

혈류 시뮬레이터와 LD의 자기혼합효과를 이용한 혈류계 프로브의 구현

°김종원\*, 고한우\*\*

\*주성대학 전기전자통신공학부, \*\*한국표준과학연구원

Implementation of a blood flow simulator and a blood flowmeter probe using self-mixing effect of the laser diode

Jong-Weon Kim\*, Han-Woo Ko\*\*

\*Juseong College, \*\*Korea Research Institute of Standards and Science

= Abstract =

In this paper, the authors have implemented a blood flow simulator and a blood flowmeter probe using self-mixing effect of the laser diode. The purpose of the blood simulator is to simulate microvascular blood flow in tissue. It consists of melinex film (thickness = 125 μm) which has similar optical characteristics to epidermis and porous polyethylene filter (Vyon, porosity 35%, mean pore size 50 μm, thickness=1 mm) which has similar optical characteristics to dermis. The blood flowmeter probe consists of laser diode(5 mW, 780 nm wavelength), CD lens(focal length 12 mm), current-to-voltage converter, highpass filter, and preamplifier. It doesn't need optical fiber, therefore, implementation of the probe is simpler than conventional probe using optical fiber.

I. 서 론

인체에 있어서 미세혈류 순환계인 모세혈관은 매우 중요한 역할을 수행한다. 즉, 혈액으로 운반된 물질이 조직으로 이동되며, 조직으로부터의 노폐물이 혈액으로 이동되는 곳이 바로 모세혈관이다. Krogh에 의하면 성인의 총 모세혈관의 면적은 6,300m<sup>2</sup>에 달한다고 한다<sup>[1]</sup>. 또한 모세혈관을 지나가는 혈액의 유속이 느릴수록 단위시간내에 물질교환이 효과적으로 이루어진다. 실제로 동맥보다 모세혈관의 총단면적이 크므로 혈류속도는 훨씬 낮다. 피부의 모세혈관층의 전체 혈관 용적비율은 0.5%이고, 이 부분중 적혈구의 부분용적은 40%이므로 전체에 대한 비는 0.2%가 된다<sup>[2][3]</sup>.

해부학적으로 모세혈관은 표피층(epidermis) 아래에 존재하는 진피층(dermis)내에 위치하며, 화상이나 동상, 찰과상등에 의해 손상되기 쉽다. 이러한 모세혈관의 혈류를 관측하는 것은 환자를 진단하거나 치료하는데 매우 중요한 사항으로, 임상병리에서 혈액의 용적이나 혈구의 양, 흐름 등을 측정하여 영양상태, 체온조절 등의 분석과 피부 혈액순환의 생리학적, 병리학적 이해에 도움이 된다.

혈관의 혈류량을 측정하기 위한 많은 방법이 제시되어있는데 말초혈관의 혈류측정에는 레이저 도플러 혈류계가 효과적이다<sup>[4]</sup>. 광섬유를 사용한 레이저 도플러 혈류계는 Tanaka<sup>[5]</sup> 이후에 많은 연구자들에 의해서 연구되었으며, Shinohara<sup>[6]</sup> 등에 의해서 LD(laser diode)의 자기혼합효과(self-mixing effect)가 보고된 이후 LD와 하나의 광섬유만을 가지고 혈류를 측정하는 연구가 계속되고있다<sup>[4][7]</sup>.

혈류계를 이용한 모세혈관의 혈류량 측정에 대한 기준을 제공하기 위해서는 미세혈류 순환계를 시뮬레이션할 수 있는 장치가 필요한데 많은 연구자들이 단순한 튜브모델이나 회전원판, 모세관모델 등을 이용함으로써 모세혈관을 단순모델화 하였다<sup>[4][7][8]</sup>.

LD의 자기혼합효과를 이용한 혈류계의 연구에 있어서도 광섬유를 프로브로 사용하기 때문에 LD와 광섬유간의 정렬기술이 필요하므로 프로브 제작에 어려움이 따랐다.

본 연구에서는 미세혈류 순환계를 시뮬레이션하기 위해서 표피층과 진피층의 광학적 특성과 유사한 재료를 사용하였고, 특히, 진피층에서의 모세혈관의 혈류흐름을 나타낼 수 있는 필터를 사용하여 시뮬레이터를 구현하였으며, 광섬유를 사용하지 않고 직접 LD와 렌즈를 사용하여 프로브를 구현하였다. 특히, 프로브에 전류-전압 변환회로와 고역통과필터, 증폭단을 부착하여 충분히 강화된 도플러 신호를 검출할 수 있도록 하였다.

II. 혈류 시뮬레이터와 혈류계 프로브의 설계

일반적으로 혈류의 흐름을 모의하기 위해서 사용하는 것은 하나의 튜브를 사용하여 혈관으로 생각하고 유체를 튜브내로 흘리면서 측정하는 것이다. 튜브내의 유체의 흐름이 입자의 브라운 운동에 의해서 난반사를 일으키기는 하지만 실제의 모세혈관으로부터 얻어지는 반사광에 비하면 매우 큰 신호가 된다. 따라서, 진피층의 모세

혈관을 모의할 수 있는 재료를 이용한 시뮬레이터가 요구된다.

그림 1은 본 연구에서 제작된 모세혈관 시뮬레이터의 도면을 나타내고있다. 그림 1에서 중앙의 관로(직경 8mm)를 통해서 일정한 속도로 유입된 액체는 피부조직과 말초 혈류 흐름을 모의하는 필터를 통과한 후 유출된다. 이 시뮬레이터에서 피하층 조직의 혈류흐름을 모의하기 위해서 몸통은 화학적으로 안정한 PET polymer를 이용하여 제작하였다. 피부조직을 모의하기 위하여 광학적으로 피부의 표피층과 유사한 특성과 두께를 갖는 Melinex film(두께 125 μm)을 사용하였으며, Capillary loop의 현미 흐름을 모의하기 위하여 진피층과 광학적으로 유사한 특성을 가지며, 추후 혈액을 이용한 실험이 가능하도록 적혈구가 통과할 수 있는 pore 크기를 갖는 flow channel로는 두께 1mm의 porous polyethylene filter(Vyon, porosity 35%, 평균 pore size 50 μm)를 사용하였다. 위의 Melinex film과 polyethylene filter는 다른 연구결과에 의하면 400 - 800 nm의 파장 대역에 대한 광의 투과도가 파장이 증가할수록 증가하는 특성을 갖는 표피층 및 진피층과 비슷한 특성을 갖는다<sup>[9]</sup>.

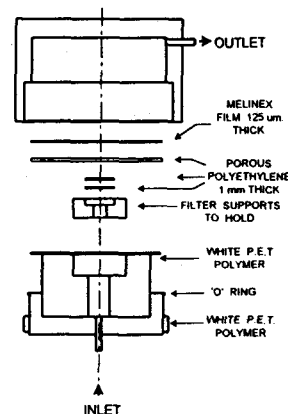


그림 1. 모세혈관 시뮬레이터 도면  
Fig. 1. Diagram of capillary simulator

기존의 레이저 도플러 혈류계(Laser Doppler Blood Flowmeter : LDF)의 프로브는 송광부와 수광부가 별도의 소자 및 광섬유를 사용하여 제작하고, 조직의 혈류변화를 측정하고 있으며, 이러한 측정 시스템은 광원으로부터 광섬유를 통하여 광을 효율적으로 전송하기 위해서 광축의 정밀한 정렬이 필요하며, 송수광 각각 별도의 소자 및 회로를 필요로 하는 등, 시스템의 구현이 복잡해진다. 자기혼합형 LDF에 있어서도 광섬유가 하나로 줄어들기는 하였지만 LD와 광섬유사이의 정밀한 정렬을 필요로 하는 면에 있어서는 구현에 어려움이 따르고 있다.

본 연구에서는 LD와 광섬유사이의 정렬을 필요로 하지 않는 그림 2와 같은 송수광 일체형 프로브를 설계 제작하였다.

본 연구는 보건복지부의 보건과학기술 연구개발사업의 연구비 지원에 의해 이루어 졌음.

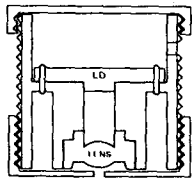


그림 2. 프리앰프 내장형 LDF 프로브  
Fig. 2. A LDF probe head including preamplifier

그림 2에서 사용된 LD는 Hitachi사의 HL7801E로서 780 nm의 근 적외선 파장과 5 mW 출력, 문턱전류 50mA, 빔폭은 14×27°, 모니터전류는 0.3mA이며, 단일모드 발진을 하고, 광검출용 수광 다이오드가 내장되어 있다.

LD로부터 발진되는 광출력은 14×27°의 빔폭을 가지면서 확산되므로, 정확한 측정위치의 선정과 측정할 sample volume 결정 등에 어려움이 있으며, 광출력이 현저히 낮아지게 된다. 따라서 레이저광을 집속 시켜줌으로써 광출력을 높여주고 산란되어 재환되는 광의 세기를 높여줌과 동시에 혈류량 추정을 위한 sample volume을 한정시킬 필요가 있다. 이를 위해서 Philips CD 렌즈(type AO054, 직경 4.73mm, 초점거리 12mm)를 HL7801E의 창측에 부착하였고, LD의 발열에 의한 발진광의 불안정을 해결하기 위해서 프로브 case를 발열 특성이 우수한 알루미늄 재질로 제작하였다. 또한 측정 sample volume을 가변할 수 있도록 렌즈와 피부접촉면 간의 거리를 조정하기 위하여 별도의 cap을 설치하였다.

프로브내의 LD 상단의 공간에는 전류-전압 변환회로와 전치증폭단이 두 개의 연산증폭기를 사용하여 구성되어 있어서 광 검출용 수광 다이오드의 미소전류를 전압으로 변환하고 증폭시켜줌으로써 대역통과필터와 후단 증폭부로 넘겨지는 동안에 생길 수 있는 외부 잡음의 영향을 최소화하였으며, LD와 렌즈만을 사용하는 광축의 정렬이 단순한 장점이 있다.

### III. 혈류 시뮬레이터와 프로브의 성능평가

본 연구에서 실제 제작된 혈류 시뮬레이터와 프로브의 성능을 평가하기 위해서 그림 3과 같은 실험장치를 구성하였다. 또한 프로브의 성능평가를 위해서는 저음 스피커를 삼각파로 구동시켜 도플러 신호의 변화를 실험하였다.

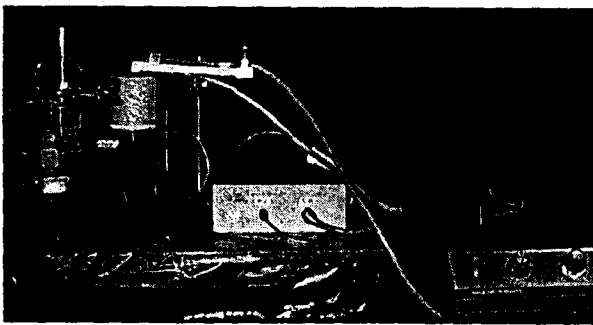


그림 3. 실험장치의 구성  
Fig. 3. Experimental setup

혈류 시뮬레이터의 성능평가를 위해서 농도를 4종류로 만든 latex particle(지름 5 μm)을 다양한 속도에서 실험하였다. 실제 피부혈류는 혈류의 속도뿐만 아니라, 혈류량 및 적혈구 농도에 따라서 측정 깊이가 변하거나 주파수별 전력에 차이가 있으며, 또한 이동물체로부터 검출된 신호와 달리 특정한 peak를 갖지 않고 유속이 증가함에 따라서 고주파 대역의 전력이 증가하게 된다.

혈류신호는 Pentium 개인용 컴퓨터에 장착된 Data Translation사의 DT2839 12bit A/D 보드를 사용하여 60kHz 샘플링하였으며, 동일조건에서 10초간의 데이터를 받아서 저장하였다. 저장된 데이터는 4,096개씩 분할하고 이웃 세그먼트와 50% 중복이 되도록 하여 Hanning 윈도우 처리 후 FFT에 의하여 전력스펙트럼을 구하였으며, 평균 전력스펙트럼을 구한 후 모멘트성분을 계산하였다.

그림 4는 제작된 프로브를 사용한 스피커 구동실험에서 얻어진 결과이다. 여기서 fdp, fmd, fmn은 각각 도플러 천이 신호의 peak, median, mean 주파수를 나타낸다. peak 주파수는 스피커의 이동속

도에 비례해서 주파수가 증가하는 모습을 보이며, 이로써 자기혼합형 프로브의 동작을 확인할 수 있었다.

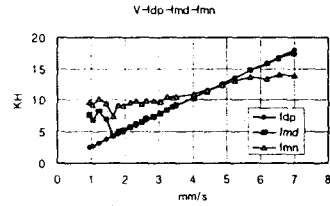


그림 4. 프로브의 실험결과  
Fig. 4. Experimental results of probe

혈류 시뮬레이터에 여러 농도의 용액을 흘리면서 실험한 결과는 그림 5와 같다. 실험용액의 농도는 각각 0.1, 0.2, 0.3, 0.5%일 때의 0차 모멘트와 1차 모멘트를 구하였다. 일반적으로 0차 모멘트는 농도와 관련되어 있으며, 1차 모멘트는 flow와 관계가 있는데 두 그래프를 통해서 이러한 관계가 성립되는 것을 알 수 있다.

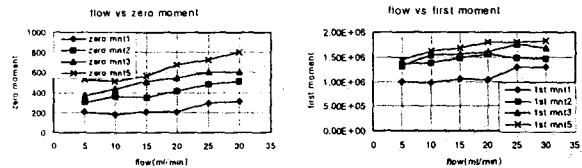


그림 5. 혈류 시뮬레이션 결과  
Fig. 5. Simulation results of blood flow

### IV. 결 론

본 연구에서는 미세 혈류 순환계를 모의하기 위한 혈류 시뮬레이터와 자기혼합효과를 이용한 LDF의 프로브를 구현하였다. 혈류 시뮬레이터는 광학적 특성이 표피층과 유사한 Melinex film과 진피층과 유사한 polyethylene filter를 사용함으로써 피부조직의 모세혈관을 모의 실험할 수 있었다. 또한 프로브는 광섬유를 사용하지 않고 LD와 렌즈만의 정렬을 함으로써 제작을 용이하게 하였으며, 전류-전압변환기와 전치증폭기를 내장하여 잡음에 강하게 설계하였다.

프로브에 대해서는 sample volume을 결정하기 위한 실험과 시뮬레이션이 필요하며, LD를 안정화시키기 위한 추가적인 방안의 연구가 필요하다. 반도체 집적기술을 사용하여 본 연구에서 개발된 프로브가 제작된다면 보다 효과적이 될 것으로 사료된다.

### V. 참고문헌

1. 이병희, 생리학, 신광출판사, 1985
2. G. A. Holloway, Laser Doppler Measurement of Cutaneous Blood Flow, Academic Press Inc. 1983.
3. G. E. Nilsson, "A New Instrument for Continuous Measurement of Tissue Blood Flow by Light Beating Spectroscopy," IEEE Trans. BME, vol. 27, no. 12, 1980
4. M. Slot et al., "Blood flow velocity measurements based on the self-mixing effect in a fibre-coupled semiconductor laser: in vivo and in vitro measurements", Med. & Biol. Eng. & Comput., vol. 30, pp. 441-446, July, 1992.
5. T. Tanaka and G. B. Benedek, "Measurement of the velocity of blood flow (in vivo) using a fiber optic catheter and optical mixing spectroscopy", Appl. Optics, vol. 14, pp. 189-196, 1975.
6. S. Shinohara et al., "Laser Doppler velocimeter using the self-mixing effect of semiconductor laser diode", Appl. Optics, vol. 25, pp. 1417-1419, 1986
7. K. Mito et al., "Self-mixing effect of the semiconductor laser Doppler method for blood flow measurement", Med. & Biol. Eng. & Comput., vol. 31, pp. 308-310; May, 1993.
8. A. Liebert et al., "A calibration standard for laser-Doppler perfusion measurements," Rev. Sci. Instrum., vol. 66, no. 11, pp. 5169-5173, Nov., 1995.
9. G. Dougherty, "Spectral analysis of laser Doppler signals in real time using digital processing," Med. Eng. Phys. vol. 16, no. 1, pp. 35-38, Jan., 1994.