

흰 쥐의 좌골 신경 자극을 통한 광전 자극의 가능성에 대한 연구

김의태^{1,2}, 오승재^{1,2}, 박형원², 김성준^{1,2}

¹서울대학교 전기·컴퓨터공학부
²초미세 생체 전자 시스템 연구 센터
(2004년 1월 20일 접수, 2004년 12월 8일 채택)

Feasibility of Optoelectronic Neural Stimulation Shown in Sciatic Nerve of Rats

Eui tae Kim^{1,2}, Seung jae Oh^{1,2}, Hyoung won Baac², Sung june Kim^{1,2}

¹School of Electrical engineering and Computer science

²Nano Bioelectronics and Systems Research Center

Seoul National University

(Received January 20, 2004. Accepted December 8, 2004)

요 약 : 본 연구는 외부 전원 없이 광다이오드만을 이용하여 생성한 광전 자극을 통해 신경계를 효과적으로 자극하는 방법에 대한 것이다. 광을 통한 전류원 생성 및 전달은 생체 내에 집적된 광소자를 삽입하고 외부에서 광을 통해 신호와 전력을 전달을 한다. 이 기술은 특히 '눈'이라는 광학적인 연결 통로를 이용할 수 있는 인공망막과 같은 시스템에 매우 효과적이다. 그러나 광전 소자를 내부 전원 없이 구동시키는 경우, 광전류가 생체 저항에 직접적인 영향을 받게 되므로 자극에 충분한 전류를 생성할 수 없다.

무 전원 광다이오드를 통해 생성되는 광전류를 신경 자극에 적용하기 위해서는 생체 저항의 크기에 관계없이 활동 전위 생성에 충분한 전류 공급을 할 수 있는 안정된 전류원이 필요하다. 이를 위해서 본 연구에서는 병렬 저항을 도입하였다. 병렬 저항 추가 시 생체 저항을 포함한 전체 저항 값이 낮아지므로, 광원의 세기에 따라 최대의 광전류에 근접한 값을 얻을 수 있게 된다. 그러나 병렬 저항 값의 크기를 낮출수록 자극에 쓰이지 않는 전류량이 늘어나므로, 자극 전류량의 극대 값을 찾기 위해서는 병렬 저항 값의 최적화가 필요하다.

실험을 통해 측정된 실제 자극 전류량이 최대가 되는 병렬 저항 값의 범위는 500Ω~700Ω 이고, 이때 전류량은 580uA~860uA 이며 전류 효율은 47.5~59.7%이었다. 자극의 크기와 빈도를 변화시키면서 쥐의 좌골 신경을 자극하여 눈으로 확인 가능한 떨림 현상을 확인하였으며, 다채널 기록기를 이용해 활동 전위를 측정하였다. 이를 통해, 인공 망막에서의 광 자극 가능성을 확인할 수 있었다.

Abstract : A neural prostheses can be designed to permit stimulation of specific sites in the nervous system to restore their functions, lost due to disease or trauma. This study focuses on the feasibility of optoelectronic stimulation into nervous system. Optoelectronic stimulation supplies, power and signal into the implanted optical detector inside the body by optics. It can be effective strategy, especially on the retinal prosthesis, because it enables the non-invasive connection between the external source and internal detector through natural optical window 'eye'. Therefore, we designed an effective neural stimulating setup by optically based stimulation. Stimulating on the sciatic nerve of a rat with proper depth probe through optical stimulation needs higher ratio of current spreading through the neural surface, because of high impedance of neural interface. To increase the insertion current spreading into the neuron, we used a parallel low resistance compared to load resistance organic interface and calculated the optimized outer parallel resistance for maximum insertion current with the assumption of limited current by photodiode. Optimized outer parallel resistance was at a range of 500Ω-700Ω and a current was at a level between 580uA and 650uA. Stimulating current efficiency from initial photodiode induced current was between 47.5 and 59.7%. Various amplitude and frequency of the optical stimulation on the sciatic nerve showed the reliable visual tremble, and the action potential was also recorded near the stimulating area. These result demonstrate that optoelectronic stimulation with no bias can be applied to the retinal prosthesis and other neuroprosthetic area.

Key words : Optoelectronic stimulation, Photodiode, Parallel resistance, Sciatic nerve, Retinal prosthesis

서 론

본 연구는 한국 과학 재단(KOSEF)의 지원을 받는 생체 전자 시스템 연구 센터(NBS-ERC)의 지원으로 수행되었습니다.

통신처 : 김성준 서울특별시 관악구 신림동 산 56-1
서울대학교 전기공학부 생체전자시스템 연구실
Tel. 82-2-880-6895 Fax. 82-2-882-4158
E-mail. kimsj@snu.ac.kr

현재 연구되고 있는 여러 종류의 신경 보철용 기기는 자극기를 생체 내에 이식한 뒤에 전기적으로 신경을 자극하여 활동 전위를 얻어내고, 이를 통해 기존에 문제가 있던 부위의 역할을 인공적으로 대신하는 역할을 한다. 인공 망막의 경우도 자극기를 생체 내에 이식하는 수술이 필요하며, 이식된 자극기가

동작하기 위해서는 일정량의 전력이 공급되어야 한다. 일반적인 전력 공급에는 두 가지 방식이 있는데, 하나는 외부에서 코일 결합(coupling)을 이용해 내부로 공급하는 방식이 있고[1], 다른 하나는 이식할 자극기에 배터리를 장착하고 전체적으로 밀봉시켜 삽입하는 방식이 있다 [2]. 인공 망막이 시술되는 부위인 안구는 사람의 경우 직경이 2.3~2.4cm으로 점성이 높은 유리질로 채워진 구형이며, 자극기는 안과 시술을 통해 안구 내로 삽입된다. 전력 및 신호 전송 방식이 코일 결합인 경우 높은 전달 효율을 얻기 위하여 외부코일과 내부 코일을 정렬시켜야 하며, 이때 안구 내에 위치하는 내부 코일은 고정을 위해 수정체를 제거한 부위에 위치하게 되는데, 코일의 무게로 인하여 안구의 형태 유지가 매우 어렵다. 한편, 내부 배터리를 이용하는 방식의 경우 코일에 의해 생기는 문제는 없으나, 전체 삽입하는 패키지의 부피가 커지게 되어 안과 시술이 어려우며, 배터리를 포함한 전체 패키지를 완전 밀봉하는 문제를 추가로 고려해야 한다. 이와는 달리 광전류를 이용하여 전력과 신호를 전송하는 경우, 각막과 수정체라는 빛이 자유로이 투과할 수 있는 투명한 창을 이용하므로 코일과 달리 생체 내부와 외부를 광학적으로 연결할 수 있다. 하지만, 내부 배터리를 사용하지 않는 전류 원을 제공하는 광전류 자극은 내부 자극 사이트의 저항과 생체 저항에 의해 주입 전류량이 결정되므로 정 전류원으로의 구실을 할 수 없으며, 실제 주입되는 전류량도 매우 작게 되고, 전류량을 키우기 위해서는 광다이오드의 크기에 제한을 받게 된다[3]. 따라서 본 논문에서는 내부 배터리 없이 외부에서 입사되는 광원의 세기만으로 생성되는 광전류를 이용하여 자극할 신경으로 최대의 전류를 공급할 수 있는 방법을 제안하고, 이를 통해 자극기 이외의 패키지가 필요 없는 최소 크기의 광전 자극이 가능한 시스템 제작의 가능성을 보였다.

실험 동기 및 설계

일반적으로 광을 전류원으로 이용하기 위해서는 광다이오드를 통해 빛의 세기를 광전류로 변환한다. 그림 1은 광다이오드의 I-V 특성 곡선이다. 역방향 전압의 인가 여부에 따라 광전압(photovoltaic) 영역과 광전류(photoconductive)영역으로 나뉘며, 빛의 세기에 따라 I-V 곡선에서 정 전류원에 해당하는 광전류 영역의 전류 값이 변화하며 생성되는 광전류의 크기는 빛의 세기에 비례한다.

그림 1에서 실제 생체를 자극하는 데에 쓰이는 전류량은 광다이오드 특성 곡선(a)과 음의 값을 가지며 로드 저항(RL)값의 역수에 해당하는 기울기를 지닌 직선(b)이 만나는 지점의 값으로 결정된다. 따라서 광다이오드를 정 전류 원으로 사용하기 위한 일반적인 다이오드의 쓰임은 일정한 크기의 역방향 전압을 인가한 상태에서 RL 값에 영향을 받지 않는 광전압 영역을 이용하며 이때 흐르는 전류는 i_b 이다. 한편, 역방향 전압이 인가되지 않은 경우는 직선 (b)이 원점을 지나며 기울기가 음이므로 I-V 좌표평면에서 4사분면인 광전류 영역에서 광다이오드의 특성 곡선과 접점이 형성되므로, 이때 생성되는 전류는 i_a 이며, RL 값에 따라 0에서 i_b 사이로 변하게 된다.

실제 신경 보철의 경우에는 내부 배터리가 필요 없는 회로를 선호한다. 이유는, 배터리가 실제 삽입되는 자극 회로에 포함되는 경우, 전체적인 삽입물의 크기가 커지게 되어 생체 내에서 영역을 확보해야 하는 문제가 생기기 때문이다. 또한 배터리와 같이 회로 이외의 이물질을 자극 기에 부착하여 이식

시키기 위해서는 자극기와 배터리를 포함한 전체적인 패키지가 필요하게 된다. 최근 배터리 사이즈가 작아지고 수명도 길어지고 있어서 배터리 수명 문제는 어느 정도 해결되는 것으로 보이지만[4], 인공 망막과 같이 일정한 전류를 동시에 여러 채널로 수십 년간 끊임없이 공급해야 하는 시스템의 경우 배터리 교체 문제는 피할 수 없다. 배터리 교체는 외과 시술을 동반하며 상당한 어려움이 따르고, 구조물 교체 작업에서 세손상을 동반할 수 있다.

이러한 이유로, 본 논문에서는 역방향 편향 전위 없이 동작할 수 있는 광다이오드를 이용하여 안정된 광전류를 공급할 수 있도록 방법을 제시한다. 앞에서 말한 바와 같이 bias가 없는 경우 RL 값에 따라 전류량이 크게 변화하는 문제가 발생하여 광다이오드를 정전류원으로 사용할 수 없다. 따라서 이를 해결하기 위하여 외부에 추가로 저항 R을 전체 저항 RL에 병렬 연결하였다. 전체 저항 RL과 병렬저항 R을 포함한 실제 저항 값은 $RL//R$ 로 나타나며, 원점을 지나며 $1/(RL//R)$ 기울기를 지닌 사선(load line)과 광다이오드 특성곡선이 만나는 위치에 의해 전류와 전압이 결정된다. 이때 R값이 충분히 작다면 전체 저항인 $RL//R$ 값이 RL에 영향을 받지 않는 R에 가까운 값으로 감소하여 이를 통해 사선의 기울기가 커지게 되고, 결과적으로 광다이오드에서 역방향 편향 전압이 걸린 상태에서 흘릴 수 있는 정전류 값 i_b 에 근접하는 전류량을 얻을 수 있다. 그러나 병렬 저항 R 값이 작아질수록, R을 통해 흐르는 자극에 쓰이지 않는 전류량이 증가하게 되어 상대적으로 RL을 통해 흐르는 전류량이 줄어든다. 이를 통해, 전체 전류에 있어서 자극 전류는 저항 값 R에 따라 전류량이 최적화되는 위치가 있음을 확인할 수 있다. 그러므로 본 논문에서는 병렬 저항을 추가한 광전류 자극기 제작 시 고려해야 하는 병렬 저항 R값의 최적화를 위한 실험을 수행하였다.

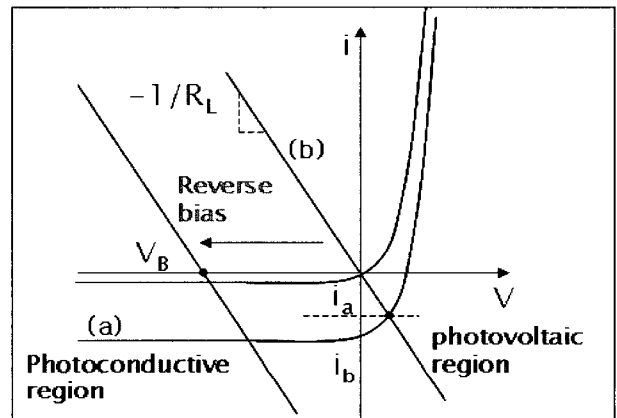


그림 1. 광다이오드 I-V 특성곡선과 전체 저항 RL에 의해 결정되는 광전류량

Fig. 1. Photodiode I-V characteristic curve and photo-generated current according to the load resistance RL

실험 환경 및 조건 구성

실험에서 광 다이오드를 자극하기 위해 쓰인 광원은 632.8nm의 파장을 지닌 He-Ne 레이저이며, 최대 파워는 5.71mW이다. 광원을 감지하고 이를 전류로 변환시키는 역할을 하는 광

다이오드는 충분한 전류 영역 내에서 실험할 수 있도록 광학 장치가 크며 출력이 좋은 SP-8ML (Kodenshi corp.) 실리콘 광 다이오드를 사용하였으며, 광학 장치의 크기는 7.4mm x 7.4mm 이다. 광 다이오드 I-V 특성 곡선은 parameter analyzer(4155B, Hewlett Packard)로 측정했으며, 광원의 세기를 변화시킬 수 있도록 감쇄기를 설치하였고 실제 자극 파형인 펄스를 생성하기 위하여 초퍼(chopper)를 광 다이오드 수광부 앞에 위치시켰다. 신경 자극 실험에 앞서 광원으로부터 발생하는 전체 전류량을 측정하기 위하여 광 다이오드의 특성 곡선을 얻었다.

자극 실험은 그림 2와 같이 진행하였다. He-Ne 레이저를 통해 나온 광은 감쇄기를 거쳐 광량이 조정된 뒤 초퍼를 지나면서 규칙적인 단락이 생긴다. 이 단락된 광은 광 다이오드의 광학 창으로 입사되며, 광량과 단락 정도에 따라 펄스 형태의 광전류가 생성된다. 발생한 전류는, 탐침 형의 단상(monopolar) 전극을 통해 자극하고자 하는 신경으로 발산된다. 자극용으로 사용한 탐침 형 전극은 텅스텐으로 제작 되었으며, 0.9% 생리 식염수에서 약 50kΩ의 임피던스 값을 가진다. 광 다이오드로부터 생성된 전류는 텅스텐 자극 전극을 통해 외부 환경으로 발산된다. 이때, 자극 위치와 일정 거리를 두고 기록용 전극을 위치시켜 활동 전위를 측정하는 것을 통해 자극 여부를 확인하였다.

위와 같은 동물 신경 자극 실험에 앞서, 광원을 이용하여 신경으로 전달될 전류가 신경을 자극하기에 충분한 지에 대한 가능성을 확인하기 위하여 0.9% 식염수에서의 발산 전류량을 측정하고 이를 상용 전류 자극기의 파형에 맞추도록 변형하였다[5].

동물 신경 자극 실험에 있어서, 병렬 저항의 사용 여부에 따른 실제 자극 전류량 및 활동 전위의 생성을 확인하는 실험을 수행하였다. 이를 위해서 병렬 저항을 추가하지 않은 자극기 회로를 사용하여 자극을 수행하고 활동 전위를 측정하고, 같은 실험을 병렬 저항을 추가한 자극기로 수행하였다. 병렬 저항을 추가한 자극기의 경우 실제 자극에 쓰인 전류를 계산하기 위하여, 병렬 저항 양단의 전압을 측정하고, 병렬 저항을 통해 흐르는 전류를 추정하였다. 병렬 저항 값을 변화시키면서 같은 실험을 수행하고, 얻어낸 값들을 광 다이오드 I-V 곡선과 비교하여 그 차이 값을 그래프로 그렸다. 이를 통해 실제 흐르는 전류와 병렬 저항 값의 관계가 어떠한 지를 확인하였다.

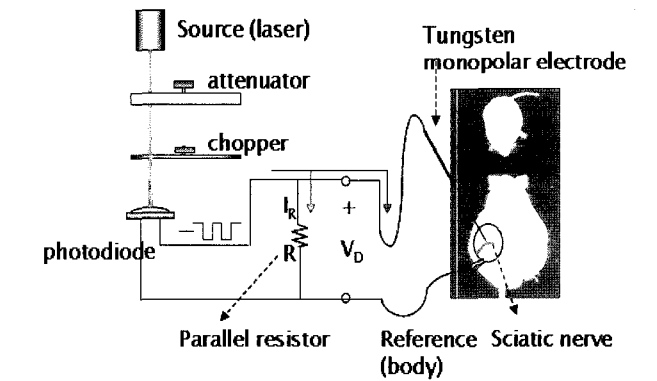


그림 2. 광 다이오드 자극을 기반으로 제작된 시스템의 개략도
Fig. 2. Schematic diagram of photodiode based stimulating system

결 과

광 다이오드로부터 생성된 광전류의 신경 자극 가능성을 확인하기 위해 수행한 0.9% 생리 식염수 하에서의 전류 전달 실험은 그림 3과 같다.

전달 신호의 기록은 자극 위치와 일정 거리(1cm)를 두고 기록용 텅스텐 전극을 위치시켜 오실로스코프로 전압 파형을 관찰하였다. 그림 3의 파형은 생리 식염수 환경에서 기록 전극을 통해 측정된 전압 파형(상부)과 광 다이오드의 출력 전압(하부)이다. 이러한 측정된 값을 상용으로 사용되는 전류 발생기로부터 같은 조건 하에 발생시킨 신호와 비교하여 전류 발생기의 파형에 맞추도록 변형이 가능한 것을 확인하였다. 이를 통해, 광전류로 신경을 자극시킬 수 있다는 결론을 얻었다.

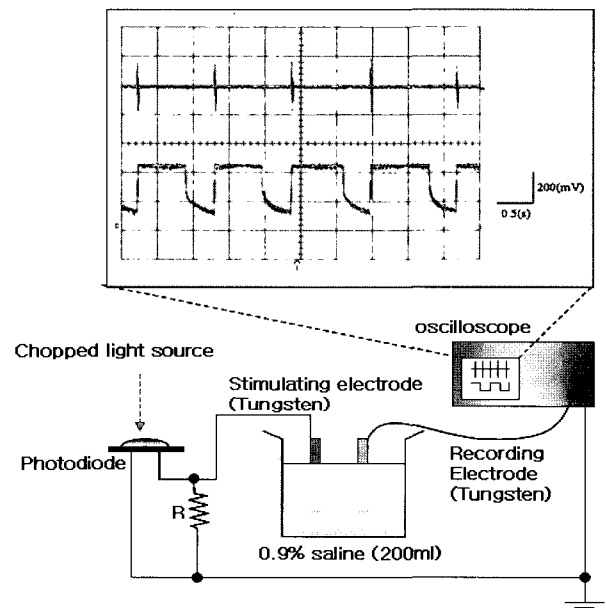


그림 3. 전류 자극 시뮬레이션 실험과 오실로스코프 상에서 측정된 광전류. 상부 신호는 자극 전극으로부터 약간의 거리(1cm)를 두고 생리 식염수상에서 기록된 신호. 하부 신호는 초퍼에 의해 일정하게 단락된 빛이 광 다이오드로 입사해서 생성되는 자극용 펄스.

Fig. 3. Simulation setup of current stimulating circuit and Oscilloscope trace of photo induced electrical signal. Upper signal is recorded from the saline solution apart from the stimulating electrode. Lower signal is the photodiode output voltage which is repeatedly chopped and become pulses

신경 자극 가능성을 확인한 뒤 동물 실험을 통해 이를 검증하였다. 망막 자극 실험의 경우 망막 층 전 혹은 후방에 자극용 전극을 배치하고 이를 통해 전류를 흘려줌으로써 망막 층에서 활동 전위가 발생하고 발생한 전류를 시각 피질에서 기록하거나 빛 자극에 대한 생체의 반응을 확인함으로써 자극의 여부를 확인할 수 있다. 물론 임상적 경우 환자와의 대화를 통해 자극의 정도나 형태가 실제 어떻게 보이는 지에 대하여 간접적으로 알 수 있다. 하지만, 위와 같은 방법은 피험자가 동물인 경우, 자극에 대한 반응 여부를 활동 전위 기록에 의해서만 측정이 가능하고, 그 반응이 어느 정도 크기이며 피험자에게 실제로

어떻게 보이는 지에 대해서는 측정할 수 없다. 본 논문은 역방향 편향 전위 없이 병렬 저항이 추가된 광다이오드만으로 생성된 광전류가 신경을 자극시키는 데에 충분한 지에 대해서 알아보는 데에 목적이 있으므로 신경 신호 기록이 어려운 망막 자극 대신 자극에 따라 반응이 다리 부위의 떨림으로 나타나는 좌골 신경(sciatic nerve)을 자극용 신경으로 정하였다. 자극용 전극은 앞 식염수 환경 전류 방출 실험에서 사용된 탐침 형태의 텅스텐 전극을 이용하였으며 사용된 실험용 쥐는 Sprague dawley이다. 활동 전위는 자극 부위로부터 1cm 떨어진 곳에서 기록하였으며 그림 4와 같다.

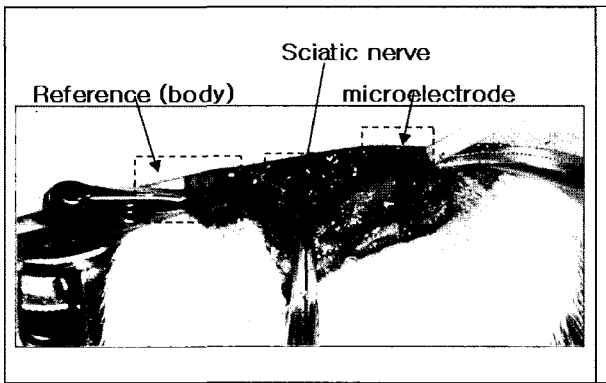


그림 4. 동물 실험 장치 모습. 바늘 형태의 단극 자극 기로 좌골 신경 부위를 관통하도록 위치시키고, 악어클립을 이용하여 기준 전극의 전위를 생체 전위로 맞춤. 신호는 자극 전극에서 1cm 떨어진 부분에서 기록. (그림에는 나타나지 않음).
 Fig. 4. A view of experimental setup. Mono polar needle shape microelectrode penetrates into the sciatic nerve and alligator clip grabs the body for reference. Signal is recorded apart from the microelectrode about 1cm, not shown in this figure

신경 부위의 광전류 자극에 앞서, 자극의 유효성을 추정하기 위하여 광전류 생성원인 레이저와 광다이오드를 상용 전류 자극기로 대체하여 선행 실험을 수행하였다. 전류 자극기에 쓰인 전류의 세기와 주기, 자극 폭은 광전류로 발생시킬 수 있는 파형으로 선택하였다. 전류 자극기를 통해 활동 전위가 측정됨을 확인한 후 광전류를 발생시키기 위해 소스를 변환하였다. 병렬 저항 추가의 적절성을 확인하기 위하여 대조군 실험으로 병렬 저항을 연결하지 않은 상태로 자극 실험을 하였으나 소스를 변화시킨 것만으로는 활동 전위를 얻을 수 없었다. 왜냐하면 광다이오드에서 발생하는 광전류는 정전류원이 아니기 때문에 높은 내부 저항에 크게 영향을 받기 때문이다. 병렬 저항을 연결한 뒤에 같은 실험을 반복하고, 자극이 됨 다리의 떨림과 활동 전위의 측정을 통해 확인 할 수 있었다. 실제 전달되는 전류량의 극대값을 알기 위하여 본 실험에서는 병렬 저항의 값을 50Ω 에서 20kΩ으로 변화시키며 I-V 값을 기록하였으며, 이를 광다이오드 I-V 곡선 과 같이 기록한 것은 그림 5와 같다.

그림 5에서 (광다이오드 특성곡선, 병렬저항양단에 흐르는 I-V 곡선) 사이의 차이는 자극 전극을 통해 생체로 흐르는 실제 전류 값이다. 실제 전류 값에는 극대 값이 존재하는데, 이는 자극 전극을 통해 흘릴 수 있는 최대값으로 제작하는 광 다이오드의 특성에 따라 다를 수 있다. 실제 흐르는 전류 값을 측정하기 위해 극대값을 포함한 원점을 지나는 직선을 그어 전체 저

항을 추정하였으며, 이를 통해 자극 전극을 통해 흐르는 전류량과 병렬 저항을 통해 흐르는 전류량을 계산하였다.

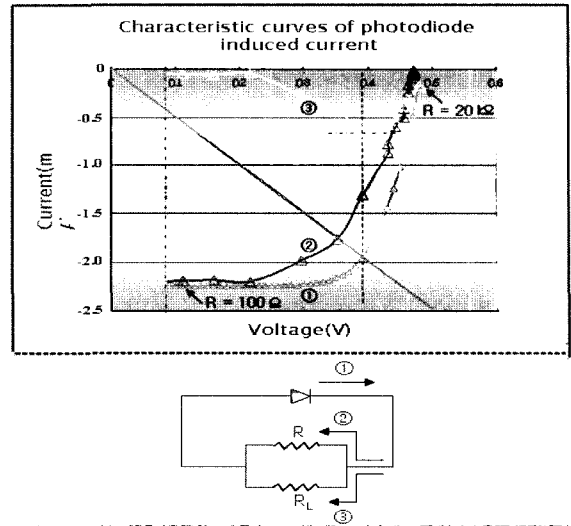
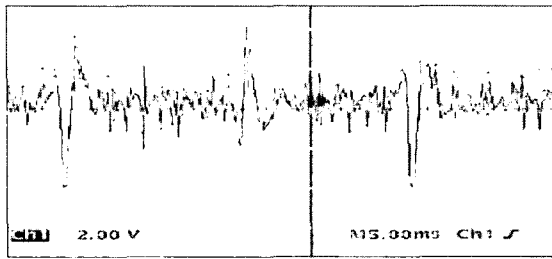


그림 5. 광다이오드로부터 생성된 광전류의 I-V 특성곡선 ① 광다이오드로부터 생성되는 최대 전류 ② 추가한 병렬 저항을 통해 흐르는 자극에 쓰이지 않는 전류 ③ 자극 전극을 통해 생체로 흐르는 실제 전달 전류
 Fig. 5. Characteristic I-V curve of photodiode induced current. ① maximum current which is generated by photodiode ② bypass current which flows through the additional parallel resistance ③ delivery current which flows through the stimulating electrode to the neural interface

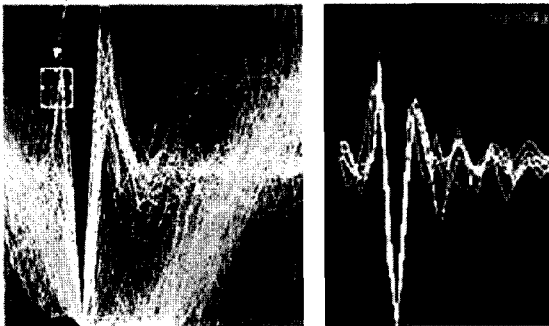
위의 계산을 통해 본 실험을 통해 쓰인 광다이오드를 이용한 광전류의 경우 병렬 저항이 300Ω에서 1.5kΩ 인 경우 신경 자극이 가능함을 활동 전위를 통해 확인하였다. 또한, 자극 전류의 극대값은 500Ω에서 700Ω 사이의 저항이 병렬로 연결될 경우 얻을 수 있었다. 이때, 실제 자극에 쓰일 수 있는 전류는 약 590uA에서 860uA 이었다. 광다이오드로 생성할 수 있는 전류가 각각 1.24mA에서 1.44mA이므로, 전류 효율은 47.5%~59.7%이다. 자극 전류가 극대값인 경우에 측정된 활동 전위는 그림 6과 같다.

그림 6의 (a)는 기록 전극을 통하여 측정되는 전위의 변화를 오실로스코프로 관찰한 사진이다. 전위의 변화는 14~15ms마다 반복되는 자극 펄스에 대한 기록과 신경의 흥분에 의한 활동 전위의 변화를 모두 포함하고 있으므로 (a)만으로는 자극 성공 여부를 판단할 수 없다. 본 연구에서는 Plexon Inc. 의 다 채널 신호 획득(signal acquisition) 시스템을 이용하여 자극 펄스와 신경 활동 전위를 시간적으로 분리하여 신경 활동 전위를 차등 증폭시켰다. 증폭된 신경 활동 전위와 자극 펄스는 프로 그래모미터 상에서 (b)와 같이 표시된다. 이때, 선택 창을 이용하여 신경 신호만을 분리하면, (c)와 같이 신경 활동 전위만을 추출해 낼 수 있다. 이를 통해 광자극 여부를 확인할 수 있었다.



(a)

sorting window



(b)

그림 6. 광다이오드 기반의 전기 자극을 통해 생성되는 활동 전위 (a) 오실로스코프를 통해 관찰된 활동 전위 (b) 신호 측정 보드 (Signal acquisition board)를 통해 기록된 신경 활동 전위와 자극 잡음 (c) 분류 창(sorting window)을 통해 여러 신호의 집합으로부터 분리해 낸 신경 활동 전위

Fig. 6. Neural spike evoked by the photodiode based electrical stimulation (a) Oscilloscopic view of the neural signal (b) Both the neural spike and the stimulating artifact are captured by the signal acquisition board (c) The neural signal is sorted by the sorting window from the signal mixtures

결론 및 토의

신경 보철에 있어서, 신경 부위와 전극 간에 형성되는 계면은 전류 전달에 있어서 불리한 요소이다. 광을 이용하여 충분하고 안정적인 전류 원을 생성해내기 위해서는 추가 저항을 병렬로 연결하는 방식이 필요하며, 이때 저항 값은 광다이오드 특성 곡선과 병렬 저항에 흐르는 전류 값의 차이가 극대가 되는 값을 찾아 설정한다.

신경 자극에 있어서 광을 이용한 자극은 두 가지 점에서 이점이 있다. 하나는 안전성의 문제이다. 신경 자극에 응용할 수 있는 광자극의 강도와 방식은 생체에 해로운 영향을 미친다는 현상이 보고된 바가 없으므로, 광을 통해 신호를 전송하면 상용 방식인 전자기파를 이용한 자극에 비해 위험 요소가 감소된다. 다른 하나는 자극에 필요한 전류원을 생체에 삽입하지 않아도 되기 때문에 내부 배터리가 필요 없다는 것이다. 이와 함께 내부 배터리를 삽입하는 공간이 절약되므로, 전체적으로 삽입하는 구조물의 크기가 작아지고 배터리의 수명으로 인한 재수술의 문제가 사라진다.

본 연구에 사용된 7.4mm x7.4mm 크기의 넓은 광학 창을 지닌 광 다이오드의 경우 전류원이 없는 광자극과 병렬 저항을 이용하여 자극에 필요한 전류를 생성해 낼 수 있었다. 하지만 인공 망막 시스템에 사용하기 적합한 무 전원 광전류 자극에 쓰이는 광다이오드의 경우 자극 해상도를 위해 크기를 작게 만들어야 하므로 크기에 비례하여 생성되는 광 전류량도 줄어들게 된다. 따라서 광전류 효율을 늘리는 연구가 앞으로 진행되어야 한다. 또한 현재 제작되고 있는 상용 광다이오드의 경우 생체 적합성을 고려하여 밀봉에 대한 연구도 진행되어야 하며, 해상도를 높이기 위해 제작된 array 형태의 광 다이오드에 광원을 정확히 위치시키는 연구도 병행되어야 한다.

이러한 광학을 적용한 인공 망막 연구는 앞으로 망막 신경 자극을 위해 필요한 광다이오드를 array 형식으로 집적하여 시스템을 구현함에 있어서[6, 7] 더욱 인공 시각을 구현을 현실화하는 데에 기여할 것으로 기대한다.

참고 문헌

1. W.Liu, E.McGucken, K.vichienchom, S. m. Clements and S. C. Demarco, "Retinal Prosthesis to aid the Visually impaired", IEEE, vol. 4, pp.364-369, 1999
2. V. F.Holmes, "The role of lithium batteries in modern health care", J.of Power Sources, vol. 97- 98, pp.739-741, 2001
3. A.Y.Chow and V.Y.Chow, "Subretinal electrical stimulation of the rabbit retina", Neurosci., vol. 225, pp 13-16, 1997
4. J.Dodd, C. Kishiyama, M. Nagata, H. Nakahara, H. Yumoto, and H. Tsukamoto, "Implantable Rechargeable Lithium Ion Batteries for Medical Applications: Neurostimulation and Cardiovascular Devices", 2004th Meeting, Electrochemical Society Inc., 2003
5. J.Black, "Electrical stimulation-its role in growth, repair and remodeling of the musculoskeletal system", Praeger, 1987
6. G.Peyman, A.Y. Chow, C. Liang, V.Y. Chow, J.I. Perlman and N.S. Peachey, "Subretinal semiconductor microphotodiode array", Ophthalmic surgery and lasers, vol. 29, no. 3, pp 234-241, March, 1998
7. E.Zrenner, K.-D.Miliczek, V.P. Gabel, H.G. Graf, E. Guenther, H. Haemmerle, B. Hoefflinger, K.Kohler, W. Nisch, M. Schubert, A. Stett and S. Weiss, "The Development of Subretinal microphotodiodes for replacement of degenerated photoreceptors", Ophthalmic Res., vol.29, pp.269-280, 1997