

비침습적 방법에 의한 광학식 Transcutaneous pCO₂ 가스센서 및 분석장치 개발을 위한 기초연구

김도억[†] · 이승하^{**} · 차은종^{*} · 강신원^{**}

Basic Research of Non-Invasive Optical Transcutaneous pCO₂ Gas Sensor & Analytic Equipment

Do-Eok Kim[†], Seung-Ha Lee^{**}, Eun-Jong Cha^{*}, and Shin-Won Kang^{**}

Abstract

In this study, we carried out a basic study for the development of optical transcutaneous pCO₂ gas sensor and analyzer using non-invasive method. The basic principle of pCO₂ measurement is adapted Beer Lambert's law and embodied the system using NDIR method. This measuring system was composed of a IR lamp, a optical filter, a optical reaction chamber, pyroelectric sensor and a signal process. We measured EtCO₂'s concentration in basis step instead of pCO₂ gas that can collect by inflicting heat in outer skin. We minimize the size of optical reaction chamber which takes up the largest volume, to make the portable sensor. We made optical reaction chamber in Si wafer using MEMS technology and the optical reaction chamber was shortened to 2 mm and we carried out an experiment. When we injected the EtCO₂ to the inside of the optical reaction chamber, we could confirm change of 4.6 mV. The system response time was within 2 second that is fairly fast.

Key Words : non-invasive, pCO₂, gas sensor

1. 서 론

호흡기의 환기능 이상과 대사작용의 산·염기 균형을 평가하기 위해서는 동맥혈중 CO₂ 분압(농도)을 측정하는 것이 필수적이다. 특히 인공호흡에 의존하는 중환자나 수술 환자는 CO₂ 모니터링이 필수적이지만 동맥혈의 채혈에 의해서 CO₂ 측정이 이루어지므로 침습적이고 시간을 요하는 제약이 뒤따른다^[1,2]. 또한 비침습적 측정이 필요한 응급환자의 경우에는 환자의 호기내 이산화탄소의 농도인 EtCO₂로부터 환자의 pCO₂값을 추정하지만 환자가 도관을 통해 호흡해야 하므로 매우 번거롭다.

한편 체내에서는 CO₂는 조직세포에서 대사작용의

부산물로 생산되어 동맥계로부터 혈액을 공급받아 모세혈관계에서 가스 교환과정을 통해 정맥계로 배출된다. 따라서 동맥혈중(P_aCO₂)-모세혈중(P_{cap}CO₂)-정맥혈중(P_vCO₂) CO₂ 농도는 상호 상관관계에 있으며, 여기에는 정맥계-동맥계 간의 CO₂ 이동 기전인 counter current(diffusion)이 크게 기여한다. 전체 모식도를 그림 1에 제시하였다^[3].

그림 1의 모식도에서 피하에 가까이 위치하는 모세혈관(capillary loop)으로부터 확산되어 나오는 CO₂를

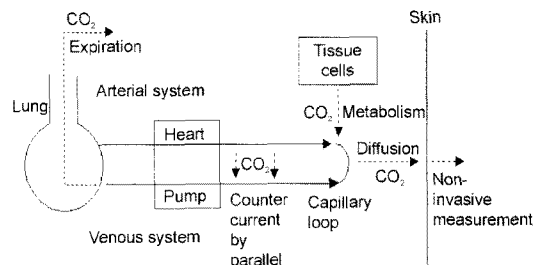


그림 1. 전체 모식도
Fig. 1. Schematics of system.

경북대 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Kyungpook National University, Korea)

*충북대 의공학교실(Department of Biomedical Engineering, Chungbuk National University, Korea)

**경북대 전자전기공학부(School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University, Daegu 702-701, Korea)

[†]Corresponding author: dekim@palgong.knu.ac.kr

(Received : January 31, 2004, Accepted : May 4, 2004)

피부 밖으로 유출시켜 측정할 수 있다면 환자의 혈액을 채취하는 침습성을 배제하고 환자의 호흡기에 도관을 연결하는 등의 번거로움을 배제하는 비침습적인 혈중 CO₂ 농도 측정이 가능하다^[4]. 이와 같이 측정되는 CO₂ 농도로부터 동맥혈중 CO₂ 농도를 추정함으로써 신속한 평가가 가능해지므로 임상적으로 매우 유용하다. 예를 들어 호흡기부전의 초기 단계에서 동맥혈의 CO₂ 농도는 급격히 증가하며 이에 따라 피하 CO₂ 농도도 함께 증가하므로 신속한 진단과 치료(처치)가 가능하다^[5]. 동맥혈중 CO₂를 직접 측정하는 침습적인 채혈법은 상당 시간을 요하므로 이 경우 적용이 불가하다. 즉, 모세혈관에서 확산되는 CO₂를 피부 밖에서 비침습적으로 측정하는 기술은 임상적으로 매우 유용하고 큰 중요성을 가진다^[6,7]. 그러나 제반 기술적 어려움 때문에 선진국에서도 많이 연구되어 오고 있지 않으며 특히 제품화된 경우는 광학적 방법을 사용한 Hewlett-Packard Model 47210A capnometer가 유일하다^[8]. 이 제품의 경우에도 광학적 기술이 미숙하여 용적이 과다하게 크고 부정확한 센서 특성이 얻어지는 등 개선의 여지가 크다.

이외에도 전기화학적 방법을 사용하는 기술이 연구 개발된 바 있으나 센서의 구조가 복잡하고 전해질을 포함해야 하는 등 기술적 어려움이 크고 감지막의 관리가 번거로운 등 제약 사항들이 많으므로 널리 상용화되지 못하고 있다.

따라서, 본 연구에서는 효과적인 적외선 광센서 카트리지와 광원 및 신호처리부를 연구함으로써 채혈하지 않는 간편한 비침습적 광학식 transcutaneous pCO₂ 분석장치 개발을 위한 선행 연구로 적외선 흡수현상에 기초하는 소형호기말 CO₂ 센서 및 모니터링 시스템을 개발하여 그 응용가능성을 평가하였다.

2. 이 론

2.1. Beer-Lambert 법칙

흡수 분광학에서는 Beer-Lambert 법칙으로 기본적인 흡수 현상을 설명할 수 있으며 식 (1)과 같다^[9]. 특정 파장대에서 흡수매체를 통해 방사된 빛의 세기(I_0)와 흡수매체를 투과한 빛의 세기(I)의 비는 흡수전이의 line-strength, S_i [$\text{cm}^{-1} \cdot \text{atm}^{-1}$], line-shape function, ϕ [cm], 전체 압력, P [atm], 농도에 따른 흡수계수 값 \mathcal{E} ($\text{M}^{-1} \text{cm}^{-1}$), 분석하고자 하는 물질의 농도 C (Mol), 광반응 경로 길이 L (cm)에 비례한다.

$$I_t = I_0 \exp(-S_i \phi P E C L) \quad (1)$$

방사된 빛의 세기(I_0)와 흡수매체를 투과한 빛의 세기(I_t)의 비의 로그는 흡광도, $A(u)$ 로 식 (2)처럼 나타낼 수 있다.

$$A(u) = -\ln(I_t/I_0) = S_i \phi P E C L \quad (2)$$

흡수계수, $\alpha(u)$ 는 식 (3)과 같이 정의된다.

$$\alpha(u) = S_i \phi P E C L \quad (3)$$

식 (1)로 부터 흡광도, $A(u)$ 는 식 (4)와 같이 본 연구에서 요구되는 형태의 식으로 간단히 표현할 수 있다.

$$A(u) = \mathcal{E} C L \quad (4)$$

여기서 흡광도 $A(u)$ 는 측정가스의 농도 C 와 광반응 경로길이 L 에 비례한다^[10,11].

2.2. Henry 법칙

pCO₂의 분압에 의한 CO₂ 가스 농도를 환산하기 위해서는 Henry의 법칙^[12]을 확인해야 한다. 평행 상태에서의 액체와 가스의 관계를 살펴보면 가스에 공급되는 일정한 온도에 따라 분압이 달라지며 용해 상태가 변화하게 되어 해리상태로 방출이 된다. 액상 안의 가스 농도를 C_g , 가스 분압을 P_g , Bunsen 용해상수를 α_g , 그리고 각 unit에서 정해지는 상수 값을 A 라고 정의했을 때,

$$C_g = A * \alpha_g * P_g \quad (5)$$

C_g 의 값은 Vol%로 정의를 하며 이는 액체 100 ml 당 용해되어 있는 가스의 양을 나타낸다. 혈액이라는 용해제를 기준으로 $A = 0.132$ 로 정의하고 가스 분압을 mmHg 로 정의했을 때 표 1에서의 값을 이용하여 가스의 양을 구현 할 수 있다.

2.3. 초전효과(Pyroelectric Effect)

단위 체적당 쌍극자 모멘트(dipole moment) 또는 자발 분극 방향에 수직한 면에서의 단위 면적당 전하량을 자발분극이라 한다. 절연성이 높은 초전성 재료의

표 1. Bunsen 용해 상수

Table 1. Bunsen solubility coefficients [ml (STPD)/ml solvent, $P_g = 760$ mmHg, $T = 37^\circ\text{C}$]

		α_g
Gas	Plasma	Blood
He	0.0154	0.0149
N ₂	0.0117	0.0130
O ₂	0.0209	0.0240
CO ₂	0.5100	0.4700

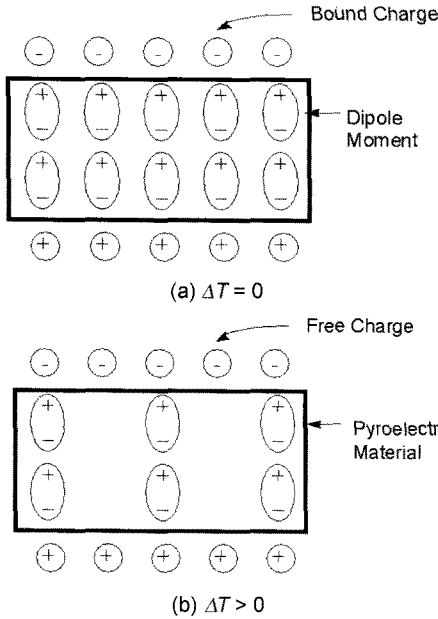


그림 2. 초전형 적외선 센서의 동작원리
Fig. 2. The operation principle of pyroelectric detector.

표면에는 항상 부유하고 있는 전하가 흡인되어 있기 때문에 자발 분극에 따른 표면 전하가 그림 2(a)에서와 같이 중화되어 있다. 그러나 재료의 표면에 빛이 조사되어 온도가 변하면 자발분극의 크기가 바뀌게 된다. 이로 인하여 중화상태가 깨어져 감지소자 표면전하와 흡착부유 이온전하간의 완화시간이 달라지므로 전기적으로 평형이 무너지고 그림 2(b)와 같이 결합할 상대가 없는 전하가 발생한다. 이와 같이 온도변화에 따라 표면전하의 자발분극이 변하는 현상을 초전효과라 한다^[13]. 이 변화분을 외부 전기회로에 연결함으로써 신호를 검출할 수 있다. 상반된 부호의 전하들은 시간의 경과와 더불어 중화되므로 재료의 온도 변화가 계속 일어날 수 있도록 빛을 단속적으로 조사(照射)하여 연속된 신호를 얻어야 한다.

빛을 단속 했을 때의 초전효과 설명^[14]을 그림 3에 보였다. 초퍼가 닫혀 있을 때는 센서의 출력이 나오지 않다가(A) 초퍼가 열리는 순간 빛에 대한 온도 변화에 의하여 출력이 상승한다(B). 그러나 시간의 변화에 의하여 다시 표면 전하가 중화되어 평형상태로 있게 된다(C). 여기서 초퍼가 닫히면 적외선의 양이 줄어들어 초전물 표면에서 전하의 평형상태가 깨어지게 되고(D), 다시 시간이 흐르면 중화 상태로 돌아오게 된다(E). 즉 초퍼를 열고 닫음으로써 센서의 충·방전 신호를 연속적으로 얻을 수 있다.

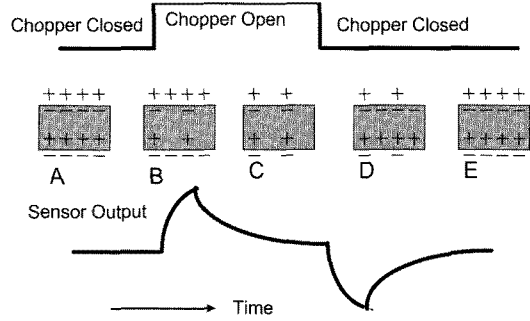


그림 3. 초퍼 사용시의 초전효과 설명
Fig. 3. Pyroelectric effect representation in using chopper.

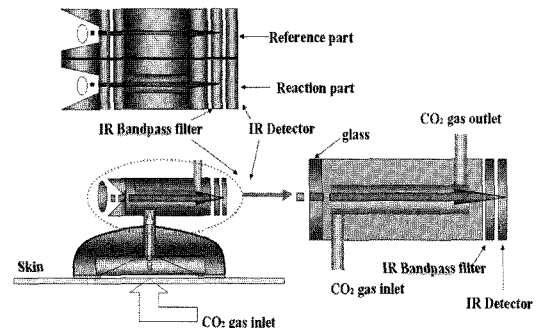


그림 4. 광반응챔버의 전체구조
Fig. 4. Total schematic of optical reaction chamber.

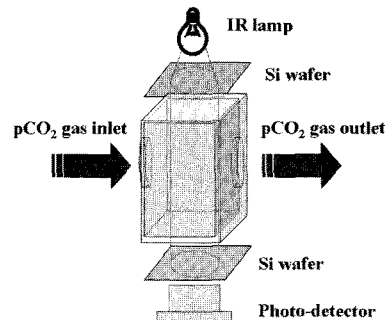


그림 5. 광반응 챔버 간략화 모델
Fig. 5. Optical reaction chamber condensation model.

3. 실험장치의 구성

본 연구에서 구현하고자 하는 2광원 1센서 방식의 광반응부(그림 4)를 구성이며 이의 간략화 모델로 1광원 1센서 방식의 광반응부를 구성하고 이에 따른 CO₂의 영향을 MFC(mass flow controller, PJ KODIVAC Co., Ltd., Japan)를 이용하여 이에 따른 결과를 확인하였다. 구성된 광반응부는 광학계, 광반응챔버, 그리고 광검출부로 구성되어 있다(그림 5).

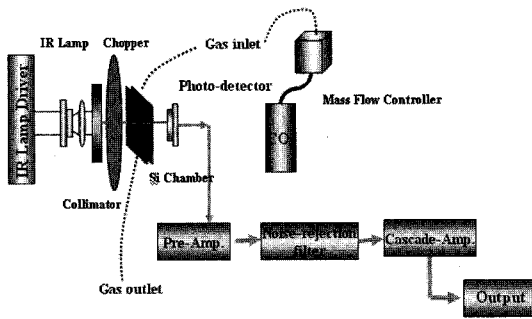


그림 6. 전체 시스템 개략도
Fig. 6. Schematic of total system.

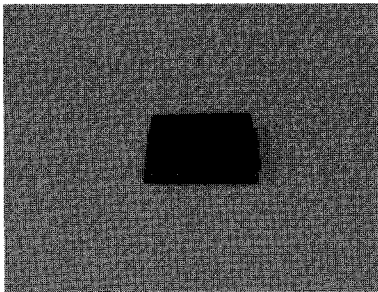
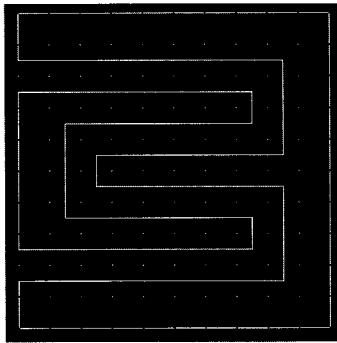


그림 7. 구성된 광반응 챔버 마스크와 챔버
Fig. 7. Manufacture of optical reaction mask and chamber.

그림 6은 전체 측정시스템 개략도를 나타내었으며 광원으로는 CO₂ 가스가 반응을 하는 4.3 μm 대역대의 광^[15,16]을 조사할 수 있는 IR 램프(LED 43, IBSG Ltd., Russia)를 사용하였다. 또한 광원에 20 Hz의 주파수 성분을 주기 위해서 기계식 초퍼(mechanical chopper, Thorlab., America) 그리고 광원을 집광하기 위하여 콜리메이터(collimator, Thorlab., America)로 광학부를 구성하였다. 광반응 챔버부는 반도체 공정을 통하여 실제 인체에서 배출되는 양을 고려하여 마이크로 가스 챔버를 구성하였다(그림 7).

광 검출기는 4.3 μm 광학필터를 초전센서 앞단에 부

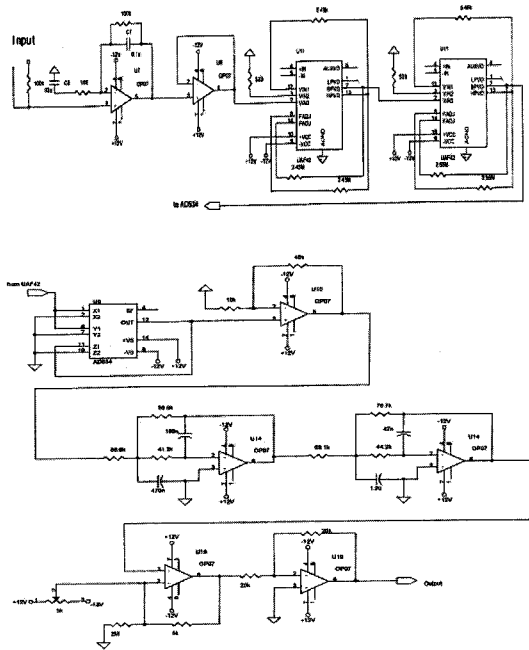


그림 8. 구성된 신호 처리단
Fig. 8. Manufacture of signal process circuit.

착을 하여 출력값을 검출하였다. 마지막으로 신호처리단(그림 8)은 Noise 제거를 위해 체비셰프 4차 필터를 제작하여 특정 주파수에서의 신호만 검출할 수 있게 하였다. 또한 검출된 신호는 차동증폭단을 이용하여 기준신호와 반응후의 신호와 비교하였으며, 다단증폭을 통하여 증폭도를 높여 그 결과를 관찰하였다.

제작된 시스템의 특성평가는 피부에서 배출되는 CO₂를 채집하는 대신에 약 10000 ppm의 CO₂ 가스를 MFC를 사용하여 농도와 양을 조절하였다.

4. 실험 결과

광반응 챔버의 길이는 NDIR(non dispersive infrared)에서는 길게 할수록 유리하나 소형의 피부부착형 pCO₂ 측정시스템을 위해서는 광반응 경로의 길이가 줄어들어야 한다. 따라서 본 연구에서는 이 광반응 경로를 2 mm까지 줄여 휴대할 수 있을 정도로 구성을 할 수 있게 하였다. 그림 9는 가스 주입전과 주입후의 제작된 시스템의 반응성을 보였으며 그림 10은 광반응 경로길이 변화에 따른 출력특성을 나타내었다. 반응 경로 길이변화에 따른 감도는 10000 ppm의 CO₂ 농도에서 0.43 mV/mm의 감도를 보였으며, 2 mm 경로에서의 반응성은 4.6 mV였다(그림 11).

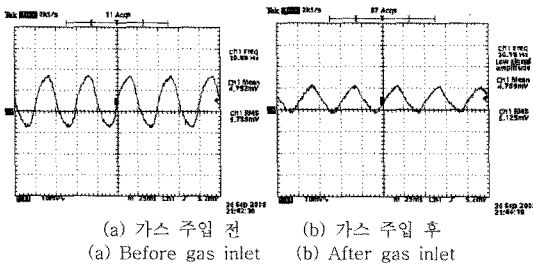


그림 9. 가스 주입 전후의 반응성
Fig. 9. Reaction of before and after gas inlet.

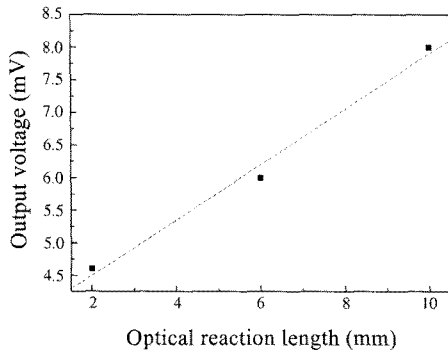


그림 10. 광반응 경로에 따른 출력값
Fig. 10. Output voltage vs. optical reaction length.

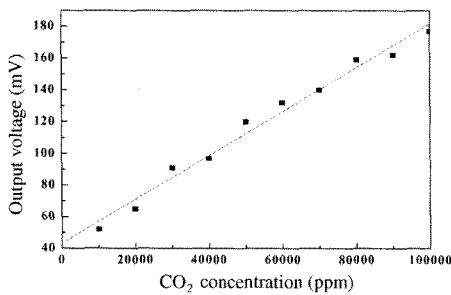


그림 11. 농도에 따른 출력값
Fig. 11. Output voltage vs. CO₂ concentration.

또한 기존의 EtCO₂를 통한 CO₂의 농도 환산시스템의 경우에는 수십 분에서 수 시간의 시간적인 소요가 필요하나 본 연구에서 제작된 시스템은 그림 12에서처럼 2초 이내의 빠른 측정 결과를 보였다.

5. 결 론

본 연구는 혈액내 CO₂의 양을 호기가스를 통하여나 invasive 방법을 개선하기 위해 실시간으로 측정이 가능한 transcutaneous non-invasive pCO₂ 가스센서 시스

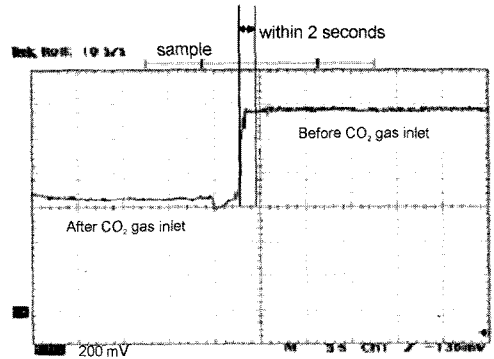


그림 12. 시스템 응답속도
Fig. 12. System response speed.

템 개발의 기초 연구를 수행하였다. CO₂ 가스에 대한 반응결과로 광반응 길이 변화에 따른 응답특성을 평가 하였으며 2 mm 광반응 경로에 대하여 4.6 mV의 결과를 확인하였다. 추후 표피층에서 CO₂를 채집하기 위하여 열선을 포함한 피부접촉부, 광학계와 피부 접촉부, 습기 제거방법의 연구가 필요하며 이 과정을 통하여 휴대 가능한 transcutaneous non-invasive pCO₂ 가스센서 시스템 개발이 가능할 것으로 사료된다.

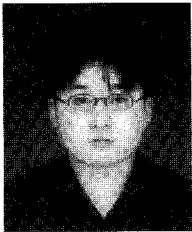
감사의 글

This study was supported by a grant of the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea.

참고 문헌

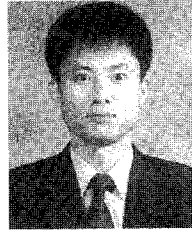
- [1] 권형영, "혈액학 실험서", 고려의학, 2001.
- [2] 박종우, "혈액학검사 신빙도조사 결과보고(2001)", 臨床病理와 精度管理 제24권 제1호, 2002.
- [3] 서울대학교, "호흡기학", 서울대학교출판부, 2000.
- [4] John G. Webster, "Encyclopedia of medical devices and instrumentation", WILEY, 1999.
- [5] K. K. Tremper, B. A. Mentelos, and W. C. Shoemaker, "Effects of hypercarbia and shock on transcutaneous carbon dioxide at different electrode temperatures", *CRC Crit. Care Med.*, vol. 8, pp. 608-612, 1980.
- [6] D. J. Smith, S. A. Maduson, and P. J. Bendick, "Transcutaneous PO₂ monitoring in the cascular laboratory", *J. Clin. Eng.*, vol. 8, pp. 141-145, 1983.
- [7] K. C. Young, R. Railton, A. D. B. Harrower, and R. W. Brookes, "Transcutaneous oxygen tension measurements as a method of assessing peripheral vas-

- cular disease”, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, vol. 2, 147-151, 1981.
- [8] G. H. Greenspan, A. J. Block, L. W. Haldeman, S. Lindsey, and C. S. Martin, “Transcutaneous noninvasive monitoring of carbon dioxide tension”, *Chest*, vol. 80, pp. 442-446, 1981.
- [9] 이상국, “고분해능 분자분광학”, 민음사, 1997.
- [10] H. Ahlberg, S. Lundqvist, R. Tell, and T. Andersson, “Industrialized high sensitivity fiber-optic near-ir diode laser based gas analysis system”, In Harold I. Schi. Alan Fried, Dennis K. Killinger, editor, Proc. SPIE, “Tunable diode laser spectroscopy, lidar, and DIAL techniques for environmental and industrial measurements”, vol. 2112, pp. 118-129, 1994.
- [11] Choi Nak-Jin, “Implementation of multi-gas system using infrared sensor”, *Master thesis Kyungpook National University*, 1998.
- [12] Lysle, H. and Peterson, M. D., “Modern concepts in medical physiology”, 1982.
- [13] 김영해 역, 망정유태량 저, “센서 인터페 이싱”, 기전연구사, vol. 1, pp. 223-269, vol. 4, pp. 99-123, 1986.
- [14] ORIEL, “Optical & Filters”, *ORIEL Corp.*, vol. 3, pp. 2.2-2.50, 1990.
- [15] “The HITRAN molecular spectroscopic database and HAWKS(HITRAN a tmospheric workstation): 1996 edition”, *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transfer*, vol. 60, pp. 665-710, 1988.
- [16] G. Herzberg, “Molecular spectra and molecular structure II : Infrared and raman spectra of polyatomic molecules”, *Krieger Publishing Company*, Reprint Edition, 1991.



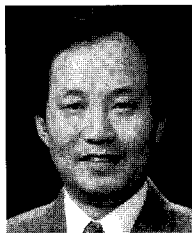
김 도 억

- 1977년 7월 14일생
- 2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업 (공학사)
- 2004년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
- 2004년 ~ 현재 경북대학교 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : Optical gas sensor, Display 소자



이 승 하

- 1988년 경북대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 1990년 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업(공학석사)
- 1995년 한국과학기술원 전기및전자공학과 졸업(공학박사)
- 1996년 ~ 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 부교수
- 주관심분야 : 컴퓨터제어 및 퍼지제어



차 은 종

- 1980년 서울대학교 공과대학 전자공학과 (공학사)
- 1987년 미국 남가주대학 의공학박사. Research Associate
- 1988년 ~ 현재 충북대학교 의과대학 의공학교실 교수
- 2001년 ~ 현재 씨케이인터내셔널 대표 겸직
- 주관심분야 : 생체계측, 물리센서, 심폐 의료기기



강 신 원

- 1978년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 1980년 영남대학교 전자공학과(공학석사)
- 1993년 일본 게이오대학교 생체의공학과 졸업(공학박사)
- 현재 경북대학교 전자전기컴퓨터공학부 부교수
- 주관심분야 : 광전자기능성 소자, 바이오 센서