

## 레이저를 이용한 인공망막에서의 영상 전달부 설계

윤 일 용, 이 병 호, 김 성 준  
서울대학교 전기공학부

### Design of Image Transfer System in Artificial Retina Using Laser

Ilyong Yoon, Byoungho Lee, and Sung June Kim  
School of Electrical Engineering, Seoul National University

**Abstract** - 인공망막에서의 신호와 파워의 전달은 상당히 중요하고 어려운 일이다. 본 연구에서는 레이저 어레이를 사용하여 망막 내에 삽입된 인공망막에 신호와 파워를 전달하는 방법에 대해 연구하고 그러한 시스템을 설계하여 시뮬레이션하였다. 시뮬레이션 결과  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$  인 포토다이오드에 각 레이저가 충분히 포커싱됨을 확인할 수 있었고 2차원 어레이로서 일대일 대응이 가능함을 보였다.

### 1. 서 론

대부분의 의용 생체 전자기기에 있어서 파워와 신호의 전달은 매우 중요하고 또 생체 내부에 위치하는 기기의 특징상 상당히 어려운 일이다. 최근에는 망막세포가 손상된 환자들을 위해 망막 내에 마이크로 전극 어레이를 삽입하여 시각을 되찾게 해주기 위한 인공망막의 연구가 활발히 진행되고 있다. 이러한 인공망막에 있어서도 파워와 신호의 전달은 매우 중요하며 특히 인공망막에서는 전달되는 신호가 영상신호이기 때문에 다른 종류의 생체 전자기기에 비해 신호의 전달이 매우 빨리 이루어져야 하고 그 신호에 실린 정보 또한 많다. 이에 따라 본 연구에서는 레이저를 사용하여 광학적으로 파워와 신호전달 링크를 구성하는 방법에 대해 연구하고 그에 따라 설계된 광학계의 성능을 시뮬레이션하였다. 이러한 광학적 링크는 외부의 레이저 광원 어레이를 망막 내에 삽입된 포토다이오드 어레이에 포커싱하고자 하는 것이다. 레이저빔이 포커싱된 포토다이오드를 이용해 광학적 파워를 전기적 파워로 바꾸어 그 포토다이오드 어레이와 1:1 연결된 마이크로전극 어레이를 통해 시각세포를 자극하여 시술자의 시력을 찾을 수 있도록 고안되었다. 또한 실제 구현하였을 때의 상황을 고려하여 허용되는 오차도 계산하였다.

### 2. 설계 및 평가

#### 2.1 신호와 파워 전달 방법

그동안 인공 망막에 있어서 신호와 파워 전달방법에 대해서 여러 가지 방법들이 연구되어 왔다. 그중 대표적인 것으로는 코일을 통한 RF 커플링 방법과 레이저를 사용한 광학적 링크 방법이 있으며 두 방법 모두 신호와 파워를 동시에 전달할 수 있으며 무선이라는 점에서는 동일하다. 생체 전자 기기에서는 신체내부에 전류를 흘려보내기가 상당히 힘들기 때문에 무선이라는 점은 상당히 중요한 의미가 있다 [1]-[3].

#### 2.1.1 광학적 링크의 장점

광학적 링크는 무선이라는 점 이외에도 RF 커플링 방법에 비해 전자기간섭을 받지 않는다는 장점이 있고 무엇보다도 안구내부에 복잡한 신호처리 과정이 필요없다는 데에 가장 큰 장점이 있다. 즉 그림 1과 같이 레이저 다이오드 어레이와 포토다이오드 어레이가 일대일 대응되어 있고 또 포토다이오드 어레이와 마이크로 전극 어

레이가 일대일 대응되어 있기 때문에 나타내고자 하는 이미지를 망막에 맺히게 하기 위해서는 레이저 다이오드 어레이상에서 이미지의 각 픽셀에 해당하는 레이저 다이오드만 구동시키면 된다. 픽셀의 위치정보는 구동하는 레이저 다이오드 어레이의 위치로 결정되고 신호의 세기는 그 레이저 다이오드의 발광세기에 의해 결정되므로 전달된 파워가 신호의 역할도 하는 구조가 된다. 이로 인해 광학적 링크 방법을 사용하면 내부 회로가 거의 필요 없는 구조로 만들 수 있다. 반면에 RF 커플링 방법은 코일에 유도된 전류로부터 파워와 신호를 분리하여야 하고 신호처리 회로를 통해 신호가 나타내는 픽셀정보를 뽑아내어 지정된 픽셀에 지정된 파워를 공급하여야 하기 때문에 내부에 복잡한 회로가 필요하다.

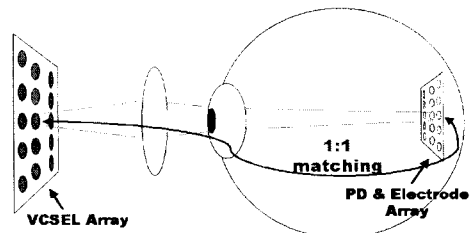


그림 1. 광학적 링크를 사용한 인공망막의 모식도

#### 2.2 설계 파라미터

인공망막을 위한 광학계를 설계하고 그 성능을 평가해 보기 위해 먼저 정확한 안구의 모델이 필요하다. 대부분의 광학계는 결국 눈으로 보기 위한 것이므로 광학계의 성능을 정량화하여 나타내기 위해서는 정확한 안구의 모델이 반드시 필요하다. 이와 같은 이유로 오래 전부터 여러 가지 안구 모델이 연구되어왔고 가장 기본적으로 하나의 equivalent lens로 표현된 모델부터 비구면 렌즈, GRIN 렌즈를 이용한 모델까지 다양한 안구모델이 사용되어 왔다. 하지만 아직까지도 이러한 안구 모델은 완벽하지 않은 것이 사실이다. 그러나 작은 pupil size와 단색광을 사용한 응용에 대해서는 어느 정도 만족할 만한 결과를 보여주고 있다. 따라서 그 동안 연구된 안구의 모델링에 대해 조사하여 비교적 정확한 결과를 얻을 수 있는 모델을 선택하였고 시뮬레이션 결과 선택된 모델은 신뢰할 만한 결과를 보여주었다. 광학적 시뮬레이션 프로그램으로는 CODE V를 사용하여 시뮬레이션하였다. 포토다이오드 어레이는  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 의 정사각형이라고 가정하였고 각각의 포토다이오드는 간격없이 붙어 있다고 가정하였다. 레이저 다이오드는 Vertical Cavity Surface Emitting Laser (VCSEL)를 가정하여 설계하였다. 일반적인 VCSEL의 발산각이  $10^\circ$  정도이므로 발산각은  $10^\circ$ 로 놓고 가우시안 apodization을 가정하였다. 현재 구현 가능한 VCSEL 어레이는 각 레이저간의 간격이  $100\mu\text{m}$  이상이므로 간격은  $100\mu\text{m}$ 로 하였다.

### 2.2.1 광학계 설계

기본적인 광학계 설계는 VCSEL 어레이와 포토다이오드 어레이간의 일대일 대응에 초점을 맞추었다. 즉 각각의 레이저가 해당되는 포토다이오드에 포커싱된 spot size도 중요하지만 전체 어레이를 구성하는 각각의 레이저가 대응되는 포토다이오드에 일대일대응이 되어야 한다. 일대일 대응을 위해서는 우선 포토다이오드 중심간의 거리가  $50\mu\text{m}$ 이고 레이저간의 거리는  $100\mu\text{m}$ 이므로 1/2의 축소가 이루어져야 가능하다. 그러면서도 각각의 레이저는  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 안에 포커싱되어야 한다. 한편 어레이의 외곽으로 갈수록 포커싱 면적이 늘어나는데 이번 연구에서는  $20 \times 20$ 의 어레이에도 적용할 수 있도록 광학계를 설계하였다. 되도록 적은 수의 광학부품과 구면 렌즈를 사용하여 가격적인 면도 고려하였다. 광원으로 레이저를 사용하므로 색수차는 고려할 필요가 없었으나 구면수차를 최소화하기 위해서 되도록 렌즈의 작은 면적만을 사용하도록 설계하였다. 또한 일반 광학계는 이미지면을 점광원의 집합으로 생각하여 그 점광원에서 발산된 광선중 일부가 pupil에 도달한다고 가정하고 설계하지만 VCSEL 어레이의 경우 각각의 레이저가 수직으로 빔을 발산하므로 발산된 빔중 일부가 pupil에 도달하지 못할 수도 있으므로 광학계의 pupil안에 어레이의 모든 레이저빔이 들어올 수 있도록 설계하여야 한다 [4]. 이러한 제약조건에 따라 설계된 광학계는 그림 2와 같다.

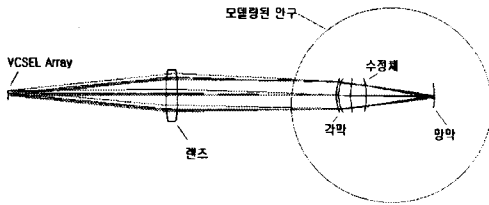


그림 2. 설계된 광학계와 안구의 모델

광학계의 정량적인 평가는 광선추적법과 Point Spread Function(PSF)를 사용하였다. 광선추적법은 가우시안 apodization 과 회절효과가 고려되지 않는 방법이고 PSF는 두 가지를 다 고려하는 방법이다. 평가 결과 그림 3과 그림 4에서 볼 수 있는 바와 같이  $20 \times 20$ 의 어레이상에서 각각의 레이저빔이  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 의 포토다이오드에 충분히 포커싱될 수 있음을 볼 수 있었다. 그림 3은 광선추적법으로 구한 spot size를 어레이상의 중심에서 대각선방향으로 2 픽셀씩을 취해 나타낸 것인데 거리가 늘어날수록 코마현상에 의해 spot이 커지는 것을 볼 수 있지만 설계조건인  $20 \times 20$  어레이의 최외각점 10번째 픽셀까지는  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 의 spot size를 만족하는 것을 볼 수 있다. 그 점에서의 PSF를 그려본 그림 4에서도 광선추적법에서 나타난 spot과 비슷한 모양을 볼 수 있었으며 회절효과까지 고려된 PSF에서도 설계조건을 만족함을 알 수 있다.

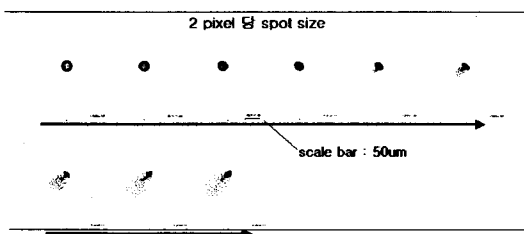


그림 3. 2 pixel 간격으로 계산한 spot size (어레이상의 중심에서 대각선방향의 픽셀을 2 픽셀 간격으로 나타낸 spot)

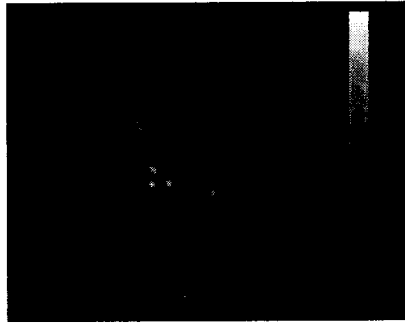


그림 4. 어레이중 가장 외곽 레이저의 spot size(PSF)

한편 실제 구현시 각 광학부품이 설계된 수치에서 벗어남으로 인해 생기는 허용오차는 상당히 작아서 렌즈와 VCSEL 어레이 사이의 거리, 렌즈의 기울어짐, 렌즈의 축상에서 벗어난 정도 등에 spot size가 심하게 커지는 것을 볼 수 있었다. 예를 들어 VCSEL 어레이가  $0.3\text{mm}$ 정도만 움직여도 포커싱되는 부분이  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 의 영역을 벗어나게 됨을 확인하였으나 렌즈와 안구사이의 거리에 대해서는 다른 요인들에 비해 비교적 덜 민감함을 알 수 있었다.

### 3. 결론

인공망막에 있어서 가장 중요한 신호와 파워의 전달을 위해 광학적 링크를 사용하는 광학계를 설계하였다. 지금까지 연구된 안구모델중 적합한 모델을 선택하여 정량적 평가에 이용하였다. 광선추적법과 PSF를 사용하여 설계된 광학계가  $20 \times 20$ 의 VCSEL 어레이상의 각 레이저를 일대일 대응되는 포토다이오드 어레이상의 각각의  $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$ 의 포토다이오드에 충분히 포커싱할 수 있음을 보였고 실제 구현시 생길 수 있는 허용오차를 시뮬레이션하여 여러 요인에 의한 허용오차의 상대적 크기에 대해 알 수 있었다.

### 4. 감사의 글

본 연구는 한국과학재단 ERC 서울대 초미세 생체전자 시스템 연구센터의 지원에 의해 수행되었습니다.

### (참 고 문 헌)

- [1] W. Liu, E. McGucken, K. Vichienchom, S. M. Clements, S. C. Demarco, M. Humayun, E. de Juan, E. Weiland, and R. Greenberg, "Retinal prosthesis to aid the visually impaired," *IEEE SMC '99 Conference Proceedings*, vol 4, pp. 364-369, 1999.
- [2] J. F. Rizzo III, "Prospects for a visual prosthesis," *Neuroscientist*, vol 3, no 4, pp. 251-262, 1997.
- [3] E. Zrenner, A. Stett, S. Weiss, R. B. Aramant, E. Guenther, K. Kohler, K. -D. Miliczek, M. J. Seiler and H. Haemmerle, "Can subretinal microphotodiodes successfully replace degenerated photoreceptors?," *Vision Res.*, vol. 39, no. 15, pp. 2555-2567, 1999.
- [4] P. Mouroulis, "Visual instrumentation: optical design and engineering principles," McGraw-Hill, 1999.