



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

글루코스를 감지하기 위한 유사 BJT  
특성에 기반한 광학 측정 시스템의 분석

**An Analysis of an Optical Measurement System  
Based on Pseudo BJT for Glucose Detection**

2016 년 2 월

서울대학교 대학원

전기정보 공학부

문중수

# 글루코스를 감지하기 위한 유사 BJT 특성에 기반한 광학 측정 시스템의 분석

## An Analysis of an Optical Measurement System Based on Pseudo BJT for Glucose Detection

지도 교수 박 영 준

이 논문을 공학석사 학위논문으로 제출함  
2016 년 2 월

서울대학교 대학원  
전기정보 공학부  
문 중 수

문중수의 공학석사 학위논문을 인준함  
2016 년 2 월

위 원 장 \_\_\_\_\_ 김 수 환 (인)

부위원장 \_\_\_\_\_ 박 영 준 (인)

위 원 \_\_\_\_\_ 이 정 훈 (인)

## 초 록

레이저다이오드와 포토다이오드 또는 발광다이오드와 포토다이오드로 구성된 일반적인 광전도성 방식(photoconductive mode) 광학 측정 시스템에서 레이저다이오드(발광다이오드)와 포토다이오드의 양극(anode) 단자가 서로 맞닿도록 하여 직렬로 연결하면, 광원으로부터의 빛이 측정하고자 하는 대상을 투과한 후 포토다이오드로 입사되는 일련의 과정이 베이스 오픈 조건에서 동작하는 바이폴라 정션 트랜지스터에서 에미터-베이스 정션의 전류가 베이스-컬렉터 정션에 전류이득을 만드는 현상과 동일하다는 점을 이해하고, 이 사실로부터 측정 시스템의 동작을 모델링하였다.

바이폴라 정션 트랜지스터의 동작과 유사하다는 점에 착안하여 이를 유사 바이폴라 정션 트랜지스터 광학 측정 시스템(PBOS: pseudo BJT optical measurement system)이라고 하였다. 바이폴라 정션 트랜지스터의 전류-전압 특성 곡선이  $BV_{CEO}$  이후에 음의 미분 저항 특성(NDR: negative differential resistance)을 보이며 베이스 공통 전류 이득  $\alpha_0$ 의 변화에 민감하게 반응하는 것과 마찬가지로, 유사 바이폴라 정션 트랜지스터 광학 측정 시스템의 전류-전압 특성 곡선의 경우도 포토다이오드의 파괴전압 이후 음의 미분 저항 특성을 보이며 광학적 전류 이득의 변화에 따라 민감하게 반응함을 모델로 예측하였다.

이 모델에 근거하여, 유사 바이폴라 정션 트랜지스터 광학 측정 시스템(PBOS)을 음의 미분 저항 특성이 나타나는 영역에서 동작시키는 경우, 단순히 측정 대상 물질의 투과율에 선형적으로 비례하여 포토다이오드에 생성되는 광전류의 차이를 이용하는 기존의 측정 시스템보다 더 나은 감도(sensitivity)와 더 낮은 검출 한계(LOD: limit

of detection)를 보이는 것을 예측하였다. 또한, PBOS의 장점을 이용하여 낮은 농도의 물질을 측정하는 응용으로서, 여러 가지 농도의 글루코스 수용액의 글루코스 농도를 측정하고 기존의 측정 방식과 비교함으로써 앞서 제시한 이론적 근거를 뒷받침하였다.

주요어 : PBOS, 유사 바이폴라 정션 트랜지스터, 음의 미분 저항(NDR),  
광학적 전류 이득

학 번 : 2014-21642

# 목 차

초록.....	i
목차.....	iii
표 목차 .....	iv
그림 목차.....	v
제 1 장 서    론.....	1
제 1 절     연구의 배경과 목적.....	1
제 2 절     연구의 내용과 논문의 구성.....	5
제 2 장 PBOS의 이론적 설명 .....	7
제 1 절     PBOS의 기본 개념 .....	7
제 2 절     PBOS 구현을 위한 실제 회로.....	12
제 3 절     감도 모델링 .....	17
제 3 장 글루코스 측정 실험.....	23
제 1 절     실험 설계.....	23
제 2 절     PBOS 모델링.....	27
제 3 절     감도 계산을 통한 예측 .....	31
제 3 절     측정 결과의 분석.....	33
제 4 장 결론.....	35
참고문헌.....	37
Abstract.....	38

## 표 목차

[표 2-1] BJT 와 PBOS 의 상호 유사한 개념의 항목들 .....	10
[표 3-1] 레이저다이오드와 포토다이오드의 기본 특성 .....	24

## 그림 목차

[그림 1-1] 적외선 영역의 물의 투과도 .....	4
[그림 1-2] 체내 다양한 성분의 적외선 흡수 스펙트럼 .....	4
[그림 2-1] 베이스 오픈 조건에서 동작하는 $n^+ - p - n$ BJT 의 모식도 .....	9
[그림 2-2] PBOS 의 기본 개념을 나타내는 회로도 .....	9
[그림 2-3] PBOS 를 실제 광센서로 구현하는 회로 .....	14
[그림 2-4] NDR 특성을 나타내는 PBOS 의 I-V curve .....	16
[그림 2-5] photoconductive mode 측정 시스템의 모식도 .....	18
[그림 3-1] 레이저 다이오드 전류 vs $I_{ph0}$ .....	26
[그림 3-2] 레이저다이오드 전류 vs $G_0$ .....	26
[그림 3-3] 레이저다이오드의 I-V 특성의 실제 측정값과 식 (11)을 이용한 모델링의 비교 .....	28
[그림 3-4] 포토다이오드의 I-V 특성(reverse)의 실제 측정값과 식 (12)를 이용한 모델링의 비교 .....	28
[그림 3-5] $R_f=560k\Omega$ , $R_s=180\Omega$ 조건에서의 모델링 수식의 계산 데이터와 측정 데이터의 비교 .....	30
[그림 3-6] $R_s$ 를 $180\Omega$ 으로 고정하고 $R_f$ 를 세 가지 값으로 변경하여 비교한 그래프 .....	30
[그림 3-7] 포토다이오드 전류 변화에 따른 레이저 다이오드 전류의 변화율 ( $G_E$ ) .....	31



[그림 3-8] 포토다이오드 전류 vs 투과율에 대한 포토다이오드 전류의 변화율 .....	32
[그림 3-9] 실제 PBOS 의 NDR 영역에서 측정된 포토다이오드의 I-V 특성 그래프 .....	34
[그림 3-10] $\Delta I_{pd}$ vs 글루코스 농도.....	34

# 제 1 장 서 론

## 제 1 절 연구의 배경과 목적

### (1) PBOS 를 이용한 높은 감도의 구현

모든 물질은 빛의 일부를 흡수하는 성질이 있다. 파장이 짧고 에너지가 높은 자외선 영역의 빛이 흡수되면 물질 내의 양자역학적 전자 에너지 레벨 간의 전자 이동에 필요한 에너지로 변환되는 반면, 파장이 길고 에너지가 낮은 적외선 영역의 경우에는 흡수된 빛은 분자를 구성하고 있는 원소들 간의 결합 구조가 진동하는데 필요한 에너지로 변환된다. 따라서 물질이 어떠한 원소로 구성되어 있는가와 어떠한 분자 결합 구조를 갖는가에 따라서 그 물질에 흡수되는 빛은 고유한 파장을 갖는다. 이러한 물질에 따라 흡수되는 빛의 파장이 달라지는 현상을 이용하여 미지의 물질 내의 구성성분을 광학적으로 분석하기 위한 연구는 과거 오래전부터 진행되어 왔다. 특히 최근에는 새로운 재료의 개발과 공정기술의 발전으로 다양한 파장의 발광다이오드와 레이저다이오드를 보다 더 저렴한 가격으로 구입할 수 있게 되면서, 발광다이오드와 포토다이오드 혹은 레이저다이오드와 포토다이오드로 구성된 광학 측정 시스템이 새로운 주목을 받기 시작했다 [1],[2]. 기존의 램프를 이용한 시스템보다 고효율, 저발열, 저소비전력, 긴 수명과 작은 사이즈 등의 장점을 갖고 있을 뿐만 아니라, 최근 환경과 생명과학 분야에 대한 관심이 높아지면서 광학 측정 방식을 이용하는 연구 분야가 다양해지고 있기 때문이다. 실제로 자외선 파장의 발광다이오드를 이용하여 DNA나 단백질을 분석하거나 수질 센서를 개발하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있고, 적외선 파장의

레이저다이오드는 혈당 센서나 유해가스 검출 등의 분야에 적용되기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다 [3]–[7].

이렇듯 다양한 응용분야에 센서로서 활용이 되기 위해서는 얼마나 작은 농도까지 측정할 수 있는지가 가장 중요하다. 두 측정 물질 사이의 아주 작은 농도 차이도 구별할 수 있어야 하는데, 이를 감도(sensitivity)라고 부른다. 한편, 선택도(selectivity)는 여러 물질이 섞여있을 때 측정된 신호로부터 특정 물질을 얼마나 잘 구별해 낼 수 있는냐를 의미하는데, 이 감도와 선택도가 센서의 성능을 판단하는 아주 중요한 기준이며 앞서 언급한 다양한 분야에 응용하기 위한 필요조건이라고 볼 수 있다.

본 논문은 이 두 가지 중에서 감도에 초점을 맞춰서, 감도를 향상시키기 위해서 본 연구실에서 제안된<sup>①</sup> PBOS라는 새로운 센서 시스템에 대한 이론적 설명과 모델링을 제시하고, 글루코스 수용액의 농도 측정 실험을 통해 제시된 이론적 설명을 뒷받침한다. 보통 센서의 감도를 향상시키기 위해서는, 센서 시스템을 구성하는 광원과 디텍터 자체의 성능을 개선하거나, p-n 포토다이오드나 p-i-n 포토다이오드 대신 포토트랜지스터나 avalanche 포토다이오드를 사용하여 적은 빛에도 큰 전류를 만들어낼 수 있도록 감지된 신호를 증폭하는 방법을 사용하는 것이 일반적이다. 하지만 본 논문에서 소개하는 PBOS의 경우에는 이러한 기존 방법들과는 다른 개념으로 접근하여, 시스템 전체 회로 구성을 달리하고 거기서 얻어지는 독특한 특성을 이용하는

---

<sup>①</sup> 특허: ‘포지티브 피드백을 이용한 수질 센서’ (출원번호:PCKR2014010208)

Journal: ‘A Pseudo Bipolar Junction Transistor for a Sensitive Optical Detection of Biomolecules’ (submitted to IEEE Transaction on Electron Devices for publication)

것으로서, 앞서 언급한 기존의 방식들에 응용할 수 있다는 점이 매우 중요한 장점이다.

## (2) 글루코스 센서

글루코스는 우리 몸의 중요한 에너지원으로서, 주로 혈액 안에 존재하며 인슐린의 작용으로 인해 항상 일정 범위 내로 유지된다. 인슐린 분비가 정상적으로 이뤄지지 못하면 혈액 내 글루코스 농도가 정상범위를 벗어나게 되는데 이러한 증상을 당뇨병이라고 한다. 고혈당 상태가 오래되면 다양한 합병증이 유발되기 때문에 당뇨병 환자들은 주기적으로 혈당량을 체크하여 정상 범위를 벗어나면 즉각적인 조치를 취해야만 하는데, 현재까지는 피를 뽑아서 화학적인 방법으로 혈당의 농도를 측정하는 것이 보편적인 방법이다. 이 방법은 매번 측정할 때마다 손을 바늘로 찔러 피를 뽑아야 하기 때문에, 당뇨병 환자들에게는 상당히 괴로운 과정이 아닐 수가 없다. 따라서 이러한 당뇨병 환자들의 고통을 덜어주기 위해 피를 뽑지 않고도 혈액 내 글루코스 농도를 측정하기 위한 연구가 다각도로 진행되고 있고, 그 중 가장 큰 비중을 차지하는 방식이 광학적인 측정 방법을 이용하는 방식이다. 적외선을 손가락 혹은 귀, 혀 등의 피부에 직접 조사한 후, 투과된 빛을 측정하여 혈액 내 글루코스 농도를 예측하는 것이다. 하지만, 몸의 약 60%를 차지하는 물(그림 1-1) 뿐만 아니라 혈액 내 여러 단백질, 요소 등의 물질과 비교할 때 상대적으로 작은 농도와 적외선 흡수 대역의 일부 혹은 전체가 겹치는 문제(그림 1-2, 1-3) 등으로 인해, 아직까지는 본격적인 상용화가 진행되지 못하고 있다.

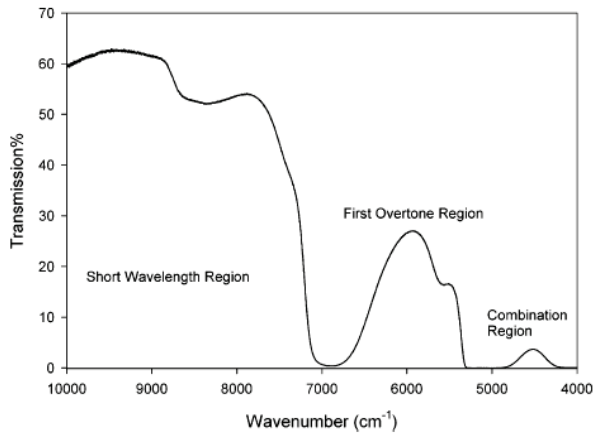


그림 1-1. 적외선 영역의 물의 투과도 [8]. 물에 의한 흡수되는 빛의 양을 최대한 줄일 수 있도록 물의 투과율이 높은 영역을 선택하는 것이 최우선적인 고려사항이다. 파장이 길수록, 물의 투과율이 낮다.

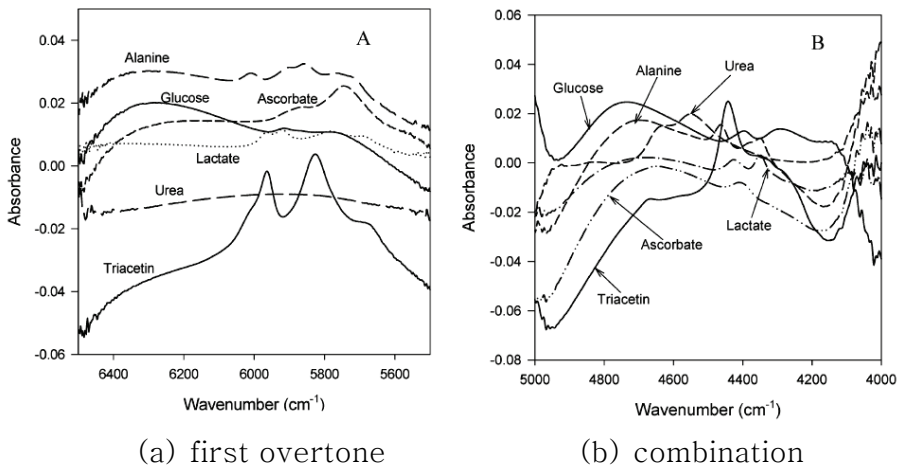


그림 1-2. 체내 다양한 성분의 적외선 흡수 스펙트럼 [8]. 혈액 내 단백질과 요소 등의 성분에 의해서도 적외선의 흡수가 발생하기 때문에 오직 글루코스에 의해서만 흡수된 양을 정확히 관별하기 어렵다.

## 제 2 절 연구의 내용과 논문의 구성

PBOS는 레이저다이오드 또는 발광다이오드를 광원으로 사용하고 포토다이오드를 디텍터로 사용하는 광학 측정 시스템에 새로운 개념을 도입한 시스템인데, 레이저다이오드와 포토다이오드의 양극(+) 단자가 서로 맞닿도록 직렬로 연결함으로써 감도 향상을 만들어 내는 방식이다. 그 이름에서 알 수 있듯이, 이 측정 시스템 전체가 베이스 오픈 조건에서 동작하는 BJT와 동일한 기능을 하도록 구성된 시스템으로서, BJT의 에미터-베이스 정선과 베이스-컬렉터 정선을 각각 레이저다이오드와 포토다이오드가 대체한다. BJT에서 에미터-베이스 정선의 전류에 비례하여 베이스-컬렉터 정선에 전류가 흐르고 이 비(ratio)를 베이스 공통 전류 이득(common-base current gain)  $\alpha_0$ 라고 정의한 것과 동일하게, 레이저다이오드에 흐르는 전류로부터 생성된 빛을 포토다이오드로 입사시키면 포토다이오드에 전류가 생성되는데 이를 광학적 전류 이득(optical current gain)  $\alpha$ 라고 부를 수 있다. 컬렉터 전류가 common-base current gain  $\alpha_0$ 에 매우 민감한 것과 같이 [9], PBOS의 포토다이오드 전류도 optical current gain  $\alpha$ 에 민감할 것으로 예상되며 이  $\alpha$ 는 측정 대상 물질의 광학적 특성을 내재하고 있으므로 결과적으로는 측정 물질의 광학적 특성에 민감할 것으로 예상된다. PBOS의 목적은 이러한 특성을 이용하여 감도가 높은 센서 시스템을 만드는 것이며, 다음과 같은 순서에 따라 이론적 모델과 실험 데이터를 제시하고자 한다.

우선 PBOS의 동작과 특징을 자세히 살펴보기 위해 BJT와 PBOS 사이의 유사성과 그로부터 발생하는 PBOS의 특징이 무엇이고, 이 특징을 이용해서 무엇을 하고자 하는 것인지에 대해 2장 1절에서 자세히 살펴볼 예정이다. 뒤이어 2장 2절에서는 이 PBOS의 회로 구성에 대해 살펴보고 2장 3절에서는 PBOS의 감도의 수학적 모델링을 제시하고 이 모델로부터 감도를 향상하고 LOD를 향상시키기 위해서는 어떤 조건에서 시스템을 동작시켜야 하는지에 대해 구체적으로 살펴볼 예정이다. 3장에서는 앞서 전개한 이론적 주장을 뒷받침하기 위해 적외선을 이용하여 글루코스 수용액의 농도 측정 실험을 진행한 결과를 제시한다. 1절에서는 실험을 어떻게 설계하였는지에 대해 설명하고, 2절에서는 PBOS의 동작을 모델링한 결과를 제시하며, 3절과 4절에서는 앞서 모델링한 감도 수식을 실제로 계산한 결과로부터 센서의 성능을 예측해보고 실제 실험결과와 일치함을 확인할 예정이다.

## 제 2 장 PBOS의 이론적 설명

### 제 1 절 PBOS의 기본 개념

오픈 베이스 조건에서 동작하는 BJT의 특성을 살펴보기 위해 그림 2-1에 오픈 베이스 조건의 BJT의 모식도를 나타내고 식 (1)에 BJT의 동작을 설명하는 수식을 나타내었다.

$$I_C = \frac{I_{CBO}}{1 - M \cdot \alpha_0} \quad (1)$$

식 (1)에서  $M \alpha_0$ 는 충격 이온화(impact ionization) 조건에서의 common-base current gain을 말하는데, 에미터에서 베이스로 유입된 전자가 베이스에서 재결합되지 않고 콜렉터 정선으로 빠져나가 콜렉터 전류에 기여하는 확률을 의미한다 [10]. 베이스 오픈 조건에서 BJT가 NDR 특성을 보이는 이유는, 파괴전압 이후에 콜렉터 전류가 증가함에 따라  $\alpha_0$ 가 증가하는데, 이  $\alpha_0$ 의 증가에 따라 증배율 (multiplication factor)  $M$ 이 감소하기 때문이다.  $\alpha_0$ 는 일차적으로는 베이스의 폭과 도핑 농도에 의해서 결정되는 값이지만, 에미터-베이스 정선 안에서의 재결합과 base widening effect(kirk effect)의 영향으로 인해 일정한 값을 갖지 못하고 콜렉터 전류에 따라 바뀌는 값을 갖는다 [9], [11].

레이저다이오드의 양극 단자(anode)와 포토다이오드의 양극 단자 anode를 서로 맞닿도록 하여 직렬로 연결하면 그림 2-2 와 같다. 이를 그림 2-1과 비교하면, 레이저다이오드는 에미터-베이스 정선의 역할을



하고, 포토다이오드는 베이스-컬렉터 정션의 역할을 하여 전체 시스템을 하나로 볼 때는 마치 하나의 유사 바이폴라 정션 트랜지스터(pseudo BJT)라는 것을 알 수 있다.

이러한 상태에서, 레이저다이오드로부터 빛이 발생되기에 충분한 전압이 레이저다이오드에 걸리게 되면, 레이저다이오드로부터 발생된 빛은 포토다이오드로 입사되어 광전류를 생성시키게 된다. 이는 앞서 언급한 바와 같이 BJT에서 에미터-베이스 정션 전류로부터 컬렉터-베이스 정션 전류가 생성되는 common-base current gain과 유사한 현상이란 것을 알 수 있고, 다만 차이점은 그러한 현상이 일어나는 경로가 전기적인 것이 아닌 광학적인 것이라는 점이다. 이를 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$I_{pd} = \frac{I_{th}}{1 - M \cdot \alpha}, \quad (2)$$

식 (2)에서  $I_{th}$ 와  $M$ 은 각각 포토다이오드의 암전류(dark current)와 증배율(multiplication factor)를 의미한다. BJT와 PBOS간의 유사한 개념으로 이해할 수 있는 항목들에 대해 표 2-1에 정리하였다.

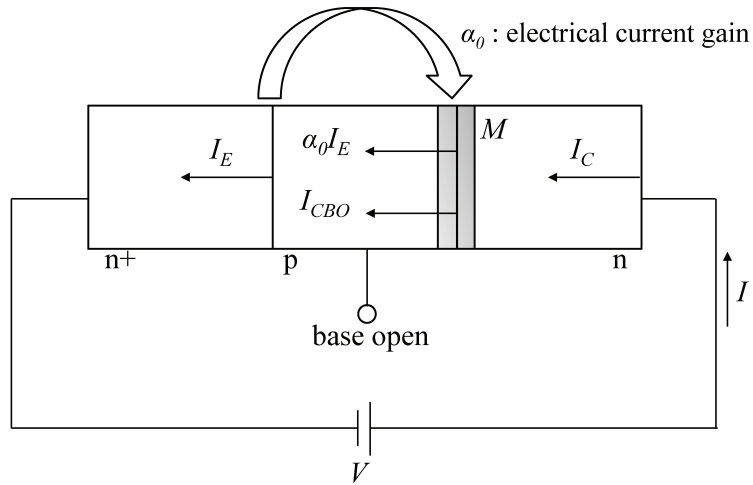


그림 2-1. 베이스 오픈 조건에서 동작하는  $n^+ - p - n$  BJT의 모식도. 콜렉터 전류  $I_C$ 는  $M(I_{CBO} + \alpha_0 I_E)$ 와 같다.  $\alpha_0$ 는 에미터에서 베이스로 유입된 전자 중에서 재결합되지 않고 콜렉터까지 도달하는 전자의 비율을 뜻한다.

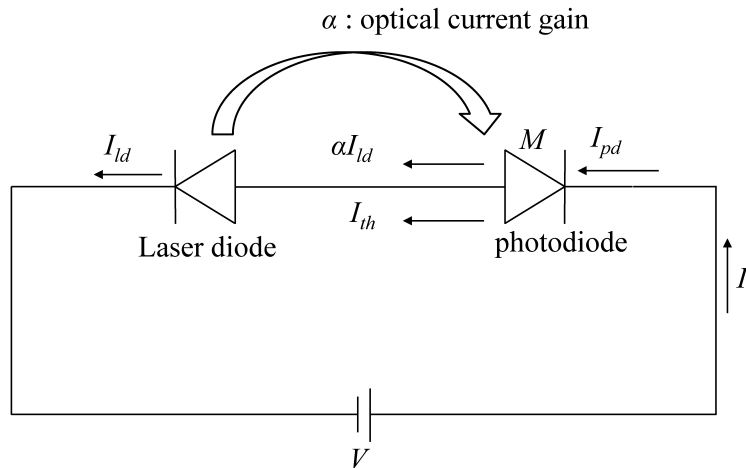


그림 2-2. PBOS의 기본 개념을 나타내는 회로도. 포토다이오드 전류  $I_{pd}$ 는  $M(I_{th} + \alpha I_{ld})$ 와 같다.  $\alpha$ 는 레이저다이오드에 흐르는 전류에 의해 생성된 빛이 포토다이오드에 만들어 내는 전류의 비율을 뜻한다.

BJT	PBOS
$I_E$ (에미터 전류)	$I_{ld}$ (레이저 다이오드 전류)
$I_C$ (컬렉터 전류)	$I_{pd}$ (포토다이오드 전류)
$I_{CBO}$ (에미터 오픈 상태에서 컬렉터-베이스 정선에 흐르는 전류)	$I_{th}$ (포토다이오드의 암전류)
$\alpha_0$ (베이스 공통 전류 이득)	$\alpha$ (광학적 전류 이득)

표 2-1. BJT 와 PBOS 의 상호 유사한 개념의 항목들

BJT에서  $BV_{CEO}$  이후 음의 미분 저항 (NDR: negative differential resistance) 특성이 나타나듯이, PBOS에서도 동일하게 포토다이오드의 파괴 전압 이후에 NDR 현상이 발생할 것으로 예상된다. 또한, BJT에서 NDR 특성이 베이스 공통 전류 이득  $\alpha_0$ 에 따라 민감하게 변하는 것과 마찬가지로, PBOS의 NDR 특성도 광학적 전류 이득  $\alpha$ 에 따라 민감하게 변할 것으로 예상된다. 여기서 광학적 전류 이득  $\alpha$ 는 포토다이오드의 전류와 서로 종속되는 특징을 갖게 되고, 이러한 관점에서 PBOS에서 포토다이오드에 생성되는 광전류는, 일반적으로 레이저다이오드와 포토다이오드가 각각 개별적으로 구동되는 광전도 방식(photoconductive mode)을 사용하는 시스템에서의 광전류(photo-generation current)와는 구별된다. PBOS를 이용해 어떤 물질을 측정하는 경우 측정 대상 물질이 빛의 경로 안에 놓이게 되면 식 (3)과 같이  $\alpha$ 를 다시 쓸 수 있다.

$$\alpha = \mathfrak{R}_{pd} \cdot T_f \cdot \mathfrak{R}_{ld}, \quad (3)$$

$\mathfrak{R}_{pd}$ 와  $\mathfrak{R}_{ld}$ 는 각각 포토다이오드의 responsivity (A/W)와 레이저다이오드의 responsivity (W/A)를 의미하고,  $T_f$ 는 측정 대상

물질의 투과율을 의미한다. 물질의 투과율이 광학적 전류 이득  $\alpha$ 에 직접적인 영향을 주기 때문에 PBOS의 NDR 특성은 결과적으로 물질의 투과율에 밀접한 관련을 갖게 된다. 이러한 특징을 이용하고자 하는 것이 PBOS의 기본 개념이다.

## 제 2 절 PBOS 구현을 위한 실제 회로

앞에서 설명한 대로 레이저다이오드와 포토다이오드를 직접 연결하여 유사 BJT로서 동작하도록 하기 위해서는 포토다이오드의 역방향 전류와 레이저 다이오드의 순방향 전류가 같아야 하지만, 일반적으로 상용화된 레이저다이오드가 빛을 내기 위한 순방향 전류는 수십 mA 정도이고, 포토다이오드의 암전류는 수십~수백 nA 수준으로 많은 차이를 보인다. 이러한 상태에서 레이저다이오드와 포토다이오드를 직접 연결하여 전류량을 레이저다이오드의 특성에 맞추게 되면 레이저다이오드에서 빛은 충분히 나오게 되지만 레이저다이오드의 빛에 의해 생성되는 광전류보다 포토다이오드의 암전류가 상대적으로 매우 커지기 때문에 광학적 전류 이득  $\alpha$ 는 매우 작은 값을 갖게 된다. 반대로 전류량을 포토다이오드의 특성에 맞추면 레이저다이오드에서 충분한 빛이 나오지 않아서 결국 광학적 전류 이득  $\alpha$ 는 또 다시 매우 작은 값을 갖게 된다. 따라서, 유사 바이폴라 정션 트랜지스터 광학 측정 시스템(PBOS)을 의미 있게 활용하기 위해서는 레이저다이오드와 포토다이오드 간의 전류 레벨을 맞춰줄 수 있는 추가적인 장치가 필요하기 때문에 그림 2-3과 같이 OP-Amp를 이용한 반전증폭기(inverting amplifier) 회로를 추가하였다. 이 때 OP-Amp의 출력 전압  $V_{id}$ 는 입력 소스에서 포토다이오드로 흘려준 전류  $I_{pd}$ 와 피드백 저항  $R_f$ 의 곱과 같고 식으로 나타내면 다음과 같다.

$$V_{id} = R_f I_{pd} \quad (4)$$

레이저다이오드의 I-V 특성은 지수 함수 형태의 일반적인 다이오드 식으로 표현하는 것이 원칙이지만, 현 시점에서는 수식을 단순하게 하기 위하여 가변 저항의 개념을 이용하여 설명하도록 하겠다.  $R_{ld}$ 를 레이저 다이오드 I-V 특성 그래프 상의 한 점과 원점 사이를 연결한 직선의 기울기라고 정의하면, 직렬 저항을 포함한 레이저다이오드의 I-V 특성 함수식은 다음과 같은 옴의 법칙 형태로 간단히 표현할 수 있다.

$$I_{ld} = V_{ld} / (R_{ld} + R_s) \quad (5)$$

이 때, 레이저다이오드의 전류는 포토다이오드의 전류에 비례하게 되고 그 비례상수는  $R_f / (R_{ld} + R_s)$ 와 같다. 이 값은 레이저다이오드의 전압(혹은 전류)에 의해 변하는데, 그 이유는 앞에서 정의한 바와 같이  $R_{ld}$ 의 값이 변하기 때문이다. 레이저 다이오드에 직렬 저항을 추가한 이유는 포토다이오드 전류의 변화에 따른 레이저다이오드 전류의 변화율을 원하는 수준으로 조절하는 것이 용이하도록 하기 위함이다. 직렬 저항이 추가되지 않은 상태에서는 포토다이오드의 전류가 증가함에 따라 레이저다이오드의 전압이 증가하다가 임계 전압을 넘어서 이후부터는 레이저다이오드의 저항  $R_{ld}$ 가 급격히 감소하여 0에 근사하게 된다. 이 경우에는 포토다이오드의 전류 변화에 따른 레이저다이오드의 전류 변화율이  $R_f$  값을 조정하는 것 만으로는 유연하게 조절되지 못한다. 포토다이오드 전류 변경에 따른 레이저 다이오드 전류의 변화율을 적절히 조절하는 것이 왜 중요한 것인지에 대해서는 뒤에서 다시 자세히 설명할 예정이다.

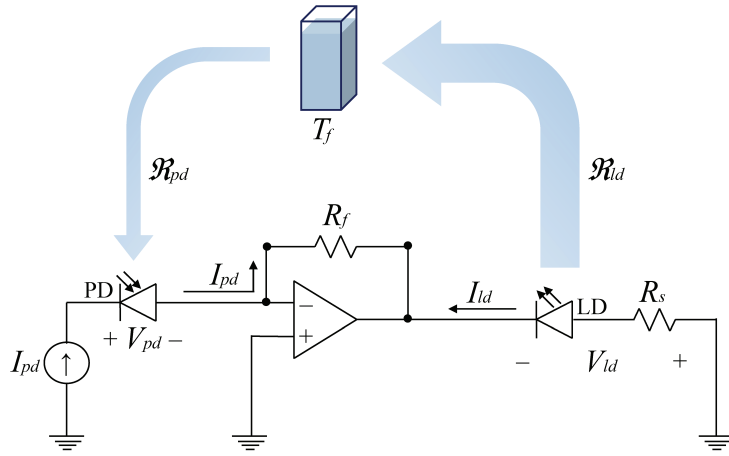


그림 2-3. PBOS를 실제 광센서로 구현하는 회로. 반전증폭기를 추가하여 레이저다이오드와 포토다이오드 전류량의 차이를 해결하였다.

포토다이오드에 흐르는 총 전류는 암전류와 빛에 의해 생성된 광전류의 합과 같은데, 이 광전류는 레이저다이오드에서 나오는 빛이 측정 물질을 투과한 후 포토다이오드에 도달하여 만들어내는 전류이다. 레이저 다이오드에서 나오는 빛의 양(W)은 레이저 다이오드에 흐르는 전류(A)와 레이저 다이오드의 responsivity(W/A)의 곱과 같고, 측정 물질에 입사된 빛의 양과 측정 물질을 투과하여 나온 빛의 양의 비는 투과율로 표현할 수 있으며, 측정 물질을 투과하여 나온 빛이 포토다이오드에 만들어내는 전류의 양을 포토다이오드의 responsivity(A/W)로 설명할 수 있으므로, 포토다이오드에 흐르는 총 전류는 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다.

$$I_{pd} = M \cdot I_{ph} + I_{th} = M \cdot \mathcal{R}_{pd} \cdot T_f \cdot \mathcal{R}_{ld} \cdot I_{ld} + I_{th} \quad (6)$$

식 (6)에 식 (4)와 식 (5)를 대입하여 포토다이오드 전류  $I_{pd}$ 에 대해 정리하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$I_{pd} = \frac{I_{th}}{1 - M \cdot \mathcal{R}_{pd} \cdot T_f \cdot \mathcal{R}_{ld} \frac{R_f}{(R_{ld} + R_s)}} = \frac{I_{th}}{1 - M \cdot \alpha(I_{pd})} \quad (7)$$

이 식 (7)과 식 (2)를 비교해보면, 실제 회로의 동작 상으로는 반전증폭기의 동작으로 인해 포토다이오드 전류가 증폭되어 레이저 다이오드 전류가 된 것이지만, 그 것을 다른 시각에서 살펴보면 반전증폭기를 사용하기 전 원래의 광학적 전류 이득  $\alpha$ 가  $R_f/(R_{ld}+R_s)$ 만큼 증폭된 것이라고 생각할 수 있다. 레이저다이오드와 포토다이오드를 직접 연결한 경우 광학적 전류 이득이 너무 낮아서 실제로 사용하기 어려웠던 점이 해결됨과 동시에 PBOS의 기본 개념은 그대로 유지되고 있는 것을 알 수 있다. BJT와 PBOS의 유일한 차이점은 BJT는 전기적인 방식으로 이뤄지는 전류 이득인 반면 PBOS는 전기적인 것과 광학적인 것이 복합적으로 합쳐져서 이뤄지는 전류 이득이라는 점이다. 레이저다이오드의 responsivity는 레이저다이오드 전류에 따라 변하는 값이고, 레이저다이오드의 전류는 다시 포토다이오드의 전류에 의해서 결정되므로, 결국 레이저다이오드의 responsivity도 포토다이오드 전류에 의해 결정이 된다. 또한, 레이저다이오드의 전류(전압)에 따라 바뀌는 값으로 정의된 레이저다이오드 저항  $R_{ld}$ 도 결국 포토다이오드의 전류에 의해 결정이 되는 값이다. 그 결과, PBOS의 광학적 전류 이득  $\alpha$  또한 포토다이오드의 전류에 의해 결정이 된다. 포토다이오드의 전류를 어떠한 범위 내에서 변화시켜가면서 포토다이오드의 리버스 전압을 측정하면, 포토다이오드의 전류에 따라 변하는  $\alpha$ 의 성질로 인해서



PBOS의 NDR 특성을 얻을 수 있다. PBOS의 NDR 특성이 광학적 전류 이득  $\alpha$ 에 민감하고,  $\alpha$ 와 측정 물질의 투과율 사이에는 직접적인 양의 상관관계가 있기 때문에 그림 2-4와 같이 투과율이 달라질 때마다 NDR 영역의 기울기가 다른 그래프를 얻게 된다. 투과율이 높을수록 더 큰  $\alpha$  값을 갖기 때문에 NDR 영역의 기울기는 투과율이 높을수록 훨씬 가파르게 변하여 동일한 포토다이오드 전압을 기준으로 비교하면 그래프가 더 아래쪽에 위치한다. 여러 농도의 측정 물질을 이용해서 그림 2-4와 같은 NDR 특성을 측정 한 후에 일정한 포토다이오드 전압 기준으로 전류 값을 읽어내어 비교하면, 이 전류 값으로부터 측정 물질 간의 투과율 차이를 얻어낼 수 있고, 그 결과로 농도 차이도 알아 낼 수 있다.

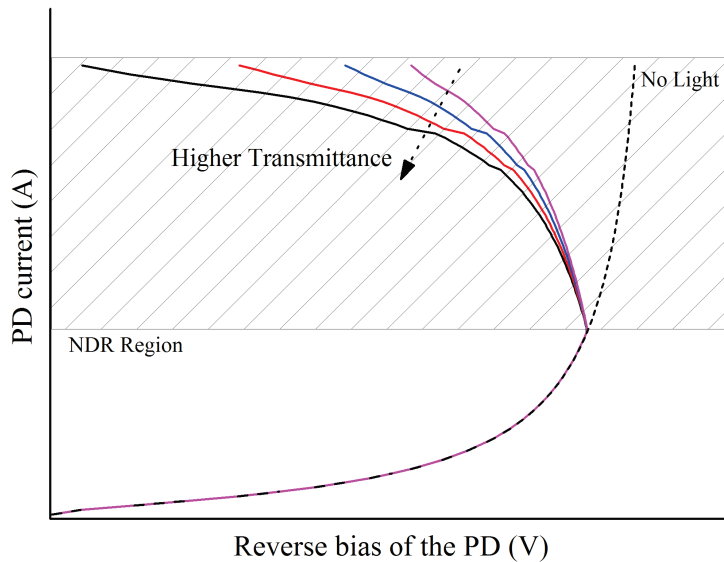


그림 2-4. NDR 특성을 나타내는 PBOS의 I-V curve. 포토다이오드의 전류를 변화시켜가면서 전압을 측정하여 얻을 수 있다.  $\alpha$ 가 포토다이오드의 전류에 따라 변하기 때문에 NDR 특성을 보이고,  $\alpha$ 는 측정 대상 물질의 투과율의 함수이기 때문에, 투과율에 따라서 NDR 특성이 다른 그래프를 얻을 수 있다.

### 제 3 절 감도 모델링

p-i-n 포토다이오드를 광전도 방식(photoconductive mode)에서 동작시키는 기존의 광학 측정 시스템과 감도 비교를 위해 투과율에 따른 측정 전류의 변화율을 감도로 정의하고 각각의 시스템에 대해 그 값을 구하여 비교하고자 한다. 그림 2-5는 p-i-n 포토다이오드를 사용하여 photoconductive mode에서 동작시키는 기존의 광학식 측정 시스템의 모식도이다. PBOS에서와 마찬가지로 포토다이오드의 전류는 광전류와 암전류의 합과 같다. 하지만 PBOS와는 다르게 레이저다이오드의 동작이 포토다이오드의 전류와 상관없이 독립적으로 결정된다. 따라서, 이 방식에서는 포토다이오드의 바이어스 조건과 레이저다이오드의 전류 설정을 각각 독립적으로 결정하는 것이 일반적이다. 이러한 점을 고려하여, 식 (6)을 투과율로 미분하여 감도를 계산하면 다음과 같다.

$$\left. \frac{dI_{pd}}{dT_f} \right|_{\text{fixed } V_{pd}} = M \cdot \mathcal{R}_{pd} \cdot \mathcal{R}_{ld} \cdot I_{ld} \triangleq I_{ph0} \quad (8)$$

포토다이오드와 레이저다이오드의 특성과 동작 조건이 측정 대상 물질의 투과율과 무관하기 때문에 photoconductive mode를 사용하는 기존 시스템의 감도는 측정 대상 물질의 현재 투과율이 어떤 값을 갖는지 여부와 상관없이 오로지 포토다이오드와 레이저다이오드의 자체 특성과 동작 조건에 의해 결정되는 값을 갖는다. 이 값을 최대로 키우기 위한 방법은 두 가지가 있는데, 첫 번째는 포토다이오드의 responsivity가 최대가 되는 조건에서 측정하는 것이고, 두 번째는

레이저다이오드에서 나오는 빛의 크기가 최대가 되도록 하는 조건에서 측정하는 것이다. 이 두 가지 조건은 서로 독립적이기 때문에 둘 다 만족하는 조건에서 동작시키는 것이 가능하다. 포토다이오드의 광전류는 공핍 영역에서 발생하는데, 일반적으로 사용하는 p-i-n 포토다이오드의 경우에는 바이어스 전압에 무관하게 공핍 영역의 폭이 진성(intrinsic) 영역의 크기로 제한됨에 따라 가해진 전압에 상관없이 거의 일정한 responsivity 값을 갖는다. 따라서, p-i-n 포토다이오드를 사용하여 photoconductive mode로 측정하는 시스템의 감도는 레이저다이오드에서 출력되는 빛의 양에 비례하여 증가하게 되므로, 동작 가능한 조건에서 가장 빛의 양이 많도록 레이저다이오드를 동작시키는 조건이 시스템의 감도를 높일 수 있는, 즉, 투과율 변화에 따른 측정 전류의 변화 값이 가장 큰 조건이다.

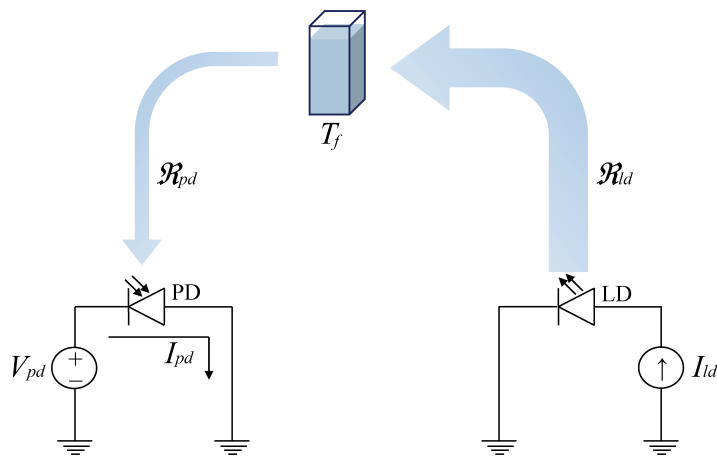


그림 2-5. photoconductive mode 측정 시스템의 모식도. 포토다이오드와 레이저다이오드를 서로 독립적으로 구동하며, 포토다이오드에 생성되는 광전류는 측정 대상 물질의 투과율에 선형적으로 비례한다.

하지만 PBOS의 경우 레이저다이오드로부터 나오는 빛의 양이 독립적으로 결정되지 않고 전적으로 포토다이오드에 흐르는 전류에 의해서 결정된다. 이러한 이유로 인해 PBOS에서는, 포토다이오드의 전압을 고정한 상태에서 포토다이오드의 전류를 측정할 경우 투과율에 대한 측정 전류의 변화율은 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \left. \frac{dI_{pd}}{dT_f} \right|_{\text{fixed } V_{pd}} &= M \mathcal{R}_{pd} \mathcal{R}_{ld} I_{ld} \\ &+ MT_f \frac{dI_{pd}}{dT} \frac{d(\mathcal{R}_{pd} \mathcal{R}_{ld} I_{ld})}{dI_{pd}} \end{aligned} \quad (9)$$

식 (8)에서 정의한 바 대로,  $M \mathcal{R}_{pd} \mathcal{R}_{ld} I_{ld}$ 를  $I_{ph0}$ 라고 놓고 식을 다시 정리하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \left. \frac{dI_{pd}}{dT_f} \right|_{\text{fixed } V_{pd}} &= \frac{I_{ph0}}{1 - T_f \frac{dI_{ph0}}{dI_{pd}}} \\ &= \frac{I_{ph0}}{1 - T_f \frac{dI_{ld}}{dI_{pd}} \frac{dI_{ph0}}{dI_{ld}}} \\ &= I_{ph0} \cdot \left( \frac{1}{1 - T_f \cdot G_E \cdot G_O} \right) \end{aligned} \quad (10)$$

$G_E$ 는 포토다이오드 전류 변화에 따른 레이저다이오드 전류의 변화율을 의미하고,  $G_O$ 는 레이저다이오드 전류 변화에 따른  $I_{ph0}$ 의 변화율을 의미한다. 식 (10)을 식 (8)과 비교하면, photoconductive mode의 감도를 나타내는 식 (8)에 어떠한 값이 곱해져 있는 형태인데, 만약 이 값을 키울 수 있다면 기존의 photoconductive mode를 사용하는 시스템보다 감도를 더 향상시킬 수 있다는 것을 의미한다.

그리고 그것은  $T_f$ ,  $G_E$ ,  $G_O$ 의 값에 의해서 결정이 되는데, PBOS의 감도, 즉, 투과율에 대한 측정 전류의 변화율의 값을 결정하는 이 3가지 주요 요인에 대해서 차례대로 알아보겠다.

#### (1) $T_f$

photoconductive mode와는 다르게, 측정 대상 물질의 투과율이 PBOS의 감도에 영향을 주는 변수라는 점이 주목할 부분이다. 따라서 PBOS의 감도를 높이기 위해서는 측정하고자 하는 대상의 투과율의 상한치와 하한치를 사전에 알고 이에 대해 고려를 하여야 한다. 사실, 이는 측정 목적과 측정 대상이 무엇인가에 따라서 충분히 사전에 예측할 수 있다. 혈당을 측정하는 것을 예로 들면, 정상적인 사람의 공복 시 혈당 수치는 65mg/dl ~ 104mg/dl 범위 안에 들고 [12], 글루코스 및 체내 구성 성분의 흡수 스펙트럼은 이미 많이 알려져있기 때문에, 이로부터 측정 대상물의 투과율을 사전에 예측할 수 있는 것이다.

#### (2) $G_E$

포토다이오드 전류의 변화에 따른 레이저다이오드 전류의 변화율로서, 앞서 언급한 바와 같이  $R_f/(R_{ld}+R_s)$ 와 같은 값을 갖는다. 포토다이오드의 전류가 증가하여 레이저다이오드의 전압이 임계 전압 이상을 넘어서게 되면  $R_{ld}$ 의 값이 급격히 감소하여  $R_s$ 보다 상대적으로 매우 작은 값이 되므로 결국에는  $R_f/R_s$ 에 근사한 값으로 수렴하게 된다. 반전증폭기 회로의 피드백 저항  $R_f$ 와 레이저다이오드에 직렬로 연결되어 추가된 직렬저항  $R_s$ 의 값을 적절히 선택함으로써 포토다이오드 전류 변화에 따른 레이저다이오드 전류 변화율을 원하는 값으로 얼마든지 조절할 수

있다. 이 것이 PBOS를 효과적으로 이용하는 데 있어서 가장 중요한 부분이다.

(3)  $I_{ph0}$  ( $M\mathfrak{R}_{pd}\mathfrak{R}_{ld}I_{ld}$ ) 와  $G_0$

$I_{ph0}$ 는 레이저다이오드에서 발생하는 빛이 온전히 포토다이오드에 전달되어 생성되는 광전류를 의미한다. 기존의 photoconductive mode 측정 시스템에서는 이  $I_{ph0}$ 의 값이 현재 포토다이오드에 흐르는 전류가 어떤 값을 갖는지와는 관계 없었지만, PBOS에서는 포토다이오드 전류에 의해 레이저다이오드 전류가 정해지기 때문에 이 값도 포토다이오드 전류에 의해 결정된다고 볼 수 있다. 앞에서 설명한 바와 같이 레이저다이오드에서 나오는 빛의 양이 클수록 이 값이 커지므로, 보통은 레이저다이오드의 특성이 파괴되지 않는 동작 범위 내에서 가능한 최대 전류 지점을 고려하게 된다.  $G_0$ 는 이  $I_{ph0}$ 가 레이저다이오드 전류에 따라 변화하는 변화율을 의미하고, 이는 레이저다이오드 자체의 특성이기 때문에 어떤 레이저다이오드를 사용할 것인지 결정하고 난 후에는 바꿀 수 없다.

측정하고자 하는 대상 물질이 정해지고, 측정 시스템의 사용하고자 하는 레이저다이오드와 포토다이오드가 결정되고 나면,  $T_f$ 와  $G_0$ 의 값은 측정과 계산을 통해 구할 수 있지만 임의대로 조절할 수는 없는 값이기 때문에, PBOS의 감도를 향상시킬 수 있는 유일한 수단은  $G_E$ , 즉, 피드백저항  $R_f$ 와 직렬저항  $R_s$ 를 적절한 값으로 선택하여 포토다이오드 전류에 따른 레이저다이오드 전류의 변화율을 적절한 수준으로 조절하는 것이다. 이 부분이 PBOS를 이용하는데 있어서 가장 핵심적인 부분이다. 측정 시스템의 구동 조건에 무관하게 일정한 감도를 보이는 기존의

photoconductive mode 측정 시스템과는 다르게, 시스템을 구성하는 각 구성요소들의 특성과 구동조건에 따라 매번 감도가 바뀌는 것이 PBOS의 특징이고, 따라서 우선 각 구성요소들의 특성과 구동 조건을 파악한 후에, 이 데이터를 기반으로 두 저항의 값을 적절한 값으로 선택하면 감도를 향상시킬 수 있게 되는 것이다. 다음 장에서 글루코스 수용액을 이용한 적외선 흡수 실험 결과를 통해 이를 뒷받침하도록 하겠다.

## 제 3 장 글루코스 측정 실험

### 제 1 절 실험 설계

PBOS가 갖는 장점을 실제 확인해보기 위해서 적외선을 이용해 글루코스 수용액 내의 글루코스 농도를 측정하는 시스템을 구성하였다. 우선 글루코스가 어떤 파장의 적외선을 흡수하는지를 알아야 레이저다이오드를 적절히 선택할 수가 있다. 앞서 언급한 바와 같이 물질이 적외선 영역의 빛을 흡수하는 원리는 분자 결합 구조의 진동에너지로의 전환을 통해서 진동 주파수와 일치하는 파장의 빛이 흡수되는 것이다. 다만, 한 물질 내에서도 다양한 분자 결합 구조가 존재하고, 하나의 분자 결합 구조에도 다양한 형태의 진동이 존재할 뿐만 아니라, 진동주파수와 정확히 일치하는 주파수만이 아닌 그 정수 배에 해당하는 주파수를 갖는 빛도 흡수하기 때문에, 글루코스를 포함한 모든 물질들이 흡수하는 적외선의 파장은 굉장히 넓은 영역에 걸쳐 존재하며 서로 다른 물질 간에 일부 혹은 상당히 많은 부분 겹치기도 한다. 따라서 다른 물질들과 최대한 겹치지 않는 영역을 찾는 것이 제일 중요한데, 최우선적으로 고려해야할 사항이 몸의 약 60%를 구성하는 물의 흡수영역과 겹치지 않도록 하는 것이다. 이러한 점을 고려하여 글루코스 센서에 사용되는 적외선 광원의 파장은 보통 combination( $2.1\ \mu\text{m}\sim 2.3\ \mu\text{m}$ ), first overtone( $1.5\ \mu\text{m}\sim 1.85\ \mu\text{m}$ ), short wavelength region( $0.83\ \mu\text{m}\sim 1.4\ \mu\text{m}$ ) 중에서 선택을 하는데, 파장이 짧은 영역일수록 물의 흡수율이 낮아지지만 글루코스의 흡수율도 같이 감소하는 경향을 보여 일반적으로 short wavelength region



보다는 first overtone 영역이나 combination 영역을 더 많이 사용한다 [13],[14]. 본 실험에서는 중심 파장이 1600nm인 레이저다이오드와 800nm~1750nm 범위의 파장의 빛을 감지할 수 있는 p-i-n 포토다이오드를 사용하였다. 1600nm는 C-H 결합의 first overtone 영역 내에 존재하는 파장으로서 글루코스의 흡수율은 상대적으로 높고 물의 흡수율은 상대적으로 낮은 것으로 알려져 있다 [13],[14]. 따라서, 글루코스 수용액에서 글루코스의 농도가 높을수록 빛은 더 많이 흡수되어 투과율은 감소될 것으로 예상된다. 표 3-1에 레이저다이오드와 포토다이오드에 대한 기본 특성을 정리하였다. PBOS의 감도와 photoconductive mode를 사용하는 기존 시스템의 감도를 정확히 비교하기 위해서 두 시스템에 동일한 레이저 다이오드와 포토다이오드를 사용하였다.

레이저다이오드	p-i-n 포토다이오드
중심 파장: 1600nm	측정 범위: 800nm~1750nm
광 출력: 10mW	파괴전압: min 5V
임계 전류: 20mA	최대 암전류: 500nA ( $V_R=2V$ )
동작 전류: 60mA	

표 3-1. 레이저다이오드와 포토다이오드의 기본 특성

측정에 사용된 글루코스 수용액의 농도는 20mg/dl(1.11mM), 100mg/dl(5.55mM), 200mg/dl(11.1mM), 1g/dl(55.5mM), 2g/dl(111mM)이고, 5mm의 광학적 거리(optical path length)를 갖는 큐벳(cuvette)에 담아 측정하였다. 또한 레퍼런스 용도로 글루코스가 섞이지 않은 증류수(distilled water)도 포함하였다. 이 경우 cuvette 자체의 투과율을 포함한 글루코스 용액의 투과율은, 농도가 가장 높은 2g/dl 용액이 1.7%이고, 증류수의 경우에는 2.1%로 확인되었다. 측정해야 할 대상의 투과율 범위를 확인하였으므로, 두 번째로는 레이저 다이오드 전류 변화에 따른  $I_{ph0}$ 의 변화율  $G_0$  값을 알아야 한다. 이는 앞에서 설명한 바와 같이 레이저다이오드와 포토다이오드 자체의 특성에 의해 결정되기 때문에, 레이저다이오드에서 나온 빛이 포토다이오드에 온전히 다 입사될 수 있도록 빛의 경로 상에 측정 물질을 놓지 않고 레이저 다이오드의 전류를 변화시켜가면서 포토다이오드의 전류를 측정하면 그림 3-1과 같은 그래프를 얻을 수 있다. 이 때 측정 방식은 photoconductive mode를 이용하였고, 포토다이오드의 역전압은 5V로 고정하였다. 그림 3-1의 그래프의 기울기가 바로  $G_0$ , 즉, 레이저다이오드 전류에 따른  $I_{ph0}$ 의 변화율이므로, 그림 3-1의 데이터를 레이저 다이오드 전류에 대하여 미분하면 그림 3-2와 같이  $G_0$ 를 구할 수 있다.

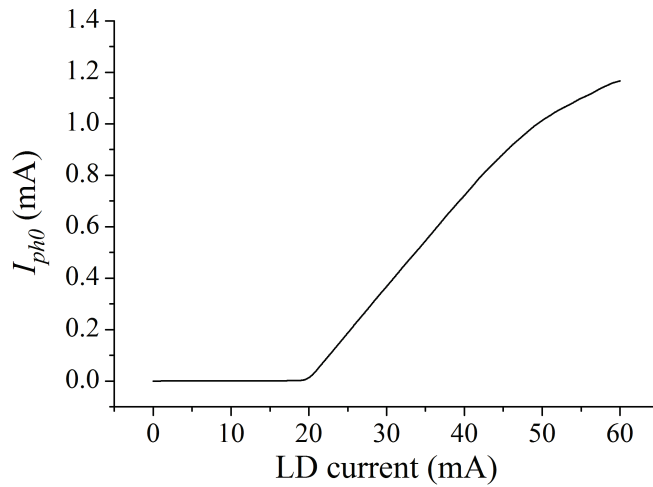


그림 3-1. 레이저다이오드 전류 vs  $I_{ph0}$ (레이저다이오드의 빛이 온전히 포토다이오드에 전달되어 생성되는 광전류의 양).

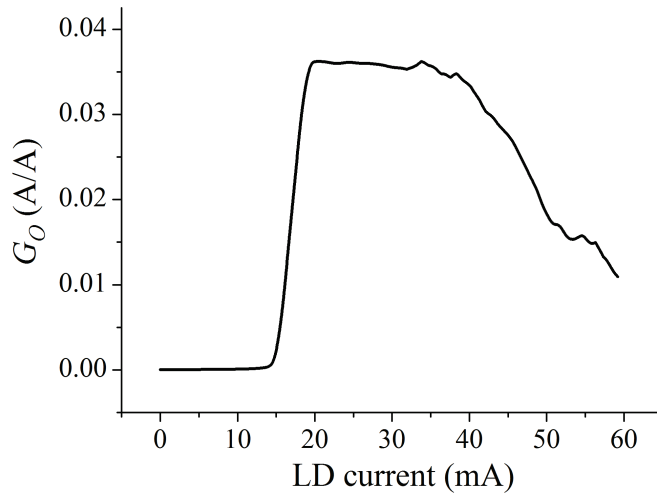


그림 3-2. 레이저다이오드 전류 vs  $G_0$ (레이저다이오드 전류에 따른  $I_{ph0}$ 의 변화율). 그림 3-1의 그래프의 기울기 값으로서 미분을 통해서 구할 수 있다.

## 제 2 절 PBOS 모델링

측정에 사용되는 투과율  $T_f$ 의 범위를 알고, 레이저다이오드 전류에 따른  $I_{ph0}$ 의 변화율  $G_0$ 를 구했으므로, 포토다이오드 전류 변화에 따른 레이저 다이오드 전류 변화율, 즉,  $G_E$ 를 적절한 값으로 결정하면 감도를 향상시킬 수 조건을 찾을 수 있다. 간단하게 보면, 세가지의 곱  $T_f G_E G_0$ 의 값이 1에 근접할수록 감도는 향상된다. 하지만  $T_f$ 와  $G_0$  모두 고정된 값을 갖지 않고 실험 조건에 따라 변하는 값을 갖기 때문에,  $G_E$ 의 값을 우선 대략적으로 구한 후에, 이 값이 적절한 지 검증하는 단계가 필요하다고 판단되어, PBOS의 전체 시스템을 다음과 같은 방식으로 모델링하였다. 모델링된 PBOS의 수식과 MATLAB 프로그램을 이용하면  $G_E$ 의 값을 결정하는  $R_f$ 와  $R_s$ 의 몇 가지 조합 중에서 어떤 것이 적절한 조합인지 사전에 예측 및 검증해볼 수 있다. 순방향 전압에서 동작하는 레이저다이오드와 역방향 전압에서 동작하는 포토다이오드를 각각 식 (11)과 식 (12)로 표현하고, 실제 측정된 결과와 일치하도록 각각의 파라미터를 적절히 조절하였다. 그림 3-3과 그림 3-4는 각각 레이저다이오드와 포토다이오드의 실제 측정된 데이터와 수식을 이용해 피팅한 그래프를 나타낸다.

$$I_{ld} = I_{0,SCR} (e^{\frac{q(V_{ld} - r_s I_{ld})}{n_1 k T}} - 1) + I_{0,QNR} (e^{\frac{q(V_{ld} - r_s I_{ld})}{n_2 k T}} - 1) \quad (11)$$

$$I_{pd,th} = I_{0,pd} (1 - e^{-\frac{qV_{pd}}{kT}}) \quad (12)$$

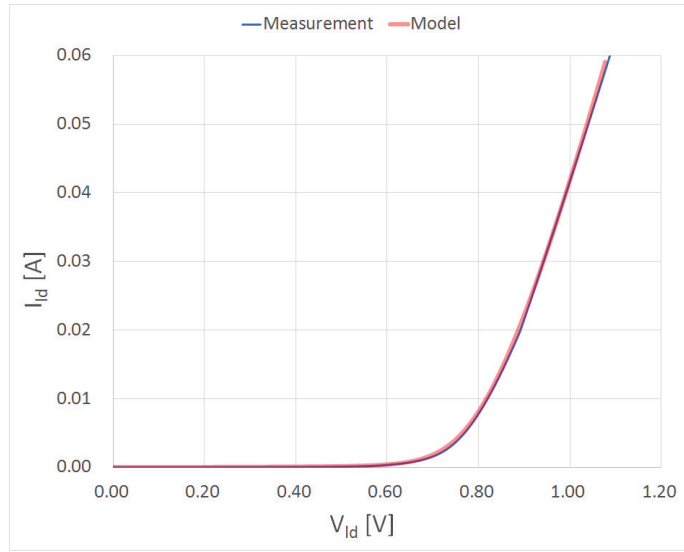


그림 3-3. 레이저다이오드의 I-V 특성의 실제 측정값과 식 (11)을 이용한 모델링의 비교

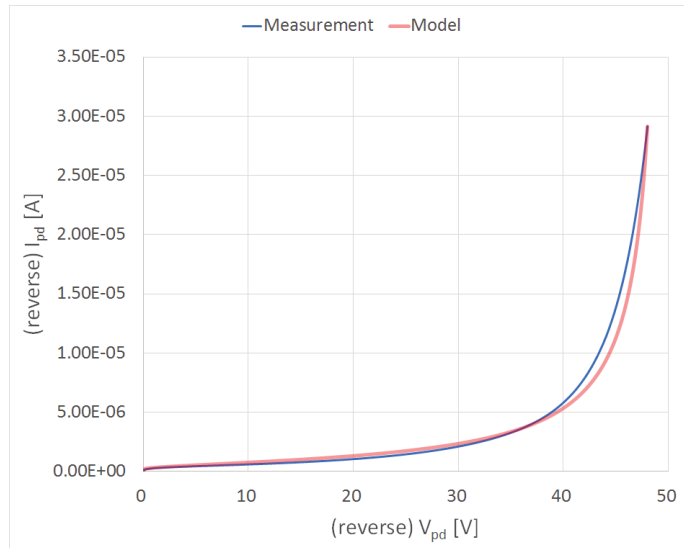


그림 3-4. 포토다이오드의 I-V 특성(reverse)의 실제 측정값과 식 (12)를 이용한 모델링의 비교

측정 데이터에 피팅이 완료된 레이저다이오드와 포토다이오드의 수식을 식 (6)에 대입하면 PBOS 전체의 I-V 특성을 구할 수 있다. 그림 3-5는  $R_f$ 와  $R_s$ 가 각각 560kohm과 180ohm인 경우에 모델링 수식을 통해 계산한 PBOS의 I-V 특성 곡선과 실제 측정을 통해 구한 I-V 특성 곡선을 비교한 그래프로서, 모델링 수식과 실제 측정 결과가 상당히 잘 일치하는 것을 보여준다. 그림 3-6은 앞에서 정한  $R_f$ 와  $R_s$ 의 값이 적절한지를 살펴보기 위해  $R_f$ 를 510kohm, 560kohm, 620kohm의 세 가지 값으로 변경하여 계산한 그래프이다. 실선은 증류수를 의미하고, 점선은 증류수의 약 90% 투과율을 갖는 물질을 의미한다. 단순히 두 가지 농도의 전류 변화를 볼 경우에는  $R_f$ 를 510kohm으로 결정하는 것이 농도간의 전류 변화 차이가 가장 큰 것으로 보인다. 하지만 포토다이오드에 역방향 전압 5V를 가한 조건에서 측정된 photoconductive mode와 동일한 조건으로 비교하기 위해서  $R_f$ 를 560kohm으로 정하여 실험을 진행하였다. 이 경우 포토다이오드 전류에 따른 레이저다이오드 전류의 변화율  $G_E$ 는 계산을 통해서 얻을 수 있고 그림 3-7과 같다. 이 기울기의 값이  $R_f/R_s$  보다 약간 작은 값에 수렴하는 형태를 나타내는 이유는 레이저다이오드 자체에 내재하는 기생 직렬저항 성분이 있고, 레이저를 동작시키는 범위가 한정되어 있기 때문에 앞에서 정의한  $R_{ld}$ 의 값이 완전히 0에 가까운 값으로 수렴하는 것이 아니고 최종적으로 약 20ohm 정도에 수렴하기 때문이다.

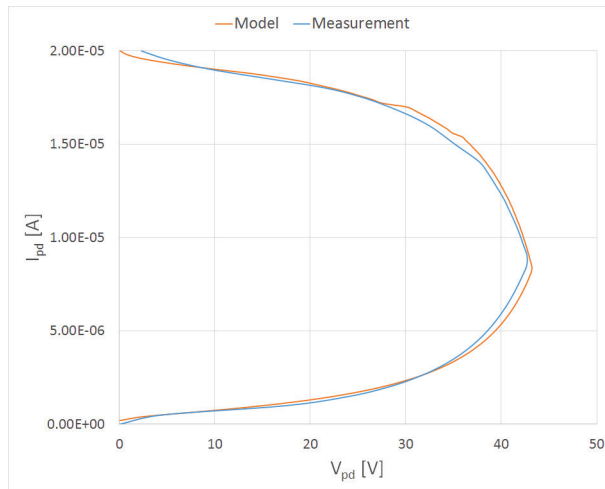


그림 3-5.  $R_f=560\text{kohm}$ ,  $R_s=180\text{ohm}$  조건에서의 모델링 수식의 계산 데이터와 측정 데이터의 비교.

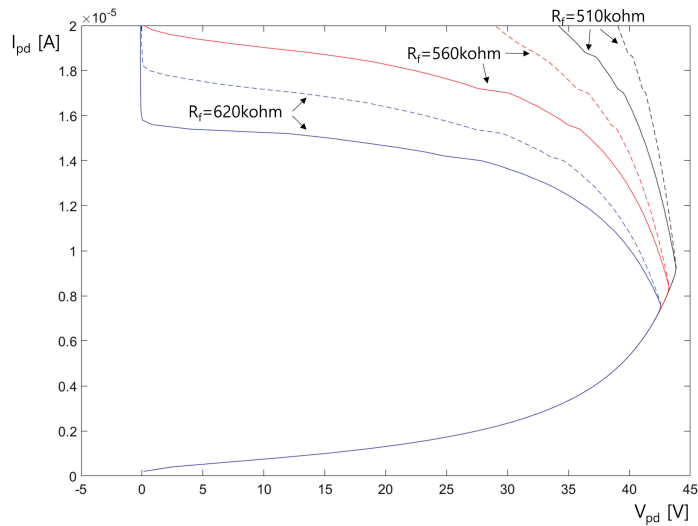


그림 3-6.  $R_s$  를  $180\text{ohm}$  으로 고정하고  $R_f$  를 세 가지 값으로 변경하여 비교한 그래프. 증류수(실선)와 증류수의 90%만큼의 투과율을 갖는 용액(점선)에 대해 모델링 수식을 통해서 예측한 결과로서, 피드백저항  $R_f$  가 클수록 NDR 영역의 기울기가 더 가파르다.

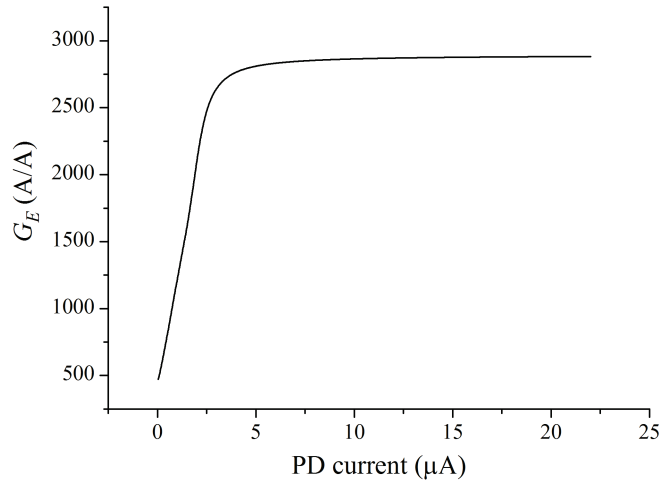


그림 3-7. 포토다이오드 전류 변화에 따른 레이저 다이오드 전류의 변화율( $G_E$ ).  $R_f/R_s$  보다 약간 작은 값에 수렴하는 것을 알 수 있다.

### 제 3 절 감도 계산을 통한 예측

photoconductive mode를 사용하는 기존의 측정 시스템의 투과율에 대한 측정 전류의 변화율은 그림 3-1의 그래프에서 바로 얻을 수 있는데 레이저 다이오드의 전류가 60mA인 경우 약 1.2mA의 값을 갖는다. 이는 투과율이 약 1%(0.01) 바뀌면 전류가 120uA 바뀐다는 것을 의미하며, 현재 측정하고 있는 대상의 투과율이 얼마인지에 상관없이 항상 일정한 값이다. 하지만, PBOS의 경우에는 투과율에 대한 포토다이오드 전류의 변화율이 투과율에 대해서도 변하고 포토다이오드 전류에 대해서도 변하므로 다양한 조건을 고려하여 계산하여야 한다. 그림 3-8은 앞에서 결정한 저항값과  $G_0(dI_{ph0}/dI_d)$ 의 측정 데이터를 바탕으로 하여 MATLAB을 이용해 계산한, PBOS와 기존 시스템의 투과율에 대한 포토다이오드 전류의 변화율의 비교 데이터이다.



photoconductive mode를 사용하는 시스템의 투과율에 대한 포토다이오드 전류의 변화율의 값으로 normalize되어있다. 포토다이오드 전류가 약  $14\mu A$  이상인 영역에서는 photoconductive mode를 사용하는 시스템보다 투과율 변화에 더 민감한 것으로 확인된다. 똑 같은 투과율 변화에도 측정 전류의 변화량이 최대 5배까지도 커진다는 것을 의미한다.

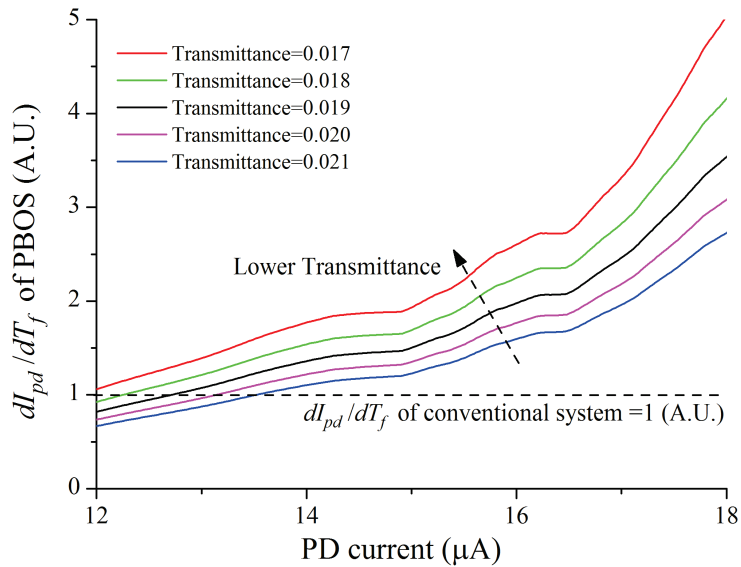


그림 3-8. 포토다이오드 전류 vs 투과율에 대한 포토다이오드 전류의 변화율

## 제 4 절 측정 결과의 분석

수식을 모델링하고, 그 수식의 계산을 통한 예측이 맞는지 확인하기 위하여 글루코스 용액을 가지고 실험을 하였다. 그림 3-9는 실제로 증류수와 20mg/dl, 100mg/dl, 200mg/dl, 1g/dl, 2g/dl 의 농도를 갖는 글루코스 수용액을 PBOS를 이용해 NDR 영역에서 측정한 I-V 특성 그래프를 보여준다. 그림 3-9에 있는 각각의 라인들은 포토다이오드의 전류를 12uA 부터 17uA까지 변화시켜가면서 포토다이오드의 전압을 측정한 데이터들이다. 이 그래프로부터 증류수와 각각의 글루코스 용액 간의  $\Delta I_{pd}$ 를 계산해낼 수 있는데, 이를 photoconductive mode를 사용하는 기존 시스템을 이용해 측정한 데이터와 함께 그림 3-10에 나타냈다. 이 때 포토다이오드의 전압은 두 시스템 모두 5V를 기준으로 하였다. Photoconductive mode를 사용하는 기존 시스템은 약 1000mg/dl 이상의 농도의 경우에만 증류수와 구분이 가능한 데이터를 보이고 있으나 PBOS의 경우에는 이보다 더 낮은 농도인 20mg/dl의 경우도 증류수와 구별되는 데이터를 보였다. 또한 농도가 증가함에 따라 글루코스 용액과 증류수와의 전류 차이  $\Delta I_{pd}$ 값이 기존 시스템에 비례하여 더 커지는 것도 확인할 수 있다. 그림 3-10의 그래프의 기울기는 글루코스 농도 변화에 따른 포토다이오드 전류의 변화율로서, 그림 3-8의 데이터와 밀접한 관련이 있는데, 그림 3-8에서 예측한 것과 마찬가지로 기존 측정 시스템과 비교하여 약 2~3배 정도의 투과율 변화에 따른 전류 변화율을 갖는 것으로 확인된다.

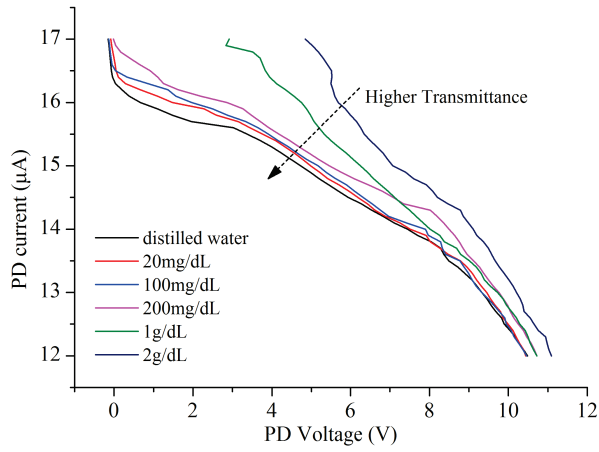


그림 3-9. 실제 PBOS 의 NDR 영역에서 측정된 포토다이오드의 I-V 특성 그래프. 포토다이오드의 전류를  $12\mu A \sim 17\mu A$  범위에서 변경시켜가면서 전압을 측정하였다.

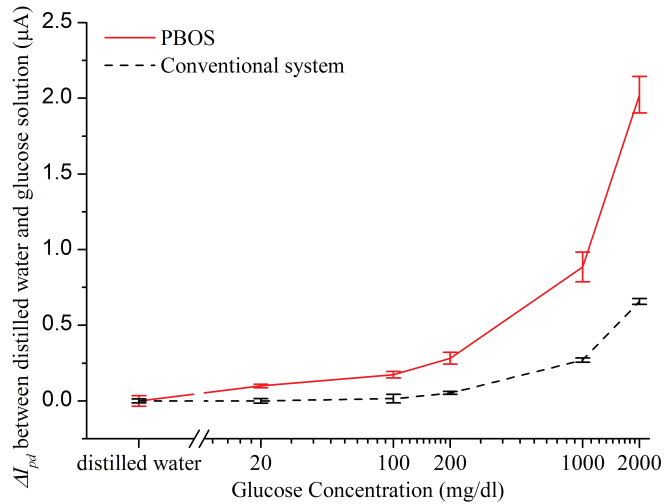


그림 3-10.  $\Delta I_{pd}$  vs 글루코스 농도

## 제 4 장 결론

PBOS의 동작 특성이 베이스 오픈 영역에서 동작하는 n-p-n BJT와 동일하고 기존의 photoconductive mode를 사용하는 측정 시스템보다 훨씬 투과율에 대한 변화율이 더 크다는 사실을 각각의 측정 시스템의 감도에 대한 수식 모델링과 글루코스 수용액을 통한 실험을 통해서 증명하였다. 기존의 측정 시스템에서는 투과율에 대한 측정 전류의 변화율은 오직 측정에 사용된 광소자인 레이저다이오드와 포토다이오드의 특성에 의해서만 결정될 뿐 투과율에는 무관한 시스템이지만, PBOS는 광소자들의 특성뿐만 아니라 투과율과 포토다이오드의 전류에 따라 레이저다이오드 전류가 바뀌는 변화율에 의해서도 결정되어, 그 결과로 측정되는 포토다이오드 전류와 측정 대상 물질의 투과율이 비선형적인 관계를 갖는 시스템이다. 따라서 PBOS는 측정 전류의 신호가 낮아 감도를 올리고 싶을 때 포토트랜지스터를 사용하거나 avalanche 포토다이오드를 사용하여 이 측정 전류 자체를 증폭시키는 기존의 방식들과는 다르게 시스템을 특성을 분석하여 파악하고, 분석한 데이터를 기반으로 최적을 조건을 찾아 투과율과 측정 전류와의 비선형성을 이용하는 방식이다. 투과율 자체가 매우 낮아 측정 신호의 절대적 크기가 작은 경우거나, 샘플 들 간의 투과율 차이가 매우 작아 구별이 어려운 경우에 이러한 PBOS의 특징을 잘 이용하면 기존의 센서시스템에서는 감지하지 못했던 신호를 감지해낼 수 있다.

본 PBOS 시스템을 실제 혈당 센서에 응용하기 위해서 필요한 연구 개발 항목을 제안하면 다음과 같다.

(1) 혈액 내 다른 성분들과 혼재된 상태에서 오로지 글루코스의 농도만을 측정하기 위해서는 단일 파장이 아닌 여러 파장에 걸쳐서 측정을 한 후 이 데이터를 종합하여 글루코스 농도를 예측하여야 한다. 따라서, PBOS에 spectroscopy를 이용할 수 있도록, VCSEL 타입의 레이저다이오드를 접목하거나, 다양한 파장의 레이저다이오드 동시에, 혹은 번갈아 가면서 측정할 수 있는 기계적으로 안정적인 구조를 만드는 것이 시급하다.

(2) 혈액은 쉼 없이 계속 흐르고 있는 중이기 때문에, 측정하는 시점 마다 오차가 발생할 수 있다. 이를 최소화하기 위해서는 측정 시점에 혈액의 흐름을 잠시 멈출 수 있도록 하는 기구적인 보완장치가 필요하다.

(3) 혈액 내 글루코스의 농도는 매우 작기 때문에, 현재 일반적으로 구할 수 있는 10mW 이하의 레이저다이오드로는 상용화하기에 부족할 수 있어서 고효율의 레이저다이오드 개발이 필요하다.

## 참고 문헌

- [1] M. Kneissl, T. Kolbe, C. Chua, V. Kueller, N. Lobo, J. Stellmach, A. Knauer, H. Rodriguez, S. Einfeldt, Z. Yang, N. M. Johnson, and M. Weyers, "Advances in group III-nitride-based deep UV light-emitting diode technology," *Semicond. Sci. Technol.*, vol. 26, no. 1, p. 014036, 2011.
- [2] H. Nasim and Y. Jamil, "Diode lasers: From laboratory to industry," *Opt. Laser Technol.*, vol. 56, pp. 211–222, 2014.
- [3] K. Schult, A. Katerkamp, D. Trau, F. Grawe, K. Cammann, and M. Meusel, "Disposable optical sensor chip for medical diagnostics: New ways in bioanalysis," *Anal. Chem.*, vol. 71, no. 23, pp. 5430–5435, 1999.
- [4] V. V. R. Sai, T. Kundu, C. Deshmukh, S. Titus, P. Kumar, and S. Mukherji, "Label-free fiber optic biosensor based on evanescent wave absorbance at 280 nm," *Sensors Actuators, B Chem.*, vol. 143, pp. 724–730, 2010.
- [5] N. Ryškevič, S. Juršėnas, P. Vitta, E. Bakienė, R. Gaska, and A. Žukauskas, "Concept design of a UV light-emitting diode based fluorescence sensor for real-time bioparticle detection," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 148, no. 2, pp. 371–378, 2010.
- [6] C. E. Ferrante do Amaral and B. Wolf, "Current development in non-invasive glucose monitoring," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 5, pp. 541–549, 2008.
- [7] P. Werle, F. Slemr, K. Maurer, R. Kormann, R. Mücke, and B. Jänker, "Near- and mid-infrared laser-optical sensors for gas analysis," *Opt. Lasers Eng.*, vol. 37, no. 2–3, pp. 101–114, 2002.
- [8] J. Chen, M. a. Arnold, and G. W. Small, "Comparison of combination and first overtone spectral regions for near-infrared calibration models for glucose and other biomolecules in aqueous solutions," *Anal. Chem.*, vol. 76, no. 18, pp. 5405–5413, 2004.
- [9] A. S. Grove, *Physics and Technology of Semiconductor Devices*, 1st ed. New York: Wiley, 1967.
- [10] S. M. Sze; Kwok K. Ng, *Physics of Semiconductor Devices*, 3rd ed. John Wiley & Sons, 2007.
- [11] M. Reisch, "On Bistable Behavior and Open-Base Breakdown," *IEEE Trans. Electron Devices*, vol. 39, no. 6, 1992.
- [12] Jeong-Yeol Yoon, *Introduction to Biosensors: From Electric Circuits to Immunosensors*. Springer, 2013.
- [13] J. Chen, M. a. Arnold, and G. W. Small, "Comparison of combination and first overtone spectral regions for near-infrared calibration models for glucose and other biomolecules in aqueous solutions," *Anal. Chem.*, vol. 76, no. 18, pp. 5405–5413, 2004.
- [14] K. H. Hazen, M. a. Arnold, and G. W. Small, "Measurement of glucose in water with first-overtone near-infrared spectra," *Appl. Spectrosc.*, vol. 52, no. 12, pp. 1597–1605, 1998.

# Abstract

## An Analysis of an Optical Measurement System Based on Pseudo BJT for Glucose Detection

Joongsoo Moon

Electrical and Computer Engineering

The Graduate School

Seoul National University

A new optical sensor system, called the pseudo bipolar junction transistor optical measurement system (PBOS), based on a pseudo  $BV_{ceo}$  of the BJT is proposed by adding a back-to-back connection of a laser diode (or an LED) and a p-i-n photodiode in the conventional optical measurement system operated in photoconductive mode. A back-to-back connection of two optoelectronic devices and illumination of the light from the laser diode to the photodiode generates an optical current gain in the photodiode. It is similar to the current flowing mechanism in the BJT under the base open condition, in which the forward emitter-base junction current generates an electrical current gain in the base-collector junction. Similar to the negative differential resistance (NDR) after  $BV_{ceo}$  of the BJT, the NDR is observed in the PBOS. Operating the PBOS in the NDR region, the system can provide much higher sensitivity and lower limit of detection (LOD) compared to the conventional optical measurement system in the photoconductive mode with a p-i-n photodiode. We show a mathematical model of the sensitivity of the PBOS to the transmittance of the optical path and our initial data for glucose detection as a potential application of the system.

Future works needed to apply the PBOS system to the practical glucose are also suggested.

**Keywords : PBOS, pseudo BJT, negative differential resistor (NDR), optical current gain**

**Student Number : 2014-21642**