

브래그 격자 광도파로형 바이오 센서

이재현 · 김경조 · 오민철[†]

부산대학교 전자공학과 나노바이오광소자연구실
☎ 609-735 부산광역시 금정구 장전동 산 30번지

(2005년 12월 26일 받음, 2006년 1월 23일 수정본 받음)

본 논문에서는 집적 광학 광도파로 소자 기술을 적용하여 생화학 물질의 성분을 정밀하게 측정 가능한 광소자로서 폴리머 광도파로와 브래그 격자를 이용하는 구조를 최초로 제안하였다. 유효굴절률법과 전송행렬법을 이용하여 최적의 감도를 가지는 브래그 격자 광도파로를 설계하였으며 코어와 하부 클래딩의 굴절률이 각각 1.540, 1.430인 폴리머를 이용하여 코어 두께가 3 μm 인 구조의 반전립 광도파로를 제작하였다. 코어 층까지 완성된 도파로 위에 레이저 빔 간섭계와 플라즈마 에칭을 이용하여 격자를 형성한 뒤 격자 표면에 20 nm 두께의 Au층을 증착하고 칼릭사린(calixarene) 단분자층을 만들어 바이오센서를 제작하였다. 제작된 광센서를 이용하여 PBS(phosphate buffered saline) 용액에 함유된 K⁺의 농도에 따라 브래그 반사파장이 단파장으로 이동하는 것을 관찰할 수 있었다.

주제어 : Polymeric optical waveguide, Bragg reflection grating, In-situ measurement, Bio-photonic sensor.

I 서 론

폴리머를 이용한 광소자 기술은 지난 10년간 저손실 광도파로 제작을 위한 폴리머 재료의 개발과 함께 광스위치, 광감쇄기 등의 광신호 처리용 집적광학 도파로형 소자에 관한 연구가 활발히 진행되었으며, 최근에는 까다로운 신뢰성에 관련된 문제를 모두 해결하여 국내의 WDM 광통신 시스템에 직접 적용되어 사용되고 있는 단계까지 이르게 되었다.^[1] 폴리머 광소자는 구조의 단순함으로 인하여 제작공정이 간단하고 저가적으로 생산 가능한 장점을 가지고 있으며, 또한 최근에는 나노-임프린팅(nano-imprinting) 기술을 이용하여 폴리머 광소자를 플라스틱 성형과 같은 단순한 공정으로 대량 생산할 수 있는 기술도 ETRI, 기계연구원 등의 기관을 포함하여 국내외 적으로 활발히 연구 중에 있다. 특히, 브래그 격자는 광도파로의 코어의 굴절율을 주기적으로 변조하여 특정 파장의 빛을 반사시키는 소자로서 이를 이용하여 전세계적으로 광통신용 소자나 광센서 등으로 활발히 연구되고 있다.^[2]

바이오 분자 검출을 위한 광센서는 최근에 들어 발달된 광소자 기술을 접목시켜 발전해 나아갈 수 있는 높은 가능성을 내재하고 있으며 활발한 연구가 진행중인 분야이다. Silicon 기판위에 Si-N 박막을 이용한 광도파로를 마흐-젠더 간섭계 형으로 제작하여 항원/항체 반응 검사를 위해 사용한 결과와 평면 광도파로를 투과해 나오는 도파 모드의 간섭패턴을 관찰하는 형의 바이오 센서도 개발되었다.^[3,4] 또한 금속 박막에 도파되는 플라즈몬 모드의 여기 조건이 표면에 인접한 바이오 분자의 함량에 따라 변화하는 것을 이용하여 바이오 분자의 함량을 측정하는 센서도 발표되었다.^[5]

본 논문에서는 집적 광학 광도파로 소자 기술을 적용하여 생화학 물질의 성분 및 함량을 정밀하게 측정 가능한 광소자로서 폴리머 광도파로와 브래그 격자를 이용하는 구조를 최초로 제안한다. 본 소자는 광도파로 주변에 존재하는 생화학 재료의 성분에 따른 굴절률 변화를 브래그 격자 구조를 이용하여 매우 민감하게 감지해 낼 수 있게 된다. 완성된 소자는 검출하고자 하는 표적물질인 K⁺(potassium ion) 대한 높은 선택성을 가져야 한다. 이를 위해서 소자 표면에 K⁺과 선택적으로 결합하는 calixarene(calix[4]arene-crown-5) 단분자층(mono-layer) 를 자기집합(self-assembly) 법을 이용하여 형성하였다.^[6,7] 인체내의 pH 레벨은 인간의 건강 상태에 많은 영향을 미치게 되며 K⁺은 인체내에서 pH 레벨을 조절하기 위하여 이용되는 중요한 원소이다. 제안된 소자는 폴리머 재료를 이용한 센서이며 인젝션 몰딩이나 나노 임프린팅 등의 공정을 이용하여 저가의 센서를 대량 생산할 수 있는 장점을 가진다.

본 논문에서는 먼저 유효굴절률법과 전송행렬법을 이용한 브래그 격자 광도파로의 특성 설계, 레이저 빔 간섭계를 이용한 격자 제작 공정, 자외선 경화 몰딩 방법과 플라즈마 에칭 공정을 이용한 광도파로 제작 공정, 완성된 소자 표면에 분석물인 K⁺을 선택적으로 흡착시키기 위한 표면처리 공정, 제작된 브래그 격자 소자의 특성과 K⁺의 농도에 따라 변하는 브래그 반사 파장의 실시간 측정에 관하여 다루고자 한다.

II. 브래그 격자 광도파로의 특성 설계

제안된 폴리머 브래그 격자 광도파로는 그림 1과 같이 반전립 광도파로의 코어의 상부에 브래그 격자가 제작된 형태이다. 광소자의 제작 공정은 크게 광도파로 제작과 브래그 격자 제작으로 구분할 수 있다. 도파로 상부 물질의 광학적

[†] E-mail: mincheoloh@pusan.ac.kr

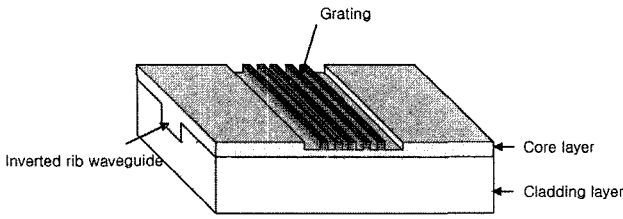


그림 1. 바이오 분자 측정을 위해 제안된 폴리머 브래그 격자 광도파로는 반전 립 광도파로의 코어의 상부에 브래그 격자가 제작된 형태임.

굴절률 변화에 대한 민감도가 높은 광도파로 구조를 설계하기 위해서 유효굴절률법을 이용하여 광도파로 도파 모드의 유효굴절률의 변화를 계산하였다.^[8] 그리고 측정에 적합한 브래그 격자 광도파로의 특성을 설계하기 위해 전송행렬법을 이용하여 브래그 격자를 설계하였다.^[9]

본 논문에서 제안된 광도파로 센서의 기본 원리는 브래그 격자 광도파로 코어 상부의 광학적 굴절률 변화에 따라 도파 모드의 유효굴절률이 변하는 현상을 이용하는 것이다. 반전 립 광도파로의 코어 상부에 형성된 브래그 격자는 분석물과 선택적으로 결합하며 결합된 분석물의 양에 따라 코어 상부의 굴절률이 변하게 된다. 그 결과 도파 모드의 유효굴절률이 변하게 되고 브래그 격자의 반사 파장이 이동하게 된다. 따라서 감도가 높은 광도파로 구조를 설계하기 위해서는 이러한 코어 상부의 굴절률 변화에 대하여 도파 모드의 유효굴절률의 변화가 큰 도파로를 설계하여야 한다.

그림 2의 (a)는 유효굴절률법을 이용하여 코어 두께에 따른 유효굴절률변화량을 계산한 결과이다. 일반적으로 검출을 원하는 바이오 분자는 PBS 용액과 섞여진 액체 상태로 제공된다. 그러므로 센싱 물질의 굴절률 변화 범위는 바이오 분자가 첨가된 PBS 용액의 굴절률 변화 범위인 1.330 ~ 1.331 정도로 하였으며 도파로의 하부 클래딩의 굴절률은 1.430으로 고정하여 계산을 수행하였다. 계산 결과에서 코어 물질의 굴절률이 클수록 유효굴절률 변화량의 최대값이 커지는 것을 알 수 있으며 굴절률이 1.540일 경우 코어 두께가 0.5 ~ 0.6 μm 일 때 감도가 가장 좋음을 알 수 있다. 따라서 최적의 도파로 구조는 코어 두께가 0.6 μm 이며 도파로 식각 깊이가 0.2 μm 인 구조가 된다. 하지만 공정상 얇은 박막을 만들기 어렵고 파이버 결합 손실(fiber coupling loss)를 고려하여 실제로 제작한 구조는 코어 두께가 3 μm 이며 도파로 식각 깊이가 0.7 μm 인 구조이다.

도파로 설계를 한 후에는 실험에 적합한 격자구조를 설계해야 한다. 격자의 주기와 변조 깊이 그리고 격자의 총개수 즉 격자 길이에 따라 브래그 격자 광도파로의 반사 파장의 특성이 달라지기 때문이다. 따라서 실제 소자 제작시에는 이러한 브래그 격자 광도파로의 특성을 결정하는 여러 가지 변수들을 고려하여 제작해야만 한다. 측정 실험시에 사용되는 입력 광원은 Erbium doped fiber amplifier(EDFA)에서 나오

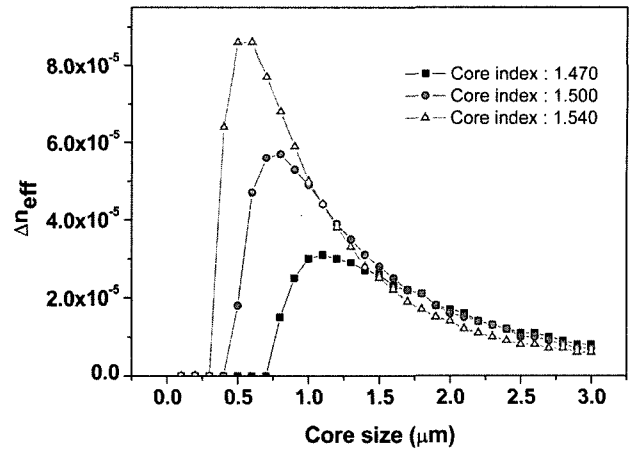


그림 2. 유효굴절률법을 이용하여 코어 두께에 따른 유효굴절률의 변화를 계산한 결과 : 계산 결과에서 코어 물질의 굴절률이 클수록 유효굴절률 변화량의 최대값이 커지는 것을 알 수 있으며 굴절률이 1.540일 경우 코어 두께가 0.5 ~ 0.6 μm 일 때 변화가 가장 큼.

는 파장 대역이 넓은 spontaneous emission 광을 이용하였으며 출력 파워는 optical spectrum analyzer(OSA)를 이용하여 측정하였다. 이 장비들을 이용하여 측정 가능한 파장대는 1530 ~ 1570 nm이고 측정 가능한 최소 광파워는 -80 dBm 정도이다. 주어진 파장대역 내에서 20 dB 이상의 브래그 반사를 구현하기 위해서는 격자길이를 5 mm로 하였을 때 브래그 격자의 주기는 510 nm 정도, 두께는 0.05 μm 정도로 하여야 한다. 이때 센서로 동작하는 Bragg 반사 소자에서는 반사파장의 이동 정도만을 검출하게 되므로 격자의 duty ratio는 중요하지 않다.

III. 레이저 빔 간섭계를 이용한 격자 제작 공정

레이저 간섭계의 기본적인 원리는 두 개의 평면파를 교차시켜 간섭현상을 일으키고 이때 나타나는 정상파를 레이저 빔에 반응하는Photoresist(PR)가 코팅된 샘플 위에 노출시켜 주기적인 격자 구조를 형성하게 된다. 이를 위하여 가장 손쉽게 접근 가능한 방법으로 샘플과 90도 각도를 가지는 거울을 이용하는 방법이 있다. 이 경우에 샘플에서 교차되는 빔은 광원에서 곧바로 도달하는 빔과 거울에 반사되어 도달하는 빔이 있으며, 이 두 빔의 간섭에 의해 주기적인 정상파가 형성된다. 이 때 형성되는 패턴의 주기는 입사각(θ)과 Laser beam의 파장으로 결정되며 $\Lambda_g = \frac{\lambda}{2\sin\theta}$ 의 관계를 가진다.

그림 3은 실험에 사용된 레이저 빔 간섭계 셋업의 개략도이다. 레이저 간섭계를 이루는 부품과 장비는 다음과 같다. 488 nm 파장에서 400 mW의 출력파워를 가지는 Argon Laser(Coherent Innova 70), 노광 시간을 조절하기 위한 Digital Shutter Controller(Newport Model 845), Shutter(846HP),

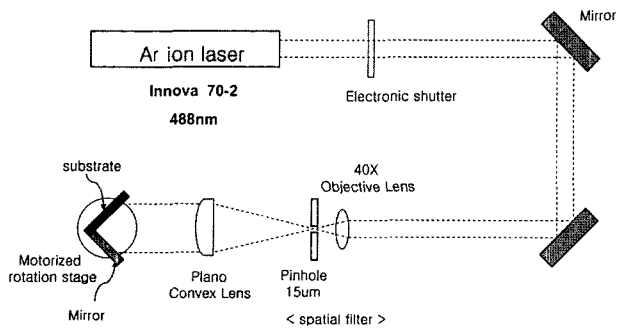
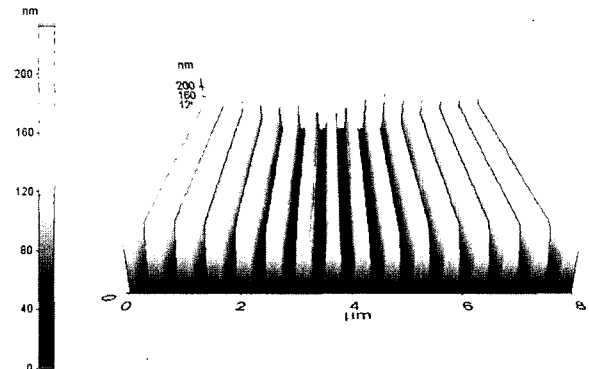
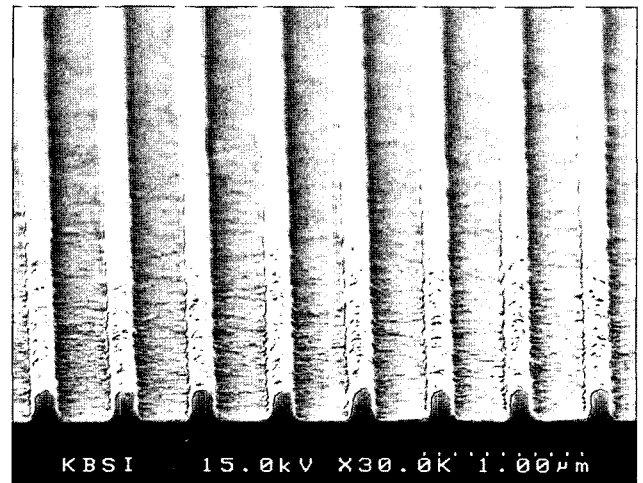


그림 3. 레이저 빔 간섭계 셋업 개략도 : 샘플과 90도 각도를 가지는 거울을 이용하여 샘플 표면에 광원에서 곧바로 도달하는 빔과 거울에 반사되어 도달하는 빔을 교차시켜 정상파를 형성한 후 샘플 표면에 코팅된 PR을 노광시킨.



(a)



(b)

그림 4. (a) 레이저 간섭계를 이용해서 형성한 PR 격자의 AFM 측정 결과 : 주기 약 525 nm, 두께 약 220 nm, (b) PR 격자의 SEM 사진.

Laser Power Meter(Coherent 200 Power Meter), Laser Beam의 경로를 변화시키기 위한 Mirror 2개, beam의 spatial coherence를 향상시키기 위한 Spatial Filter(Newport M-900), Pin-hole(15µm), Objective lens(20x, NA = 0.40), collimator 역할을 하는 Lens(한국전광 3 inch), beam을 교차시키기 위해 필요한 Mirror(한국전광 2 inch square), 입사각을 조절하기 위한 Motorized Rotation Stage(Newport M-URM150CCHL), Controller(ESP300)으로 구성된다. 또한 Controller를 제어하기 위한 컴퓨터 소프트웨어로서 LabView 프로그램을 이용하였다.

이번 실험에서 만든 격자의 두께는 200 nm 정도이며, 실험에 적합한 PR를 찾기 위해 여러 종류의 PR를 이용하여 격자를 제작해 보았다. 사용된 PR은 AZ1512, Si PR, TSMR이며 G-line(436 nm) 광원을 이용하여 감광시킬 수 있는 PR들이다. 그러나 본 실험에서 사용한 레이저의 파장은 488 nm로서 PR의 흡수가 작음으로 인해 효율적인 감광을 시키기에는 부적합하다. 이로 인해 제작공정상에서 5분 정도의 긴 노광 시간이 필요하게 되었다. 실제 실험에서는 AZ1512를 이용하여 격자 패턴을 만들어 소자를 제작하였다. 제작된 브래그 격자의 형상을 확인해 보기 위하여 AFM 장치를 이용하여 다양한 측정을 수행하였으며 노광 시간과 현상 시간을 최적화시켰을 때 그림 4의 (a)와 같은 격자 구조를 확인할 수 있었다. 공정 중에 잔여 PR이 남는 경우는 산소 플라즈마를 이용하여 샘플의 전면을 미소한 두께만큼 식각하는 방법을 이용하여 제거할 수 있다. 그리고 그림 4의 (b)는 SEM을 이용해 촬영한 PR 격자 사진이며, 격자 패턴이 주기적으로 잘 형성된 것을 알 수 있다.

IV. 광도파로형 바이오 센서 제작 공정

광도파로형 바이오 센서의 제작 공정은 크게 반전 립 광도파로 제작, 코어 상부에 브래그 격자 제작 그리고 K⁺의 선택적 결합을 위한 표면 처리의 3 단계로 나뉘어 진다. 그림 5

에서 개략적인 소자 제작 공정을 보여주고 있다.

4.1. 반전 립 광도파로 제작

먼저 Si 기판 위의 자연 산화막을 제거하여 접착력을 향상시키기 위하여 buffered oxide etch(BOE) 용액에 1분간 담근 후 deionized(DI) water로 씻어 내고 100°C에서 3분간 건조시킨다. Si 기판과 하부 클래딩 물질인 폴리머와 접착력을 향상시키는 ZAP1020 adhesion promoter를 코팅한 뒤 하부 클래딩인 ZPU13-430 폴리머를 8 µm 두께로 코팅하기 위해 1000 rpm, 20 초간 코팅을 한다. 경화과정에서 샘플의 주변

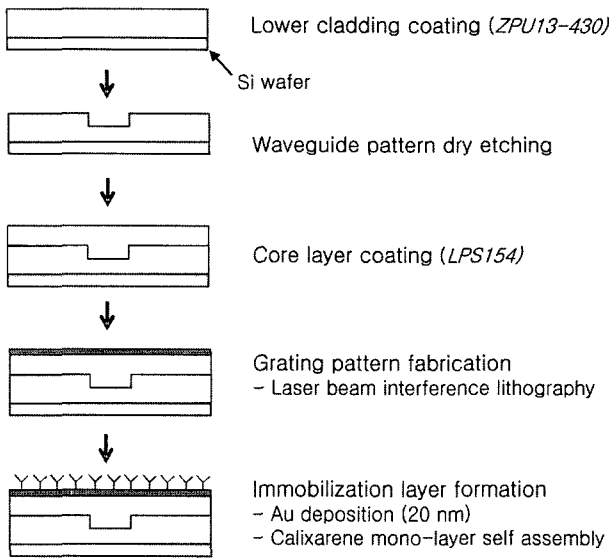


그림 5. 개략적인 바이오 센서 제작 공정 : 반전 립 도파로 제작, 코어 상부에 브래그 격자 제작, K⁺ 이온의 선택적 결합을 위한 표면 처리로 이루어짐.

에 산소가 존재하면 광경화 현상을 방해하게 되어 충분한 UV경화가 일어날 수 없게 되며 박막의 경도가 떨어지는 현상을 보인다. 이러한 문제점을 방지하기 위하여 샘플을 질소 상태에서 보존하면서 UV를 조사할 수 있는 컨테이너를 이용하였다. UV 경화 전에 3분간 질소를 흘려 보내면서 폴리머 표면에 존재하던 산소를 제거한다. 이후 질소 환경을 유지한 채 H-Lamp를 장착한 독일 Dr. K.Hönle 사에서 제작된 UVASPOT 400/T 라는 UV 챔버에서 3분간 UV경화시킨다. UV 챔버 내에서 샘플에 조사되는 UV의 세기는 9 mW/cm² 정도이며 피크 파장은 370 nm이다.

도파로의 패턴 제작은 하부 클래딩 위에 감광성 물질인 PR 을 코팅한 후 포토 마스크(photo mask)를 이용하여 리소그라피(lithography) 공정으로 제작할 수 있다. PR 코팅에 앞서 경화된 하부 클래딩의 표면 접착력을 높이기 위해 ICP를 이용하여 표면 처리를 한다. 도파로 패턴을 만들기 위해서 AZ 5214 PR을 사용하였다. AZ 5214는 리소그라피 조건에 따라 빛에 노출된 부분의 PR이 날아가는 positive 공정과 그 반대인 negative 공정이 모두 가능하며, 반전 립 도파로를 만들기 위해 패턴 다크 마스크(pattern dark mask)로 negative 공정을 이용하였다. PR로 형성된 도파로 패턴을 클래딩에 0.7 μm 깊이로 식각하기 위해 산소 플라즈마 에칭공정을 이용하고 AZ 340 현상액으로 클래딩 표면에 남아 있는 잔여 PR를 제거한다. 마지막으로 형성된 도파로 패턴 위에 코어층을 LPS154 폴리머를 사용하여 2.5 μm 두께로 코팅하여 만든 뒤 하부 클래딩과 같은 과정으로 경화시켜 반전 립 도파로를 완성한다. 이때 코어층 위에 곧바로 바이오 분자가 접촉하는 구조를 형성하기 위해 상부 클래딩 코팅은 하지 않게 된다.

4.2. 코어 상부 브래그 격자 제작

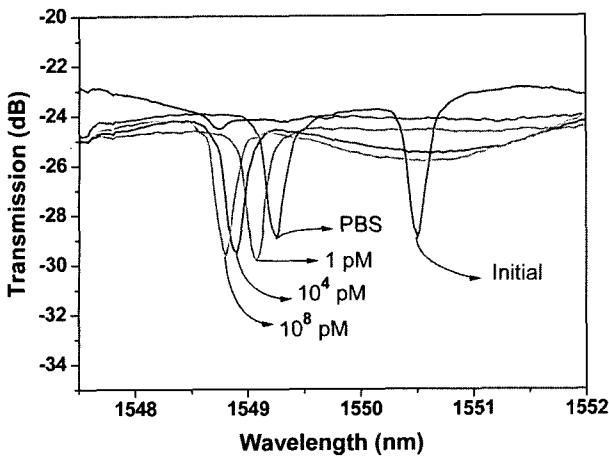
코어층까지 완성된 광도파로 상부에 격자 패턴 제작을 위해 도파로 패턴을 형성할 때와 같이 표면처리를 해준 뒤 AZ 1512를 코팅한다. 200 nm 두께의 얇은 박막을 코팅하기 위해서 PR을 cyclohexanone과 1 : 2의 비율로 섞어 3000 rpm에서 10 초간 코팅한 후 100도에서 30초간 베이킹(Prebake)을 한다. 488 nm 파장의 레이저 빔 간섭계를 이용하여 400 mW 파워로 5 분간 PR을 노광한다. 이 때 격자의 주기는 샘플 홀더의 하단에 있는 로테이션 스테이지를 이용하여 조절하게 된다. 제작된 격자는 510 nm 정도의 주기를 가지며 이를 위해서 초기 0 도 위치에서 반시계 방향으로 61.417 도 정도를 회전 시킨다. 초기 0도는 미러에서 반사되는 빛이 spatial filter의 핀홀로 다시 되돌아가는 각도를 뜻한다.

AZ 500 MIF 현상액을 이용하여 PR을 현상하고 현상 속도를 조절하기 위해 DI water을 일정 비율로 섞어 준다. 10 : 1의 비율로 섞었을 때 15 ~ 20초 정도의 현상 시간이 필요하게 된다. 격자의 두께를 조절하기 위해서는 식각 시간을 조절하여야 하며, 100 nm 정도의 식각을 위해서 15초간 식각해 준다. 이후에 PR을 제거하기 위해 AZ 340에서 30초간 담근다. 광도파로 센서 칩에 광입출력을 위하여 단일 모드 광섬유를 pigtail하는 공정을 수행하였으며 완성된 바이오 광센서의 사진을 그림 6에 나타내었다.

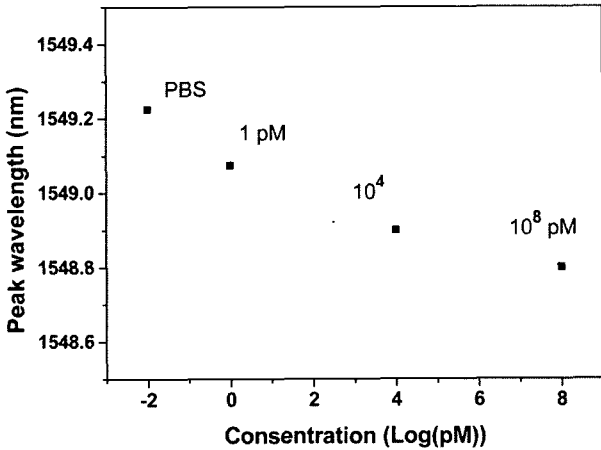
4.3. K⁺ 이온의 선택적 결합을 위한 표면 처리

완성된 브래그 격자 광도파로의 표면에 electron beam evaporator를 이용하여 금박막을 20 nm 두께로 증착하였다. 실험에서 이용된 K⁺을 격자표면에 선택적으로 흡착시키기 위해서는 calixarene 단분자층을 Self-assembly 방법을 이용하여 형성하게 되는데, 이때 Au층은 calixarene을 격자 표면에 접착시키는 역할을 하게 된다.^[7] calixarene의 하부에 있는 네 개의 thiol(S-H) 기는 Au 표면과 반응하여 covalent bond를 형성하며 단단히 접착하게 된다. 하지만 Au는 도파로되는 빛을 흡수하여 출력파워를 감소시키게 된다. 이러한 Au의 영향으로 인한 출력 감소를 감안하여 소자의 길이를 최대한 작게 제작하였으며 소자의 전체 길이는 1 cm 정도이고 Au가 덮인 센서 영역은 5 mm 정도이다.

calixarene 단분자층을 형성하는 과정은 다음과 같다. 메탄올 (MeOH)와 chloroform(CHCl₃)을 무게비로 149 : 1로 섞은 mixture solvent에 소자를 2시간 동안 담근다. 그리고 이 용액에 calixarene을 0.1 mM 농도가 되도록 녹인 proinker solvent에 소자를 3시간 동안 담가 immobilization을 한 뒤, 위의 mixture solvent에 30 분 동안 담가 둔다. 이후 소자 표면에는 공유결합으로 부착된 calixarene이 단분자층을 형성하게 되며 또한 이와 함께 용액내부에 존재하던 calixarene이 물리적으로 표면에 붙어있는 상태로도 남게 된다. 이러한 물리흡착 calixarene 분자는 메탄올에 30분간 샘플을 담가 두면 제거할 수 있다. 끝으로 DI water로 여러 번 세척하여 표면



(a)



(b)

그림 6. (a) K⁺ 농도에 따른 스펙트럼 측정 결과 : PBS에 함유된 K⁺ 의 농도에 따라 반사 파장이 단파장으로 이동하는 것을 관찰함.
(b) K⁺ 농도에 따른 반사 파장의 위치 측정 결과를 로그 함수로 나타낸 그래프

에 있는 과량의 메탄올을 제거하여 표면처리를 완료한다. 참고적으로 표면처리를 완료한 소자를 보관하기 위해서는 메탄올이나 buffer 용액에 보관하여야 하며, 사용하기 직전에 DI water를 이용해 표면의 메탄올을 제거한 뒤 사용한다.

V. K⁺ 이온 농도 측정 실험 수행 결과

완성된 브래그 격자 도파로 소자에 K⁺의 농도가 서로 다른 여러 종류의 용액을 소자의 센싱 표면부에 떨어뜨려 반사 파장의 변화를 측정하였다. 측정을 위한 광원으로는 어븀 증폭기에서 출력되는 spontaneous emission광을 편광기를 통과시킨 후 넓은 파장 대역에 걸친 광원으로 사용하게 되었으며 소자를 통과해 나온 빛은 optical spectrum analyzer에 입력시켜서 파장에 따른 소자의 특성을 측정하게 되었다. 이때

제작된 광센서가 TM 편광에 대하여 강한 흡수를 가지므로 광소자에 입력되는 광원의 편광은 TE 모드로 맞추어야 한다.

바이오 광센서의 초기화를 위하여 K⁺ 이온이 포함되지 않은 phosphate buffered saline(PBS) 용액을 표면에 떨어뜨려 반사파장의 초기 위치를 찾고 이후 농도가 높은 K⁺/PBS용액부터 시작하여 순차적으로 농도가 높은 용액을 센서 표면에 접촉시켜 가면서 브래그 반사파장의 변화를 살핀다. 저농도의 K⁺/PBS용액이 calixarene receptor를 포화시키고 나면 이후의 고농도 용액에 대해서는 더 이상의 반사파장 변화를 읽을 수 없게 된다. 그러므로 제안된 소자는 극미량의 바이오 분자의 존재 유무를 확인하는 용도로 적합할 것이다. 실험에 사용된 농도는 10⁻¹² M, 10⁻⁸ M, 10⁻⁴ M 이다.

PBS 용액을 소자 표면에 떨어뜨리고 총 2 시간 30 분 동안 측정하였으며, 거의 2시간이 지나서야 파장의 변화가 없는 포화상태에 도달할 수 있었다. 최종peak의 위치는 1549.23 nm 이었다. 반사파장의 변화가 2시간 가까이 걸린 이유는 소자의 표면이 완전히 마른 상태이고 PBS 용액이 소자를 완전히 적시는데 많은 시간이 소모되기 때문이다.

초기화 과정이 완료된 후 표면에 남아 있는 PBS 용액을 제거하고 10⁻¹² M 농도의 K⁺ 이 함유된 PBS 용액을 센서 표면에 떨어뜨렸다. 용액이 센서 표면에 닿은 직후부터 브래그 반사 파장의 변화가 시작되어 지수 함수적으로 변화가 일어났다. 지수 함수의 시간 상수는 4.9 분으로 측정 되었으며 20 분 정도 지난 후에 반응이 완료되어 반사파장의 위치가 더 이상 변하지 않는 상태가 되었고 최종 브래그 반사 파장의 위치는 1549.08 nm 이었다. 더 높은 농도의 용액을 떨어뜨리기 전에 센서 표면에 남아있는 이전 용액을 제거하기 위해 PBS용액으로 표면을 여러 번 세척해 준다. 그리고 10⁻⁸ M 농도의 용액을 이용해서 실험을 수행하였다. 20 분이 지난 후에 반응이 완료되었고 최종 peak의 위치는 1548.90 nm 이었다. 마지막으로 10⁻⁴ M 농도의 용액을 떨어뜨린 후 이전과 같이 20 분이 소요되어 반응이 완료되는 것을 확인하였으며 최종 peak의 위치는 1548.80 nm 이었다.

그림 6 은 실험을 통해 측정한 결과를 정리한 것이다. 용액의 농도가 높아짐에 따라 반사 파장의 위치가 단파장 쪽으로 이동함을 관찰할 수 있었다. PBS 용액을 떨어뜨렸을 때, 가장 크게 변하였고 K⁺ 이온의 농도가 높아짐에 따라 반사 파장의 피크는 조금씩 단파장쪽으로 이동함을 확인할 수 있었다. 그림 6의 (a)는 농도에 따른 출력스펙트럼 측정결과이며 (b)는 농도에 따른 반사파장의 위치를 로그 함수로 나타낸 그래프이다. 이와 같은 브래그 반사 파장의 변화를 이론적으로 해석하기 위해서는 calixarene 분자가 potassium 이온과 결합하였을 때 금 박막에 미치는 영향을 고려하여야 하며 이를 위하여 지속적인 연구가 필요하다.

VI. 결 론

본 논문에서는 집적 광학 광도파로 소자 기술을 적용하여

생화학 물질의 성분을 정밀하게 측정 가능한 광소자로서 폴리머 광도파로와 브래그 격자를 이용하는 구조를 최초로 제안하였다. 최적의 감도를 가지는 도파로 구조를 설계하기 위해 유효굴절률법을 이용하였으며, 전송행렬법을 이용하여 실험에 적합한 격자구조를 설계하였다. 코아와 하부 클래딩의 굴절률이 각각 1.540, 1.430 일 경우에 코아의 두께가 0.5 μm 인 구조가 최적의 감도를 가지게 된다. 하지만 입출력 결합 손실과 얇은 박막을 만들기 힘든 공정상의 문제로 인하여 실제로 만든 구조는 코아 두께가 3 μm 인 구조의 도파로를 제작하였다. 격자 길이 5 mm, 격자주기 510 nm, 격자 두께가 200 nm 인 구조를 레이저 빔 간섭계를 구성하여 제작하였으며 반사 파장은 1551.78 nm에서 관찰되었고 깊이는 10 dB 이상이 되었다. 완성된 폴리머 브래그 격자 광도파로 위에 calixarene 단분자층을 형성하여 biosensor로 동작하는 실험을 수행하였다. 제작된 광센서를 이용하여 PBS 용액에 함유된 K^+ 의 농도에 따라 reflection peak이 단파장으로 이동하는 것을 관찰할 수 있었다. 제작된 센서는 광섬유 연결과 센서 부를 노출시킨 패키징을 하고 나면 극미량의 생체물질을 in-vivo 상태에서 측정 가능한 센서로 활용 가능하다.

참고문헌

[1] Min-Cheol Oh, Wol-Yon Hwang, Young-Ouk Noh, Hyung-Jong Lee, and Seon-Gyu Han, "Reliable low-cost polymeric optical waveguide device," *OECC/COIN2004*, Yokohama Japan, 14F2-3, pp. 558-559, July 2004.
 [2] Min-Cheol Oh, Myung-Hyun Lee, Joo-Heon Ahn, Hyung-Jong Lee, and Seon Gyu Han, "Polymeric wavelength filters

with polymer gratings," *Applied Physics Letters*, Vol. 72, No. 13, March 1998.
 [3] F. Prieto, B. Sepulveda, A. Calle, A. Liobera, C. Dominguez, and L. M. Lechuga, "Integrated Mach-Zehnder interferometer based on ARROW structures for biosensor applications," *Sensors and Actuators B*, Vol. 92, pp. 151-158, 2003.
 [4] Ch. Stamm, R. Dangel, W. Lukosz, "Biosensing with the integrated-optical difference interferometer dual-wavelength operation," *Optics Communications*, Vol. 153, pp. 347-359, 1998.
 [5] Stefan Busse, Josua Kashammer, Stephan Kramer, Silvia Mittler, "Gold and thiol surface functionalized optical Mach-Zehnder interferometer for sensing purposes." *Sens. And Actuators B*, Vol. 60, pp. 148-154, 1999.
 [6] D. Filenko, T. Gotszalk, Z. Kazantseva, O. Rabinovych, I. Koshets, Yu. Shirshov, V. Kalchenko and I.W. Rangelow, "Chemical gas sensors based on calixarene-coated discontinuous gold films," *Sensors and Actuators B*, Vol. 111-112, pp. 264-270, 2005.
 [7] A. V. Nabok, A. K. Hassan, A. K. Ray, O. Omar and V. I. Kalchenko, "Study of adsorption of some organic molecules in calix[4]resorcinolarene LB films by surface plasmon resonance," *Sensors and Actuators B*, Vol. 45, pp. 114-121, 1997.
 [8] Katsunari Okamoto, *Fundamentals of Optical Waveguides*, Academic Press, 2000.
 [9] L. A. Coldren and S. W. Corzine, *Diode Lasers and Photonic Integrated Circuits*, Wiley-Interscience, chapter 3, 1995.

Polymeric Waveguide Bio Sensors with Bragg Gratings

Jae-Hyun Lee, Gyeongjo Kim and Min-Choel Oh[†]

Nano-bio Photonics Lab, Department of Electronics Engineering, Pusan National University, Pusan 609-735, KOREA

[†]*E-mail: mincheoloh@pusan.ac.kr*

(Received December 26, 2005, Revised manuscript January 23, 2006)

Biophotonic sensors based on polymer waveguide with Bragg reflection grating are demonstrated in this work. Waveguide Bragg reflectors were designed by using the effective index method and the transmission matrix method. The grating pattern was formed by exposing the laser interference pattern on a photoresist. On top of the inverted rib waveguide, the Bragg reflection grating was inscribed by the O₂ plasma etching. In order to perform the bio-molecule detection experiment, a calixarene molecule was self-assembled on top of thin Au film deposited on the waveguide Bragg reflector. To measure the response of the sensor, several PBS solutions with different concentrations of potassium ion from 1 pM to 100 μM were dropped on the sensor surface. The shift of Bragg reflection wavelength was observed from the fabricated sensor device, which was proportional to the concentration of potassium ion ranging from 1 pM to 108 pM

OCIS Codes : 130.0130, 230.1480, 170.0170.