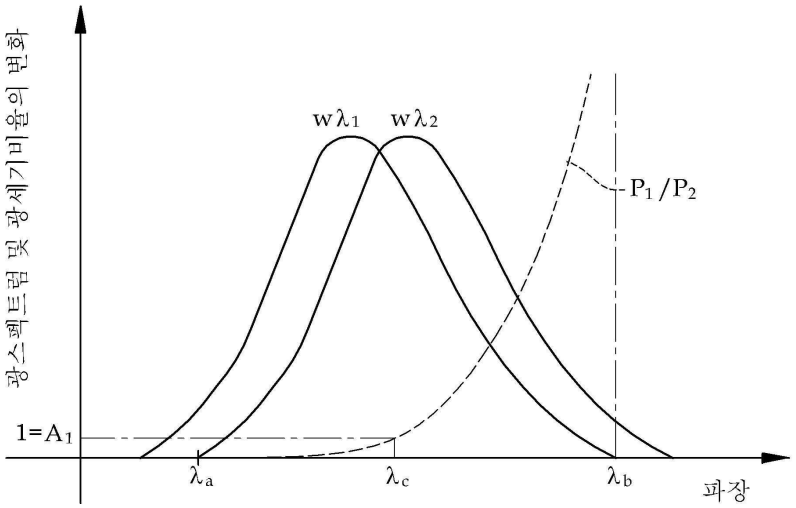

200
PD2
PD1
PDn
100
λ1 λ2 · · · λn
130
141
I1(λ)
I2(λ)
110
142
111

도면4

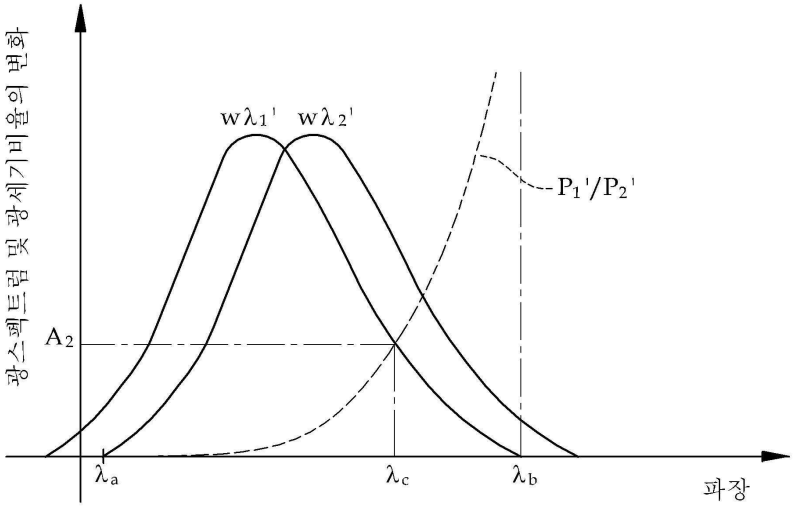

wλ'⇦wλ
광스펙트럼의 변화
파장

도면5

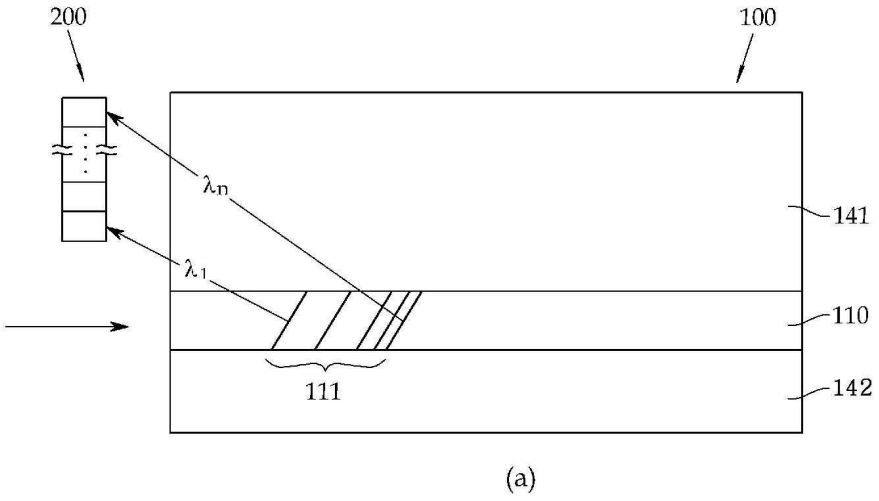
(a)


광스펙트럼 및 광세기비율의 변화
wλ1
wλ2
P1/P2
1=A1
λa
λc
λb
파장

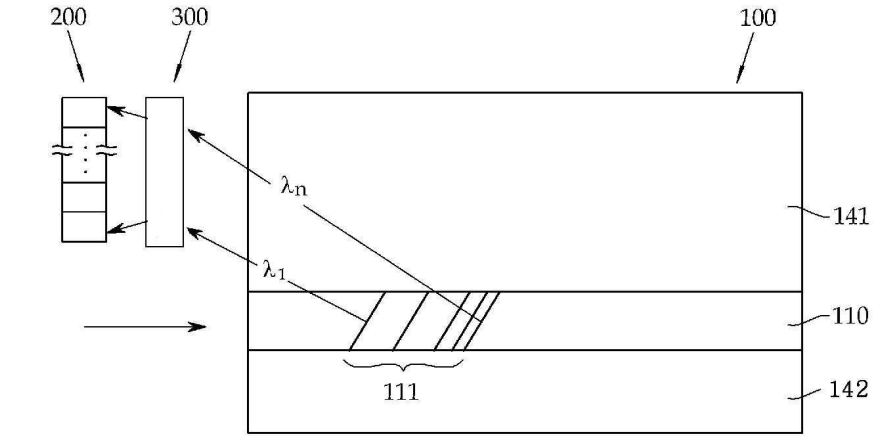
(b)


광스펙트럼 및 광세기비율의 변화
wλ1'
wλ2'
P1'/P2'
A2
λa
λc
λb
파장

도면6

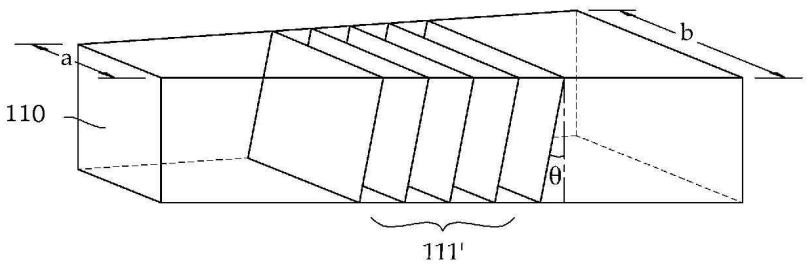

200
100
λn
λ1
141
110
111
142

(a)

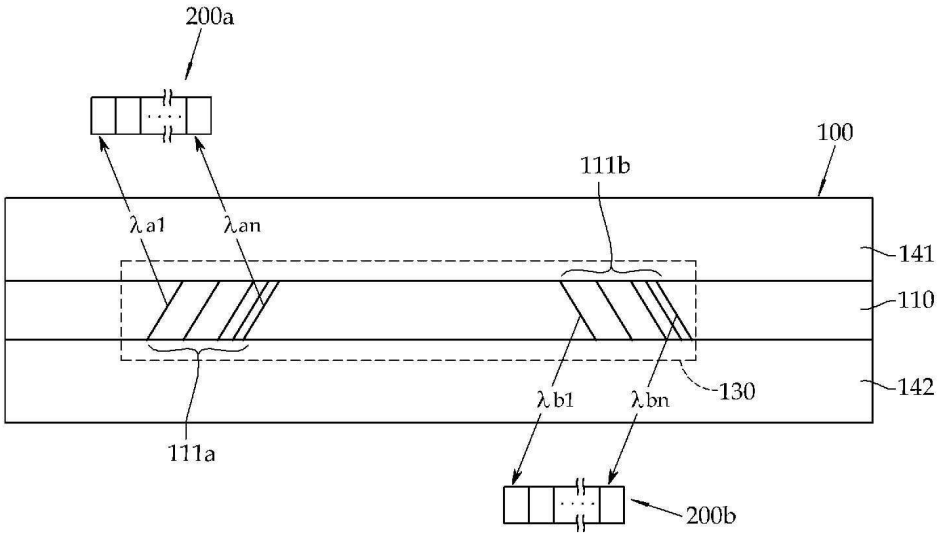

200
300
100
λn
λ1
141
110
111
142

(b)

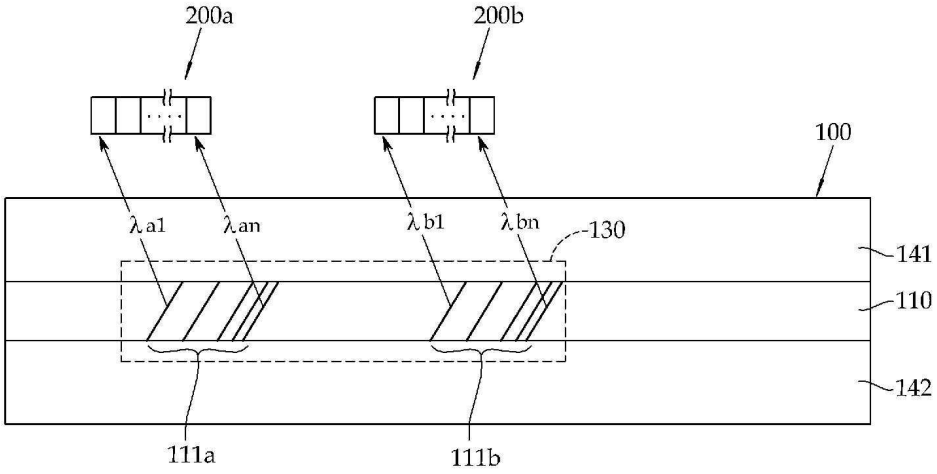
도면7


a
b
110
θ
111'

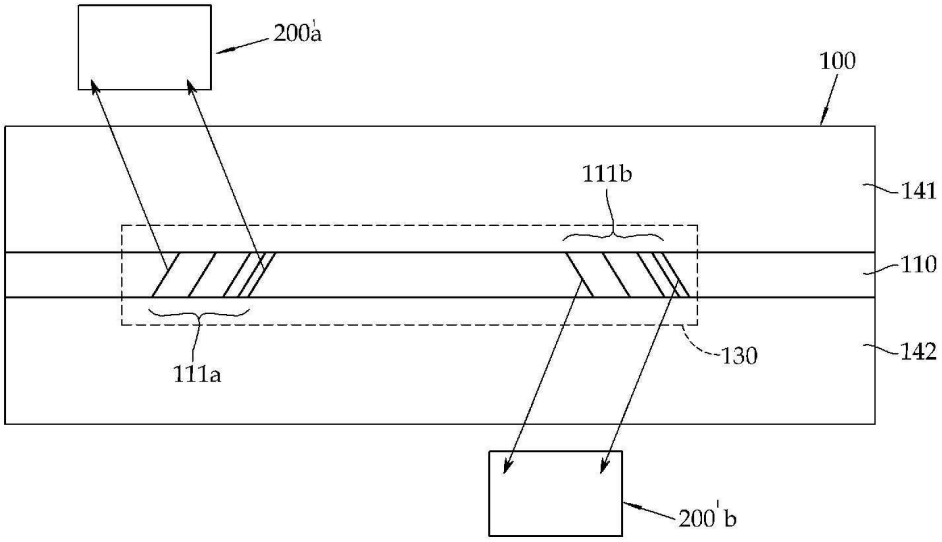
도면8


200a
100
111b
λa1
λan
141
110
130
142
λb1
λbn
111a
200b

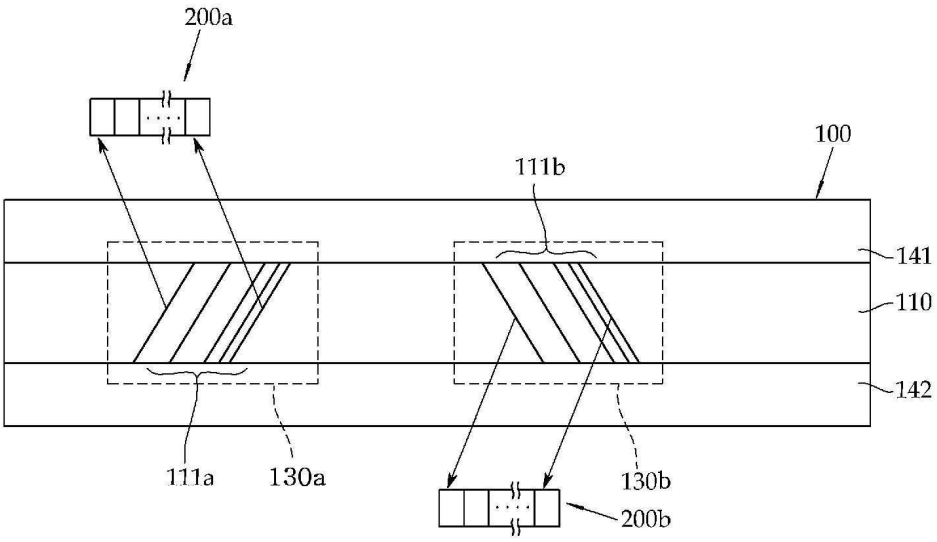
도면9


200a
200b
100
λa1
λan
λb1
λbn
130
141
110
142
111a
111b

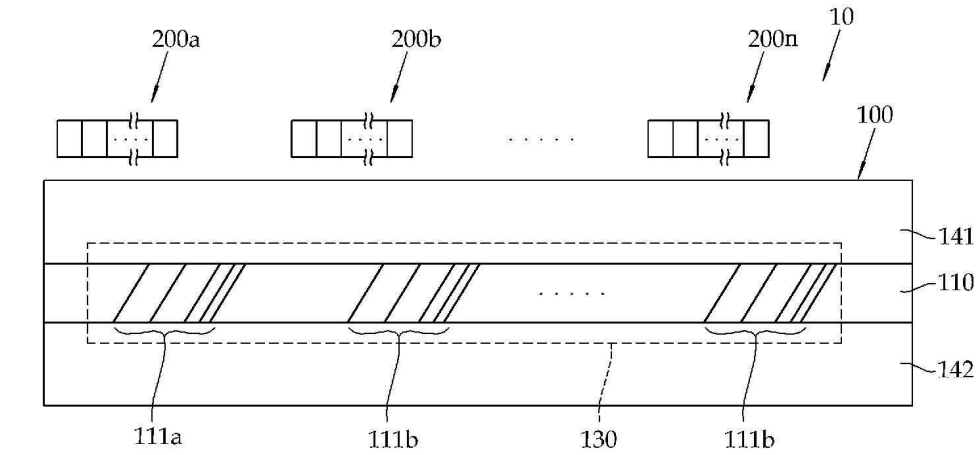
도면10


200'a
100
111b
141
110
142
130
111a
200'b

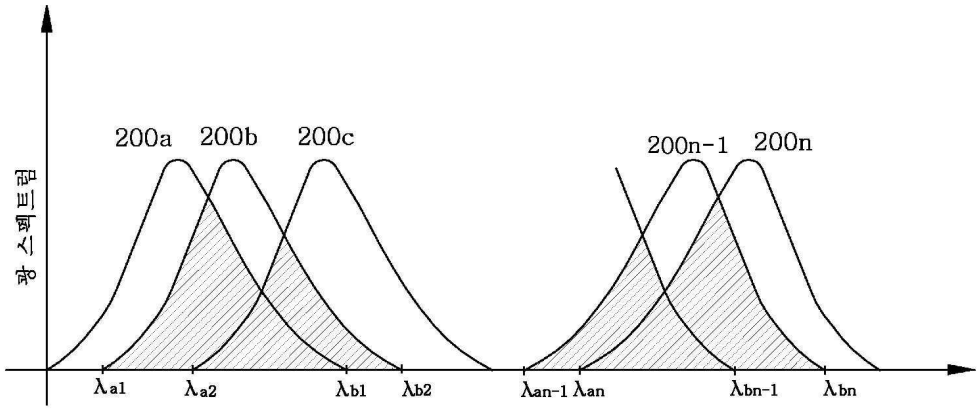
도면11


200a
100
111b
141
110
142
111a
130a
130b
200b

도면12

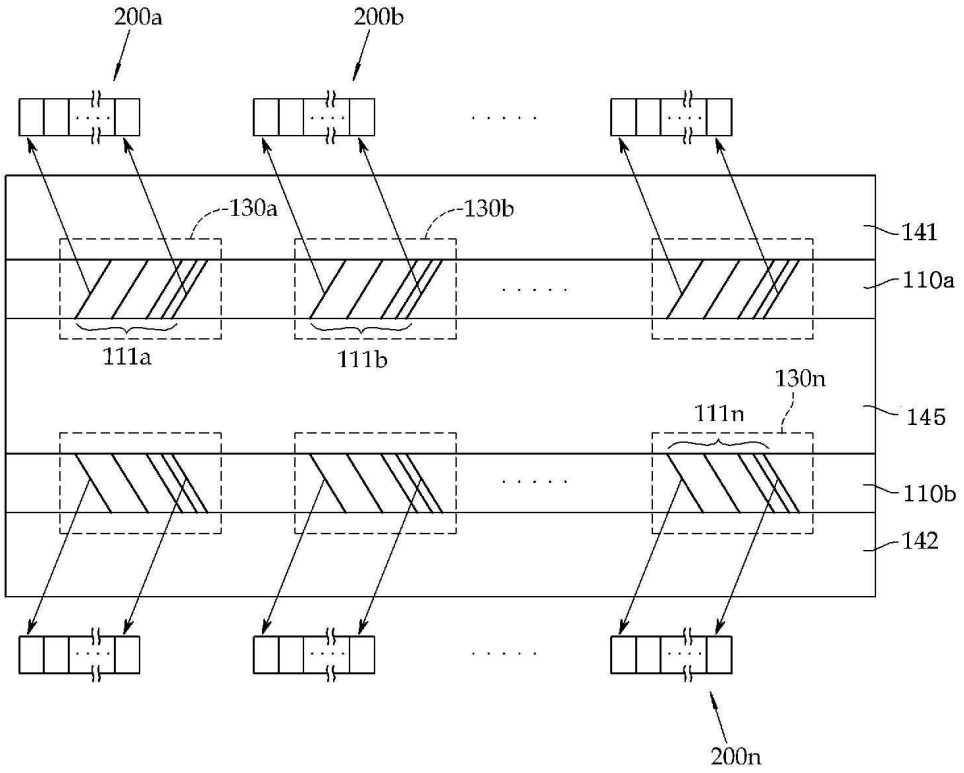

200a
200b
200n
10
100
141
110
142
111a
111b
130
111b

(a)

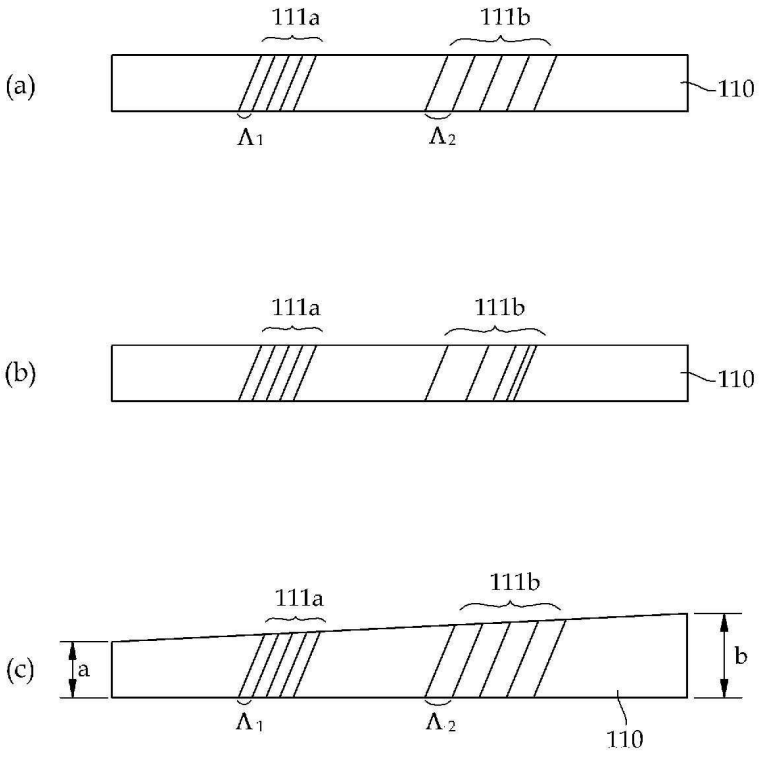

광 스펙트럼
200a
200b
200c
200n-1
200n
λa1
λa2
λb1
λb2
λan-1
λan
λbn-1
λbn

(b)

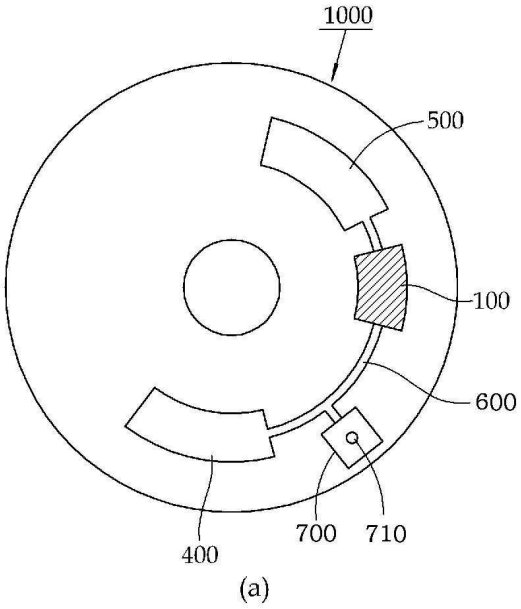
도면13


200a
200b
130a
130b
141
110a
111a
111b
130n
111n
145
110b
142
200n

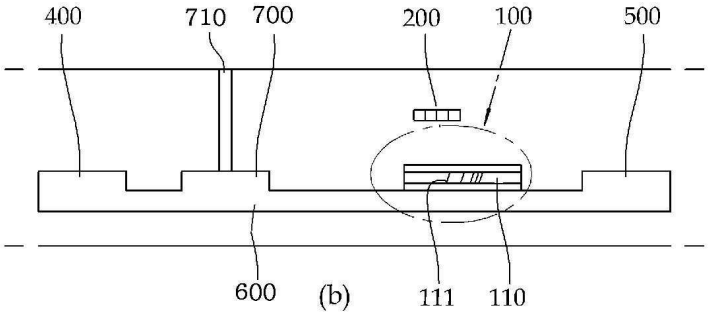
도면14


(a)
111a
111b
110
Λ1
Λ2
(b)
111a
111b
110
(c)
111a
111b
a
b
Λ1
Λ2
110

도면15



(a)



(b)