

Image Signal Transfer Method in Artificial Retina using Laser

尹 一 鏞* · 李 竝 浩** · 金 成 俊***
(Ilyong Yoon · Byoung-ho Lee · Sung June Kim)

Abstract - Recently, the research on artificial retina for the blind is active. In this paper a new optical link method for the retinal prosthesis is proposed. Laser diode system was chosen to transfer image into the eye in this project and the new optical system was designed and evaluated. The use of laser diode array in artificial retina system makes system simple for lack of signal processing part inside of the eyeball. Designed optical system is enough to focus laser diode array on photodiode array in 20×20 application.

Key Words : 인공망막, 레이저 다이오드 어레이, VCSEL

1. 서 론

안과학의 발달로 많은 환자들이 시력을 유지하거나 회복할 수 있게 되었지만, 아직도 많은 환자들이 돌이킬 수 없는 시각 장애를 가지고 있다. 특히 망막 질환과 관련되어 시력을 잃어버린 환자들에게 시력을 되찾아주기 위한 연구가 꾸준히 진행되고 있는데 [1], 망막세포 손상에 의한 시력 상실의 경우 내과적 혹은 수술적 치료로는 기능 회복이 힘들다. 따라서, 전자회로를 응용하는 생체전자공학기술을 이용하여 세포의 기능을 대체하려는 시도가 계속되고 있으며 [2], 다른 부분과 달리 망막의 광수용체층(photoreceptor)을 대체하려면 인공수정체 같은 생체 대체물질로서의 기능을 넘어서 광전변환(光電變換)이라는 세포 본연의 기능까지 대체할 수 있어야 한다. 이러한 시도는 각막과 수정체를 통하여 망막에 맺히는 2차원적인 광신호를 대치하는 것이므로 세포자극 역시 2차원적으로 해야 되는 어려움이 있으며, 또한 직경 25 mm 인 안구내부에 자극기를 이식하고, 여기에 광전변환된 신호와 망막 신경 세포를 자극할 수 있는 파워를 동시에 전달하는 것 역시 어려운 문제이다. 전극 어레이와 해석기를 이용하여 전극 하나하나를 제어할 수 있는 2차원 세포자극을 위하여 광다이오드 [3], 전자자유도코일 [4] 등으로 광전변환된 신호와 파워를 동시에 전달하는 기술이 시도되고 있는데, 현재까지 발표된 형태는 안구 외부에 광전변환기와 인코더(encoder)가 위치하고, 안구 내부에 디코더(decoder)와 망막 자극용 전극 어레이가 위치하여 이 두 회로를 무선으로 연결하는 방식이다. 안구 내부에 디코더가 위치하게 되면 그에

의한 발열과 움직임에 의한 망막의 손상, 수술의 어려움이 문제가 될 수 있다. 본 논문에서는 이를 해결하기 위한 새로운 방법을 제안하고, 간단한 광학계 시뮬레이션을 통하여 그 실현가능성을 검증하여 보았다.

2. 안구와 인공망막

2.1 안구의 구조

사람의 눈 구조는 그림 1과 같다. 안구의 가장 앞부분에는 안구의 굴절력에 가장 큰 기여를 하는 0.6 mm 두께의 각막

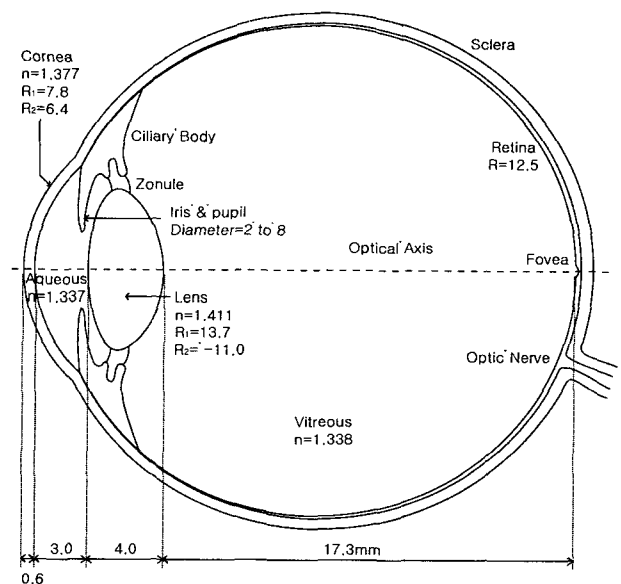


그림 1 안구의 모식도

Fig. 1 Schematic diagram of the eye

* 非 會 員 : 서울大學 전기·컴퓨터工學部 碩士課程

** 正 會 員 : 서울大學 전기·컴퓨터工學部 副教授·工博

*** 非 會 員 : 서울大學 전기·컴퓨터工學部 正教授·工博

接受日字 : 2002년 2월 7일

最終完了 : 2002년 3월 18일

표 1 사람의 안구 조직 상수

Table 1 Optical parameter of a normal human eye

조직		곡률 반경(mm)	굴절률	두께(mm)
각막	앞	7.8	1.377	0.6
	뒤	6.4		
방수			1.337	3
수정체	앞	10.1(∞)	1.411	4
	뒤	-6.1		
유리체			1.338	17.3
망막		12.5		

이 위치하고 있으며, 전면으로부터 3.5 mm 정도 뒤에 조리개 역할을 하는 홍채가 있다. 각막과 수정체의 사이 공간인 전방(anterior chamber)에는 굴절률 1.337인 방수(aqueous humor)가 차있고, 수정체의 17.3 mm 정도 뒤에 상이 맺히는 스크린 역할을 하는 곡률 반경 12.5 mm의 망막이 위치하고 있다. 수정체와 망막 사이는 굴절률 1.338인 유리체(vitreous humor)로 차 있다. 안구 조직들의 대표적인 광학적 상수값들을 표 1에 나타내었다 [5].

2.2 인공망막

안구를 구성하는 각 부분들에 대한 질병과 이에 의한 장애를 극복하기 위하여 부분 이식 수술 혹은 여러 가지 인공 재료들을 사용한 치환술을 시도하고 있는데, 각막의 경우 기증 각막 이식술이 보편적이고, 이것이 불가능한 환자에게는 PMMA (polymethylmethacrylate) 재질의 인공 각막을 이식하기도 하는데, 탈락 문제의 해결을 위해 nut-and-bolt, through-and-through, single-plate, collar-button 등의 여러 가지 형태들을 연구하고 있다. 인공 수정체는 가장 성공적으로 널리 쓰이고 있는 분야로 이미 PMMA와 silicone 재질의 인공수정체를 이용한 백내장 수술이 널리 보급되어 있으며, 접형 인공수정체를 이용한 최소 절개창 수술을 비롯하여, 최근에는 각종 기능을 추가한 기능 보강 인공 수정체가 시도되고 있다. 그러나, 망막은 복잡한 구조와 기능으로 인하여 대치를 위한 노력의 성과가 미미한 실정이다. 인공망막이라 함은 시신경중에서도 가장 하위층이자 빛을 전기 신호로 바꾸어 주는 세포인 광수용체층이 손상되어 시력을 잃어버린 사람들에게 시각 자극을 되살리기 위한 일종의 신경 보철이다. 즉, 다른 시신경세포는 어느 정도 살아있으나 빛을 전기신호로 바꾸는 광수용체에만 문제가 있는 사람들을 위하여 남아 있는 시신경세포와 밀착되도록 전극 어레이를 삽입하고 이를 통하여 세포를 직접 자극하려는 것이다. 빛은 망막의 광수용체층에서 신경 전기 신호로 변환된 뒤 빛의 진행 방향과 반대 방향으로 양극 신경 세포, 신경절 세포를 거치면서 신호처리되어 뇌로 전달된다. 따라서 광수용체층의 자리에 전극 어레이를 삽입하는 방법과 [6],[7] 신호처리된 신경신호를 뇌로 전달하는 신경절세포층 위에 고정하는 방법 [3],[8], 뇌로 들어가는 시신경 섬유를 직접 자극하는 방법이 [9] 가능하다. 전극 어레이와 광다이오드(Photodiode:PD) 어레이를 일체화

하여 광수용체층 자리에 삽입하여 PD 일체형 전극어레이 자체만으로 인간 망막세포의 기능을 완전히 대체 하려는 시도가 있지만 [6], PD 어레이의 민감도가 부족하고 전극에 의한 세포 자극이 정상적인 망막에서 실제 발생하는 전류에 비해 더 큰 전류를 필요로 하기 때문에 [10] 결과는 미지수이다. 따라서, 외부의 CCD 혹은 CMOS 카메라 등을 이용하여 영상신호를 전기신호로 바꾸고, 자극을 위한 파워와 함께 적절한 방법을 이용하여 안구 내로 전달하는 방법의 연구가 필요하다 [11]. 대부분의 의용 생체 전자기기에 있어서 파워와 신호의 전달은 매우 중요한 부분이지만 생체체 내부에 위치하는 기기의 특징상 구현이 상당히 어렵다. 특히 인공망막에서는 전달되는 신호가 영상신호이기 때문에 다른 종류의 생체 전자기기에 비해 신호의 전달이 매우 빨리 이루어져야 하고 그 신호에 실린 정보 또한 많다는 점에 그 어려움이 있다.

2.3 인공망막에서의 신호와 파워 전달

따라서 그동안 인공 망막에서의 신호와 파워를 전달하는 방법에 대해 여러 가지 방법들이 연구되어 왔다. 그 중 대표적인 것으로는 코일을 통한 RF 커플링 방법과 [4] 레이저를 사용한 광학적 링크 방법이 [3] 있으며 두 방법 모두 신호와 파워를 동시에 전달할 수 있으며 무선이라는 점에서는 동일하다. 생체 전자 기기에서는 신체내부에 전류를 흘려보내기가 매우 힘들기 때문에 무선이라는 점은 상당히 중요한 의미가 있다.

RF 커플링 방법은 안구의 내부, 외부에 위치한 1, 2차 코일의 유도 기전력을 이용하는 방법으로 코일에 유도된 전류로부터 파워와 신호를 분리하여야 하고 신호처리 회로를 통해 이미지 신호가 나타내는 픽셀 정보를 뽑아내어 지정된 픽셀에 해당되는 전극으로 지정된 파워를 공급하여야 하기 때문에 복잡한 내부 회로가 필요하다. 안구 내부에 이러한 신호처리를 수행하고 파워를 원하는 전극으로 전달하는 회로를 삽입하는 것은 자체 회로의 기능을 위한 파워를 많이 소비하고 이를 위해 외부에서 더 많은 파워를 공급해 주어야 하며 또한 내부에서 이러한 전류 제어가 이루어지는 과정에서 열이 발생하여 이로 인한 성능상의 제약을 가져올 수 있다는 점에서 문제가 있다. 이러한 회로를 생체 내에 삽입을 하려 한다면 필요한 성능을 갖추고 생체안정성과 안구 내에서의 동작성능이 보장되는 신호처리회로는 아직 제작 초기 단계에 있으며 생체안정성을 반드시 고려하여 회로 설계를 하여야 하고 또한 안구 내부에 삽입될 수 있도록 작고 가벼워야 하므로 원하는 성능의 회로를 만들기가 쉽지 않다. 더군다나 이러한 조건을 만족하도록 개발이 되어도, 생체안전성과 생체내 작동 여부 등을 검사하는 것은 매우 시간이 오래 걸리는 작업이기 때문에 그 기술의 발전이 느리다.

한편 그 동안 연구된 광학적 링크는 무선이라는 점 이외에도 RF 커플링 방법에 비해 전자기간섭을 받지 않는다는 장점이 있었지만 지금까지의 방식으로는 단일 레이저광원을 변조해서 파워와 신호를 싣고 단일 PD를 이용해 이를 전류로 바꾼 뒤 안구 내부에서의 신호처리 과정을 통해 파워와 신호를 분리하는 방법이기 때문에 신호처리의 관점에서는 RF 커플링 방법과 별로 차이가 없다고 할 수 있다.

3. 새로운 인공망막방법

3.1 새로운 광학적 링크 방법

본 논문에서는 안구내부의 신호처리 회로부를 삽입하지 않는 단순한 구조의 인공망막 장치를 구성하기 위해 레이저 다이오드 어레이를 이용하고자 하는데, 일체화된 PD와 마이크로 전극 어레이에 레이저 다이오드 어레이가 광학적으로 연결되는 방식을 제안하고자 한다. 이러한 광학적 링크 방식은 전자기간섭에 영향받지 않는 장점을 그대로 가지면서도 종래의 광학적 연결 방식에 비해 안구내부에서 복잡한 신호처리 과정이 필요없다는 데에 가장 큰 장점이 있다. 이로 인해 안구에 삽입되는 인공 망막 장치를 단순화시켜 신뢰도를 증가시킬 수 있을 뿐만 아니라 삽입되는 이식물을 작게 만들 수 있으므로 인해 수술의 용이성과 안구 내부의 이식물 고정에 큰 장점을 가진다. 또한 내부 회로에 의한 발열이나 생체 적합성을 갖는 내부 회로의 설계 등과 같은 어려움을 피할 수 있는 방법이라고 생각된다. 본 논문에서 제안하는 레이저 다이오드 어레이를 이용하는 방식은 각각의 레이저 다이오드의 레이저빔이 일대일 대응되는 PD 어레이 상의 한 PD에 초점을 맺고 이 PD와 일체화된 전극이 시세포를 자극하는 방식이다. 즉, 그림 2과 같이 레이저 다이오드 어레이와 PD 어레이가 일대일 대응되어 있고 또 PD 어레이와 마이크로 전극 어레이가 일대일 대응되어 있는 구조이다. 이러한 구조로 되어 있기 때문에 나타내고자 하는 이미지를 망막에 맺히게 하려면 레이저 다이오드 어레이 상에서 이미지의 각 픽셀에 해당하는 레이저 다이오드만 구동시키면 된다. 픽셀의 위치정보는 구동되는 레이저 다이오드 어레이의 행과 열로 결정되고 신호의 세기는 그 레이저 다이오드의 발광세기에 의해 결정되므로 전달된 파워가 신호의 역할도 하는 구조가 된다. 이로 인해 광학적 링크 방법을 사용하면 인공망막장치를 내부 회로가 필요 없는 구조로 만들 수 있다.

3.2 광학계의 설계

그림 2에 나타나 있는 바와 같이 외부의 영상정보가 CCD 혹은 CMOS 카메라에 의해 얻어지면 이것이 신호처리부를 거쳐 이미지 정보로 변환되고 이것이 각각의 레이저 다이오드의 구동을 조절하기 위한 구동 회로부를 거쳐 각각의 레이저 다이오드를 그 이미지 신호의 해당 픽셀에 대응하는 세기로 발광을 시키게 된다. 각각의 레이저 다이오드에서 나온 레이저빔을 안구 외부의 광학계를 통하여 대응되는 PD에 포커싱할 수 있다. 자동 각막 굴절측정기 등의 의료장비를 이용하여 환자의 각막과 안구의 굴절률을 측정된 뒤 레이저 다이오드 어레이를 오브젝트 면으로 보고 망막내의 PD 어레이를 이미지 면으로 보면 필요한 광학계를 설계할 수 있다.

이러한 방식을 실제로 적용할 수 있는지를 검증해 보기 위하여 간단한 광학계를 설계하고 그 성능을 시뮬레이션하여 보았다. 광학계로는 가장 단순한 구조의 구면 렌즈를 사용하였으며 파장대역은 VCSEL의 일반적인 파장대역의 850 nm 대역을 가정하여야 하지만 850 nm 대역에서의 안구 파라미터가 어떻게 변화되는지를 정확히 알 수가 없기 때문에 렌즈

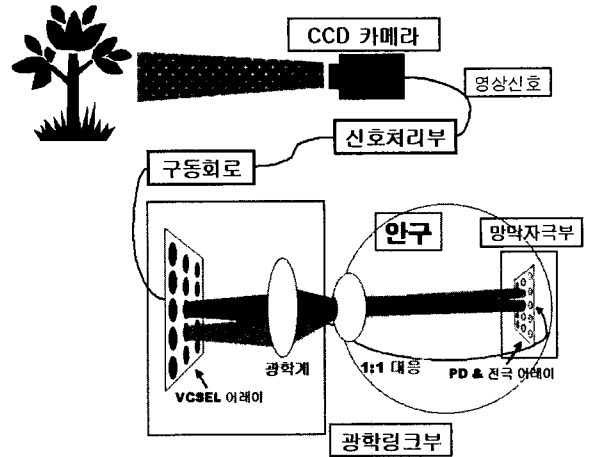


그림 2 인공망막의 모식도

Fig. 2 Schematic diagram of the artificial retina

의 제원을 엄밀하게 정의하는 것이 그다지 큰 의미가 없어서 일단 850 nm대역에서 1.4의 굴절률을 갖는 광학유리를 가정하였다. 하지만 실제의 경우에 있어서 비록 파라미터값이 변하더라도 제원을 만족하도록 설계를 할 수 있다는 가능성을 보이는 데에는 무리가 없다.

3.2.1 안구의 모델

인공망막을 위한 광학계를 설계하고 그 성능을 평가하려면 먼저 정확한 안구의 모델이 필요하다. 광학계의 성능을 정량화하여 나타내려면 정확한 안구 모델이 필요하기 때문에 오래전부터 여러가지 안구 모델이 연구되었고, 하나의 등가 렌즈로 표현된 가장 단순한 모델로부터 구면 렌즈, GRIN 렌즈를 이용한 모델까지 다양한 안구모델이 사용되어 왔다. 이러한 안구 모델들이 완벽하지는 않지만 작은 pupil size와 단색광을 사용한 응용에서는 어느 정도 만족할 만한 결과를 보여주고 있다. 따라서 그 동안 연구되었던 안구 모델 중에서 한 가지 모델을 선택하였고 그 모델은 모식도로 나타낸 그림 1과 같다 [5]. 평행광에 대한 시뮬레이션 결과 선택된 모델은 동공 크기 2 mm에서 10 μm 정도의 spot size를 나타내어 망막내의 5 μm spot을 인지 할 수 있는 실제 안구의 경우에 비추어 볼 때 신뢰할 만한 결과를 보여주었다. 정상안에서 수정체는 자율신경계에 의하여 굴절률이 변화되며 망막에 초점을 맞추어 주는데, 망막 자극기를 시술하는 경우 속발성 백내장 발생 등의 이유로 원래의 수정체를 제거하고 초점 조절능이 없는 인공 수정체를 삽입하게 되므로 적당한 값을 가정하였다. 이것은 현재 다양한 굴절률을 갖는 여러 가지 형태의 인공 수정체가 상업적으로 이용 가능하므로 정당하다.

3.2.2 광학계 설계

광학계 시뮬레이션 프로그램으로는 CODE V를 사용하여 시뮬레이션 하였다. PD와 전극 일체형 어레이는 실제 제작시에는 반도체 공정상에서 크기를 자유롭게 선택할 수 있으나 현재 인공망막 분야의 연구에서 많이 쓰이고 있는 정도의 크기인 50 μm×50 μm의 정사각형을 가정하였고, 각각의 PD는

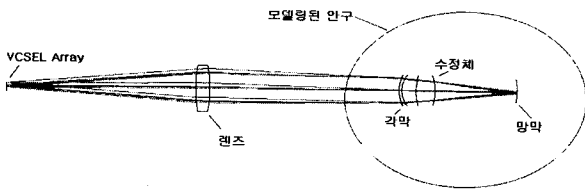


그림 3 설계된 광학계
Fig. 3 Designed optical system

표 2 설계된 광학계의 설계값
Table 2 Design parameter of optical system

조직	곡률 반경(mm)	굴절률	두께(mm)
VCSEL			40
구면렌즈	앞	28.64	3
	뒤	-28.64	
공기		1	40
각막	앞	7.8	1.377
	뒤	6.4	
방수		1.337	3
수정체	앞	13.7	1.411
	뒤	-11	
유리체		1.338	17.3
망막	12.5		

간격없이 붙어 있다고 가정하였다. 레이저 다이오드는 Vertical Cavity Surface Emitting Laser(VCSEL)를 가정하여 설계하였다. 일반적인 VCSEL의 발산각이 10° 정도이므로 발산각은 10°로 놓고 발산되는 빔은 가우시안 빔으로 가정하였다. 현재 사용할 수 있는 VCSEL 어레이에서는 각 레이저간의 간격이 100 μm 이상이므로 간격을 100 μm로 하였다.

필요한 광학계 설계에 있어서 각각의 레이저가 해당되는 PD 면적안에 포커싱될 수 있도록 하면서 전체 어레이를 구성하는 각각의 레이저가 대응되는 PD에 일대일대응이 되도록 하여야 한다. 일대일 대응을 위하여 우선 PD 중심간의 거리가 50 μm이고 레이저간의 거리는 100 μm이므로 오브젝트면과 이미지면에서의 1/2의 축소가 이루어져야 가능하다. 그러면서도 각각의 레이저는 50 μm×50 μm안에 포커싱되어야 한다. 한편 어레이의 외곽으로 갈수록 수차 등의 영향으로 포커싱 면적이 늘어나게 되는데 20×20의 어레이 정도에도 적용할 수 있도록 광학계를 설계하였다. 광원으로 레이저를 사용하므로 색수차는 고려할 필요가 없었으나 구면수차를 최소화하기 위하여 되도록 렌즈의 작은 면적만을 사용하도록 설계하였다. 또한 일반 광학계를 설계할 때는 이미지면을 점광원의 집합으로 생각하여 그 점광원에서 발산된 광선중의 일부

만 렌즈 pupil에 도달하면 되지만 VCSEL 어레이의 경우 각각의 레이저가 수직으로 빔을 발산하므로 발산된 빔중 일부가 pupil에 도달하지 못할 수도 있으므로 정확한 파워를 전달하려면 광학계의 pupil안에 어레이상의 모든 레이저빔이 들어올 수 있도록 설계하여야 한다. 이러한 제약조건에 따라 설계된 광학계는 그림 3과 같으며 설계에 사용된 값을 표 2에 나타내었다. VCSEL과 구면렌즈 사이의 거리, 렌즈와 각막 사이의 거리는 모두 40 mm가 되도록 하였다. 동공의 크기를 직접 제한하지는 않았으나 최외곽 광원의 경우 광선추적법의 결과로서 수정체에서 지름이 5.4 mm 정도의 영역을 통과하는 것으로 나타났다. 여기에 인공수정체를 가정한 수정체의 곡률 반경은 설계에 사용된 특정한 값을 나타내었으나 공기중에서 15.58 mm 정도의 effective focal length를 갖는 렌즈라면 모두 비슷한 결과를 보여준다.

3.2.3 광학계 평가

광학계의 정량적인 평가를 위해 광선추적법과 점퍼짐함수

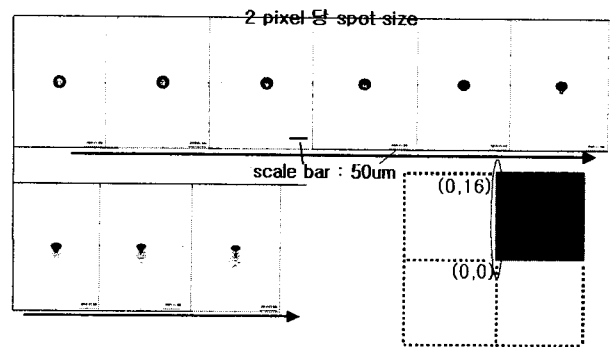


그림 4 어레이의 중심에서 수직방향으로 2픽셀씩을 취해 나타낸 spot size
Fig. 4 Spot size for each two pixels taken from center of the array vertically

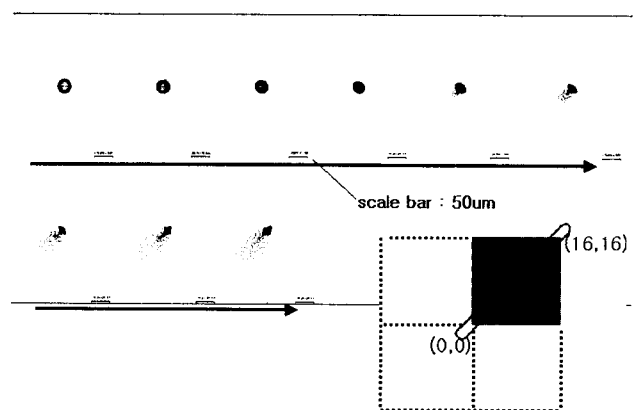


그림 5 어레이의 중심에서 대각선방향으로 2픽셀씩을 취해 나타낸 spot size
Fig. 5 Spot size for each two pixels taken from center of the array diagonally

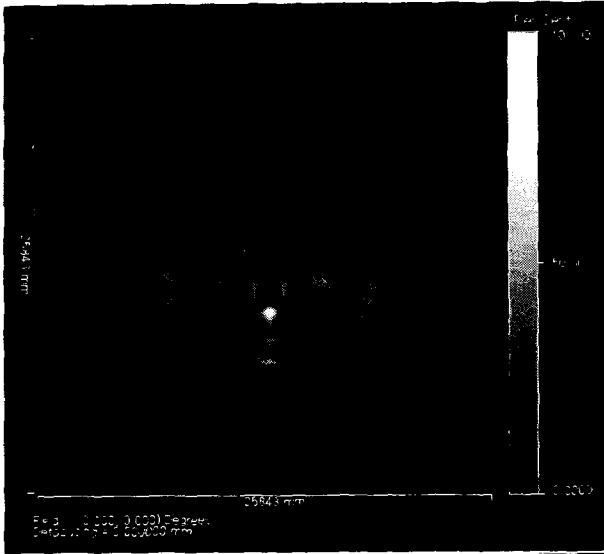


그림 6 수직방향 최외곽 픽셀에서의 점퍼짐함수를 이용한 세기 분포

Fig. 6 Intensity pattern using point spread function at the vertical limit of the pixel

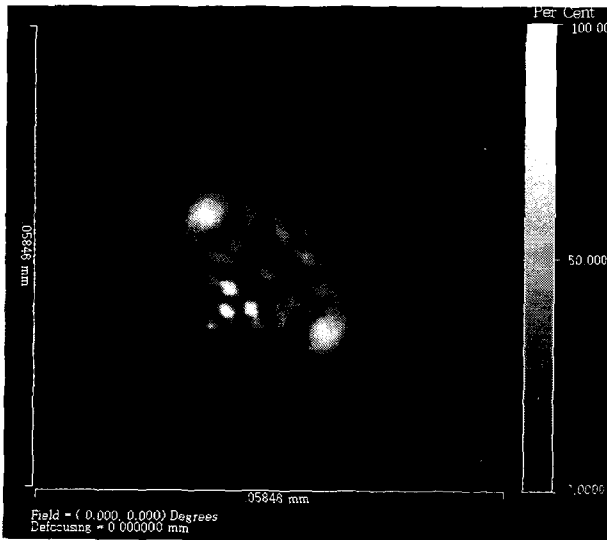


그림 7 대각선방향 최외곽 픽셀에서의 점퍼짐함수를 이용한 세기 분포

Fig. 7 Intensity pattern using point spread function at the diagonal limit of the pixel

(Point Spread Function)를 사용하였다. 광선추적법은 가우시안 빔과 회절효과가 고려되지 않는 방법이고 점퍼짐함수는 두 가지를 다 고려하는 방법이다. 평가결과 그림 4와 그림 5에서 볼 수 있는 바와 같이 20×20의 어레이상에서 각각의 레이저빔이 50 μm×50 μm의 PD에 충분히 포커싱될 수 있음을 볼 수 있었다. 그림 4는 광선추적법으로 구한 spot size를 어레이상의 중심에서 수직방향으로 2 픽셀씩을 취해 나타낸 것이고 그림 5는 포커싱 능력이 가장 좋지 않을 것으로 판단되는 대각선방향으로 2 픽셀씩을 취해 나타낸 것인데 원점에

대하여 광학계가 대칭이므로 1사분면만을 보면 되고 거리가 늘어날수록 코마현상에 의해 spot이 커지는 것을 볼 수 있지만 설계조건인 20×20 어레이의 최외곽 픽셀까지는 50 μm×50 μm의 spot size를 만족하는 것을 볼 수 있었다. 두 점에서의 점퍼짐함수를 통한 세기분포를 나타낸 그림 6, 7에서도 광선추적법에서 나타난 spot과 비슷한 모양을 볼 수 있었으며 회절효과까지 고려된 점퍼짐함수의 경우에서도 설계조건을 만족함을 알 수 있었다. 상술한 광학계 시뮬레이션이 주어진 파장대역에서의 정확한 안구 상수값을 모르는 상태에서 수행되었고 개개인마다 안구 상수가 모두 다르기 때문에 완벽한 설계라고는 할 수 없지만 마치 안경을 맞추듯이 개개인의 안구에 최적화된 경우 제안된 레이저 다이오드 어레이를 이용한 광학적 링크 방법이 충분히 가능함을 보여주고 있다고 생각한다.

4. 결 론

인공망막에 있어서 가장 중요한 신호와 파워의 전달을 위하여 새로운 광학적 링크 방식을 제안하였다. 이 방법은 레이저 다이오드 어레이를 사용하는 것으로서 지금까지 시도되었던 다른 방법들에 비하여 안구 내부에서의 신호처리를 필요로 하지 않아 안구에 이식되는 부분을 매우 간단하게 만들 수 있으며 현재까지 이룩된 생체전자공학 기술 수준에 비추어 볼 때 보다 더 현실화 가능성이 높은 방법이다. 그리고 제안된 방법의 가능성을 검증해 보기 위하여 적합한 안구모델을 선택하여 광학적 링크에 필요한 간단한 광학계를 설계하였다. 정량적 평가로서 광선추적법과 점퍼짐함수를 사용하여 설계된 광학계가 20×20의 VCSEL 어레이상의 각 레이저 다이오드를 일대일 대응되는 PD 어레이상의 각 50 μm×50 μm PD에 충분히 포커싱할 수 있음을 보였다. 성능평가의 결과 제안된 광학적 링크 방법의 실제 구현 가능성이 충분하다고 판단된다.

감사의 글

본 연구는 한국과학재단 ERC 서울대 초미세 생체전자시스템 연구센터의 지원에 의해 수행되었습니다. 집필 과정에 조언을 주신 서울대학교병원 안과 서종모 선생님께 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] J. F. Rizzo, J. Wyatt, M. Humayun, E. de Juan, W. Liu, A. Chow, R. Eckmiller, E. Zrenner, T. Yagi, and G. Abrams, "Retinal prosthesis - an encouraging first decade with major challenges ahead," *Ophthalmology*, vol. 108, no. 1, pp. 14-15, 2001.
- [2] J. F. Rizzo, "Prospects for a visual prosthesis," *Neuroscientist*, vol. 3, no. 4, pp. 251-262, 1997.
- [3] J. F. Rizzo and J. Wyatt, "Ocular implant for the blind," *IEEE Spectrum*, vol. 33, no. 5, pp.47-53, 1996.
- [4] M. Clements, K. Vichienchom, W. Liu, C. Hughes, E. McGucken, C. DeMarco, J. Mueller, M. Humayun, E. de Juan, J. Weiland, and R. Greenberg, "An

implantable power and data receiver and neuro-stimulus chip for a retinal prosthesis system," Proceedings of the 1999 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, vol. 1, pp.194-197, 1999.

- [5] P. Mouroulis, Visual Instrumentation: Optical Design and Engineering Principles, McGraw-Hill, 1999.
- [6] G. Peyman, A. Y. Chow, C. Liang, V. Y. Chow, J. I. Perlman, and N. S. Peachey, "Subretinal semiconductor microphotodiode array," Ophthalmic Surg Lasers, vol. 29, no. 3, pp. 234-411, 1998.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] C. Veraart, C. Raftopoulos, J. T. Mortimer, J. Delbeke, D. Pins, G. Michaux, A. Vanlierde, S. Parrini, and M. C. Wanet-Defalque, "Visual sensations produced by optic nerve stimulation using an implanted self-sizing spiral cuff electrode," Brain Res., vol. 30, no. 813, pp. 181-186, 1998.
- [10] 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.
- [11] 윤일용, 이병호, 김성준, "레이저를 이용한 인공망막에서의 영상 전달부 설계," 2001년도 대한전기학회 전기물성응용부문회 추계학술대회논문집, pp. 43-44, 2001년 11월.



이 병 호 (李 鉉 浩)

1987. 서울대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1989. 서울대학교 전자공학과 졸업 (공학석사)
 1993. UC Berkeley EECS 졸업 (Ph. D)
 1994. 9 ~ 현재 서울대학교 전기·컴퓨터공학부 근무. 현 부교수.
 2000. IEEE Senior Member

2002. SPIE Fellow

주관심분야는 홀로그래프, 광섬유소자, 3차원 디스플레이 등.

Tel : 02-880-7245

Fax : 02-873-9953

byounggho@plaza.snu.ac.kr



김 성 준 (金 成 俊)

1978. 서울대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1981. Cornell University 졸업 (M. S.)
 1983. Cornell University 졸업 (Ph. D)
 1989 ~ 현재 서울대학교 전기·컴퓨터공학부 근무. 현 정교수.
 주관심 분야는 초미세 생체전자 시스템.

Tel : 02-880-1812

Fax : 02-882-4158

E-mail : kim@helios.snu.ac.kr

저 자 소 개



윤 일 용 (尹 一 鏞)

2001. 서울대학교 전기공학부 졸업(공학사)
 2001. 3 ~ 현재 서울대학교 대학원 전기·컴퓨터 공학부 석사과정
 주관심분야는 초고속 광통신용 분산보상, Bio-optics 등.
 Tel : 02-876-4483

Fax : 02-873-9953

E-mail : irong2@snu.ac.kr