

수직 결합형 폴리머 마이크로디스크 공진기를 이용한 광학적 글루코스 센서

論 文

57-8-16

Photonic Glucose Sensor Using a Vertically Coupled Polymeric Microdisk Resonator

金 乾 德* · 孫 根 植* · 李 鶴 淳* · 金 基 道* · 李 相 信†

(Gun-Duk Kim · Geun-Sik Son · Hak-Soon Lee · K-Do Kim · Sang-Shin Lee)

Abstract – A glucose biosensor using a microdisk resonator in polymeric waveguides was developed by observing either the shift in the resonant wavelength or the variation in the optical power. The deformation in the transfer curve of the vertically coupled resonator sensor resulting from the variation in the disk-to-ring coupling, which was incurred by the application of the target analyte, was suppressed. And the refractive index of the polymeric waveguide was devised to closely follow that of the analyte itself for enhancing the sensitivity of the sensor. The sensitivity and measurement range were observed to be respectively 0.14 pm/(mg/dL) and 1500 mg/dL (theoretically up to 4700 mg/dL), for the wavelength shift method and 0.04 dB/(mg/dL) and 140 mg/dL the power variation scheme.

Key Words : Integrated optics, Resonators, Sensors, Waveguides component, Polymers, Biophysics

1. 서 론

혈당 수치를 측정하기 위한 센서는 당뇨병 환자들에게 필수적이다 [1]. 최근 들어 마이크로디스크 공진기와 같은 집적 광학방식의 글루코스 센서는 견고함, 소형, 고감도, 우수한 집적도, 대량생산 등의 장점으로 인하여 많은 주목을 받아 왔다 [2-8]. 버스도파로와 디스크가 집적되어 주기적인 필터 특성을 갖는 공진기 기반의 바이오 센서는 공진파장의 변화[5]나 이에 따른 단일 파장에서의 출력 광파워의 변화 [6]를 이용하여 글루코스의 농도를 측정한다. 또한 공진기의 구조적인 면에서, 도파로와 디스크가 수직으로 결합되는 구조의 공진기는 측면으로 결합되는 구조보다 목표분석 대상물(target analyte)이 인가되었을 때 공진기 센서의 전달특성을 결정하는 결합계수의 변화가 더 작다는 장점을 가진다 [7].

본 논문에서는 수직으로 결합되는 폴리머 마이크로디스크 공진기를 제안하고 구현하였다. 제안된 센서는 감도 향상을 위해 디스크의 굴절률과 목표분석 대상물의 굴절률 차를 줄였다 [8]. 또한 도파로와 디스크 결합상수의 변화에 따른 전달 곡선의 왜곡에 의한 측정오차를 줄이기 위해 수직 결합 구조의 공진기를 도입하였다. 공진기 바이오센서는 넓은 측정범위를 가지는 공진파장 변화와 높은 정확성과 높은 경제성을 제공하는 파워 변화를 통해 동작하게 된다.

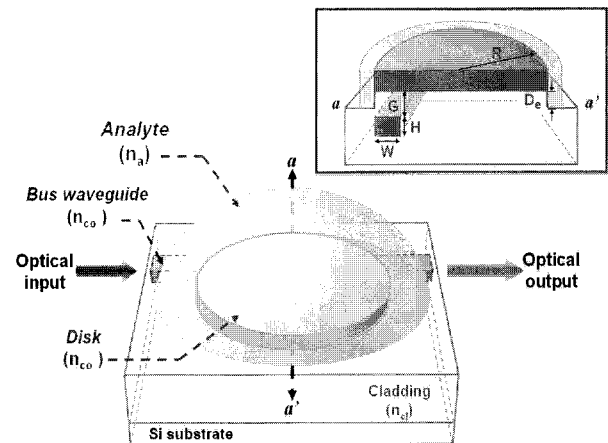


그림 1 제안된 글루코스 바이오 센서의 구조.
Fig. 1 Configuration of the proposed glucose biosensor.

2. 제안된 글루코스 바이오 센서의 동작원리

제안된 폴리머 마이크로디스크 기반의 글루코스 센서가 그림 1에 도시되어 있다. 이 센서 소자는 입출력용 직선 도파로와 감지영역으로 사용되는 페데스탈(pedestal)구조의 디스크 공진기가 수직으로 결합된 구조로 구성되어 있다. 입사된 광신호는 도파로를 따라 전송되며, 전송되는 신호의 일부는 디스크로 결합되어 디스크의 외곽을 따라 반복적으로 회전한다. 입력신호는 디스크 주위를 회전하던 결합된 신호와 간섭을 일으키고, 이에 따라 직선 도파로의 출력에서 주기적인 대역저지 필터 특성이 나타난다. 이 때 주기는 FSR(free spectral range)로 주어지며, 공진파장은 $\lambda_c = n_{eff} 2\pi R / m$ 으로 주어진다. 여기서 n_{eff} 는 디스크 도파모드의 유효굴절률이고, R은 디스크의 반지름이며, m은 정수이다.

† 교신저자, 正會員 : 광운대학교 전자공학과 부교수

E-mail : slee@kw.ac.kr

* 非 會 員 : 광운대학교 전자공학과

接受日字 : 2008年 4月 3日

最終完了 : 2008年 6月 30日

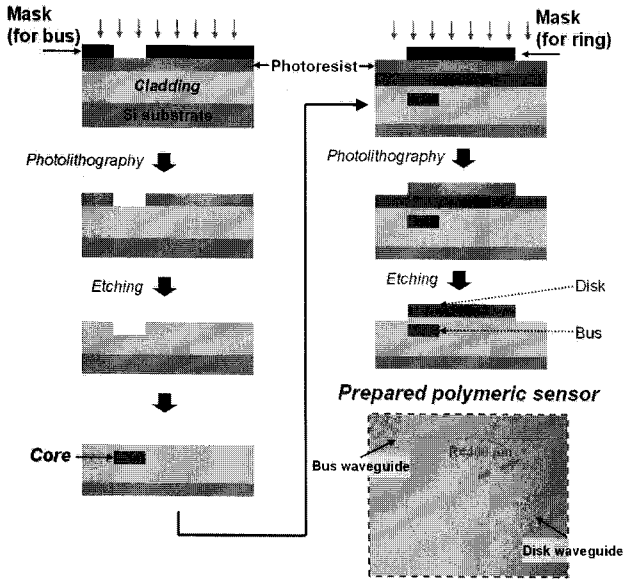


그림 2 폴리머 마이크로디스크 공진기 센서 제작공정 과정.
Fig. 2 Fabrication procedure of polymeric sensor.

소자 상부에 존재하는 목표 분석대상물은 디스크의 상부 클래딩 역할을 하며 굴절률은 n_a 로 주어진다. 분석대상물의 농도에 따른 굴절률의 변화 Δn_a 에 따라 디스크 도파모드의 유효굴절률이 Δn_{eff} 만큼 변하며, 결과적으로 공진파장이 이동하게 되는데 그 크기는 $\Delta \lambda_c = \Delta n_{eff} 2\pi R/m$ 로 주어진다. 즉, 공진파장의 이동 정도는 디스크 도파모드의 유효굴절률 변화에 선형적으로 비례함을 알 수 있다. 결국 $\Delta \lambda_c$ 로부터 글루코스 수용액의 농도를 예측할 수 있다 [5, 6]. 센서의 감도는 디스크와 분석대상물의 굴절률 차가 작을수록 커진다고 보고된 바 있다 [8]. 또한 글루코스 수용액의 농도는 전달 곡선에서 파장에 대한 광파워가 선형적인 영역일 때, 단일 파장을 이용하여 출력 광파워의 변화를 통해 예측할 수 있다 [6]. 도파로와 디스크 사이의 결합계수는 전달 곡선의 모양을 변화시켜 오차를 발생시키지 않도록 분석대상물의 영향에 관계없이 일정해야 한다 [7]. 제안된 센서는 농도변화에 따른 공진파장의 변화를 측정하여 농도를 감지하는 방법과, 농도변화에 따른 단일 파장에서의 파워변화를 측정하여 농도를 감지하는 방법 등을 활용하여 동작된다. 공진파장의 변화를 측정하는 방법은 공진기의 FSR에 따른 넓은 측정 범위를 얻을 수 있다. 반면에 단일 파장에서의 광파워 변화를 측정하는 방법은 높은 감도를 얻을 수 있고 비용 면에서도 유리하다는 장점을 가진다.

3. 바이오센서 소자 설계 및 제작

제안된 센서의 구조에 대한 설계결과를 정리하면 다음과 같다. 먼저 코어용 폴리머와 하부클래딩의 굴절률은 목표 분석물에 가깝도록 각각 $n_{co}=1.430$ 과 $n_{cl}=1.375$ 가 선택되었다. 도파로는 단일 모드만을 도파시키기 위해 폭 $W=3 \mu m$, 높이 $H=2 \mu m$ 로 결정되었다. 디스크의 인접 클래딩 부분은 $De=0.5 \mu m$ 정도 추가로 식각하여 pedestal 구조를 구현하였다. 링의 상부 클래딩 역할을 하는 글루코스 수용액의 농도

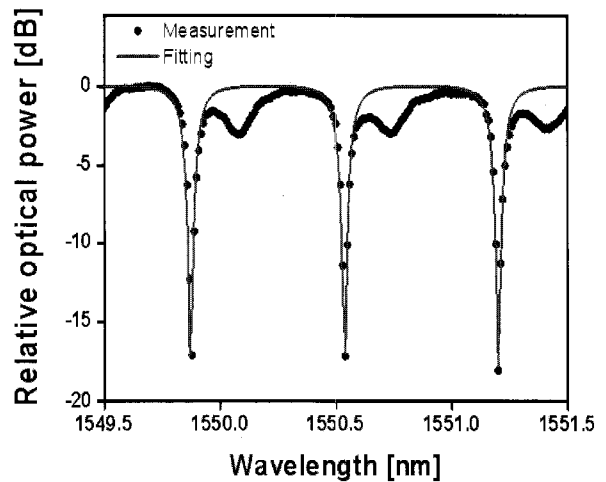


그림 3 측정된 마이크로디스크 공진기의 광학적 특성.
Fig. 3 Measured spectral response of the microdisk resonator.

가 0일 때의 굴절률은 ~ 1.333 로 가정하였다. 그리고 디스크와 도파로 간의 간격 $G=0.9 \mu m$ 였으며, 디스크 반지름은 $R=400 \mu m$ 로 정해졌다. 마지막으로 글루코스의 농도에 따른 글루코스 수용액의 굴절률의 변화율은 기존의 보고된 결과를 참고하여 $0.0014 / (g/dL)$ 로 가정하였다 [9].

제안된 폴리머 마이크로디스크 공진기를 이용한 글루코스 바이오 센서는 그림 2에 도시된 바와 같이 PLC (planar lightwave circuit) 공정을 도입하여 제작되었다. 먼저 실리콘 기판 위에 Chemoptics사의 LFR-S708U ($n=1.375$) 폴리머를 스핀코팅하여 클래딩을 형성한 후, 포토리소그래피 공정과 식각 공정을 이용하여 도파로 패턴을 형성하였고, ZPU13-430 ($n=1.430$) 폴리머를 스핀코팅하여 코어를 형성함으로써 직선 도파로(높이 $H=2 \mu m$, 폭 $W=3 \mu m$)를 완성하였다. 이 도파로 위에 클래딩용 LFR-S708U 폴리머를 두께 $G=0.9 \mu m$ 를 갖도록 코팅하고 그 위에 코어용 ZPU13-430 폴리머를 높이 $H=2 \mu m$ 가 되도록 형성한 후, 포토리소그래피와 식각 공정을 통하여 반경 $R=400 \mu m$ 의 디스크 패턴을 형성하였다. 이 때, 링 도파로 주변이 완전히 노출되도록 그림 1에서 알 수 있듯이 클래딩을 $De=0.5 \mu m$ 만큼 추가로 식각하였다. 최종적으로 효과적인 광결합을 위하여 입출력 단면을 절단(dicing)하였다. 완성된 소자의 현미경 사진을 그림 2에 나타내었다.

4. 소자 측정 결과

제작된 센서의 전달특성을 조사하기 위해 파장가변 광원, 광 파워미터(optical power meter), 편광조정기 등을 이용하여 측정 장치를 마련하였다. 링 공진기 센서 소자의 표면을 DI (de-ionized) water ($n=1.3334$)로 완전히 덮은 상태에서 TM 편광에 대한 소자 전달특성의 측정 및 fitting한 결과가 그림 3에 도시되어 있다. 1550 nm 파장 대역에서 FSR은 0.66 nm, 대역폭은 0.072 nm, 이에 따른 Q 값은 $\sim 21,500$ 이었다. 이로부터 제작된 폴리머 마이크로링 공진기 소자는 예상대로 적절한 주기적인 필터특성을 가짐을 확인하였다. 다

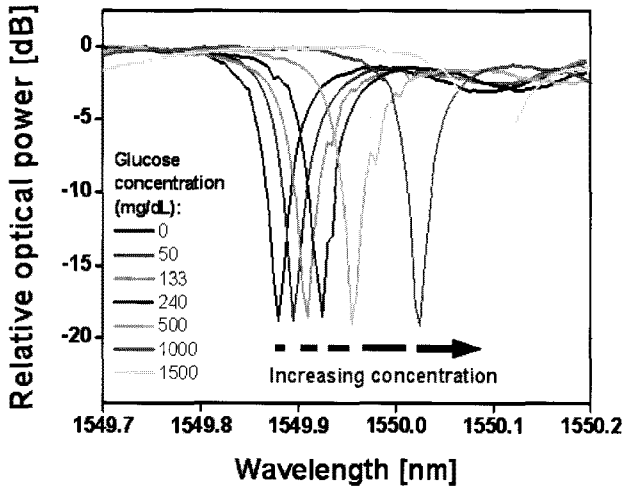


그림 4 측정된 글루코스 농도에 대한 공진파장의 변화 스펙트럼.

Fig. 4 Measured spectral response depending on the glucose concentration.

음으로, 제작된 소자의 글루코스 센서로서의 특성을 조사하기 위해 센서의 표면을 DI water와 글루코스 농도로 완전히 덮은 후 이에 따른 파장의 변화를 측정하였다. 그림 4는 0 ~ 1500 mg/dL로 변화시킨 글루코스 농도에 따른 바이오센서의 전달특성 변화를 보여주며, 예상대로 글루코스 농도가 증가함에 따라 센서의 공진파장이 장파장쪽으로 이동함을 확인하였다. 또한 이를 통해 글루코스 농도에 따른 결합계수의 변화가 거의 없는 것을 알 수 있었다. 글루코스 농도의 변화에 대한 측정된 공진파장의 변화를 그림 5에 나타내었다. 이를 통해 얻어진 센서의 감도는 ~ 0.14 pm/(mg/dL) 였다. 이는 기존의 발표된 참고문헌 [5]의 연구결과와 비교했을 때 20% 정도 향상된 결과이다. 이렇게 향상된 성능을 얻게 된 이유는 본문에서 제안한 디스크와 분석 대상물의 굴절률 차이를 줄이고 페데스탈 구조를 도입하여 접촉면을 증가시켜 감도를 향상시켰기 때문이라고 사료된다. 또한, 센서의 측정 범위는 1500 mg/dL 였으며, 이는 측정된 공진기의 감도와 FSR을 통해 ~ 4700 mg/dL 까지 확장할 수 있을 것으로 예측된다.

한편 소자는 1550.92 nm에서 글루코스 농도에 따른 출력 파워의 변화도 측정하였다. 그림 6은 0에서 140 mg/dL의 측정 범위에 대한 결과를 나타내며, 측정된 감도는 ~ 0.055 dB/(mg/dL) 였다. 파워는 파장을 측정하는 것보다 더 정밀하고 쉽게 측정 할 수 있으므로, 파워변화 측정방법은 높은 분해능을 제공할 수 있다.

마지막으로 TE 편광에 대한 센서의 특성을 측정된 결과, TM에 비해 감도가 $\sim 20\%$ 감소한 것을 확인할 수 있었다. 이는 TE 편광과 TM 편광에 대한 디스크의 도파모드 분포가 서로 다르기 때문에, 이로 인하여 동일한 글루코스 수용액의 농도변화가 각 편광에 대한 도파모드의 유효굴절률에 미치는 영향이 서로 다르기 때문으로 사료된다.

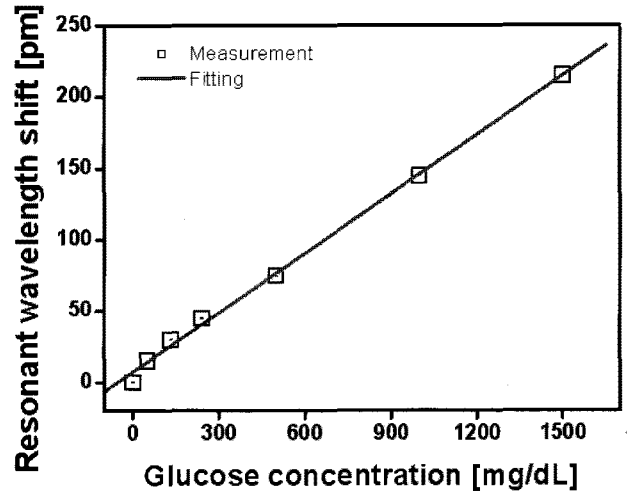


그림 5 글루코스 농도에 따른 공진파장의 변화.

Fig. 5 Shift in the resonant wavelength with the glucose concentration.

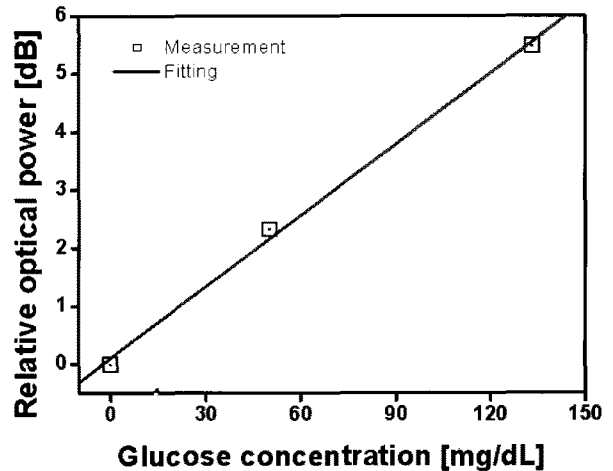


그림 6 글루코스 농도에 대한 출력 광파워의 변화.

Fig. 6 Variation in the optical output power with the glucose concentration.

5. 결 론

본 논문에서는 집적광학 방식의 수직 결합 폴리머 마이크로 디스크 공진기를 이용한 글루코스 바이오 센서를 제안하고 구현하였다. 글루코스의 농도는 공진파장의 변화와 광파워의 변화를 통해 측정할 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] J. P. Lock, E. Z. Szuts, K. J. Malomo and A. Anagnostopoulos, "Whole-blood glucose testing at alternate sites: glucose values and hematocrit of capillary blood drawn from fingertip and forearm," Diabetes Care, vol. 25, no. 2, pp. 337-341, 2002.

[2] V. Passaro, F. Dell'Olio, B. Casamassima and F. De Leonardis, "Guided-wave optical biosensors," *Sensors*, vol. 7, pp. 508-536, 2007.

[3] R. W. Boyd and J. E. Heebner, "Sensitive disk resonator photonic biosensor," *Appl. Opt.*, vol. 40, no. 30, pp. 5742-5747, 2001.

[4] C. Y. Chao and L. J. Guo, "Design and optimization of microring resonators in biochemical sensing applications," *J. Lightwave Technol.*, vol. 24, no. 3, pp. 1395-1402, 2006.

[5] S. Y. Cho and N. M. Jokerst, "A polymer microdisk photonic sensor integrated onto silicon," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 18, no. 20, pp. 2096-2098, 2006.

[6] C. Y. Chao, W. Fung and L. J. Guo, "Polymer microring resonators for biochemical sensing applications," *IEEE J. Sel. Topics Quantum Electron.*, vol. 12, no. 1, pp. 134-142, 2006.

[7] A. Yalcin, K. C. Popat, J. C. Aldridge, T. A. Desai, J. Hryniewicz, N. Chbouki, B. E. Little, O. King, V. Van. S. Chu, D. Gill, M. Anthes-Washburn, M. S. Unlu and B. B. Goldberg, "Optical sensing of biomolecules using microring resonators," *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, vol. 12, no. 1, pp. 145-155, 2006.

[8] V. Passaro, F. Dell'Olio, and F. De Leonardis, "Ammonia optical sensing by microring resonators," *Sensors*, vol. 7, pp. 2741-2749, 2007.

[9] Y. Liu, P. Hering and M. O. Scully, "An integrated optical sensor for measuring glucose concentration," *Appl. Phys. B*, vol. 54, pp. 18-23, 1992.



이 학 순 (李鶴淳)

1983년 2월 7일생. 2008년 광운대학교 전자공학과 졸업. 2008년~현재, 광운대학교 대학원 전자공학과 석사과정
Tel : 02-914-5301
E-mail : dbry2fl@naver.com



김 기 도 (金基道)

1981년 4월 29일생. 2007년 광운대학교 전자공학과 졸업. 2007년~현재, 광운대학교 대학원 전자공학과 석사과정
Tel : 02-914-5301
E-mail : kidols@hanmail.net



이 상 신 (李相信)

1968년 9월 5일생. 한국과학기술원(KAIST) 전기및전자공학과에서 학사(1991년), 석사(1993년), 박사(1997년) 학위 취득. 2002년 9월~현재, 광운대학교 전자공학과 부교수
Tel : 02-940-5581
E-mail : slee@kw.ac.kr

저 자 소 개



김 건 덕 (金乾德)

1983년 3월 20일생. 2007년 광운대학교 전자공학과 졸업. 2007년~현재, 광운대학교 대학원 전자공학과 석.박통합과정
Tel : 02-914-5301
E-mail : lpg4321@kw.ac.kr



손 근 식 (孫根植)

1983년 8월 16일생. 2006년 세명대학교 전자공학과 졸업. 2006년~현재, 광운대학교 대학원 전자공학과 석.박통합과정
Tel : 02-914-5301
E-mail : sgsej@kw.ac.kr