

자기혼합형 반도체 레이저를 이용한 혈류측정 시스템 설계 및 평가

김덕영·이진·김세동·고한우·김성환

= Abstract =

Design and Evaluation of Blood flow Measurement System Using Self-mixing type Semiconductor Laser

Duck-Young Kim, Jin Lee, Se-Dong Kim, Han-Woo Ko, Sung-Hwan Kim

Blood flow velocimeter is an essential device to measure the blood flow in skin tissue. In this study, we developed a high-speed LDV(Laser Doppler Velocimeter) that has real time processing capability using a DSP(digital signal processing) chip and is able to continuously measure information about blood-flow based on a noninvasive method using self-mixing type laser diode. This LDV system has a simpler structure than any other typical blood flow velocimeter and is composed of new self-mixing probe, stabilizer circuit, DSP board, and interface board.

We measured velocity of speaker-unit by operational frequencies to identify Doppler effect of this system, performed clinical experiment on bare finger tip and compared it with a commercial equipment, BPM403A(USA).

Key words : Laser diode, Blood flow velocimeter, Self-mixing type, DSP

서 론

혈액의 흐름을 관측하는 것은 환자를 진단하거나 치료하고자 할 때 필요한 중요 검사사항으로, 이를 측정하기 위해 사용하는 장치인 혈속계(blood-flow velocimeter)는 영양상태, 체온조절 등의 분석과 피부 혈액순환의 생리학, 병리학적인 이해에 큰 도움을 주는 기구이다.

레이저를 이용한 혈속계는 Wang[1] 등이 레이저의 도플러(Doppler) 현상을 이용한 속도 측정에 대한 연구를 발표함으로써 시작되었으며, Bonner[2] 등은 피부 조직에 대한 수학적 모델링을 통한 접근방법으로 이에 대한 연구를 가속화시켰고, Stern[3]은 피부 조직의 Monte-Carlo simulation을 수행하여 혈류 측정 연구를 더욱 체계화시켰다.

이러한 발전상황에 비해 레이저 자체의 광학적 특성이 까다로와 실질적인 시스템을 구성하는데 있어 많은 어려움이 뒤따랐으며, 실시간 응답을 위한 신호처리 기술의

미흡 등으로 그 활용 범위 또한 축소되어 더 이상의 진전을 기대하기 어려웠다. 그러나, 광학 기술의 발전은 반도체 레이저의 개발로 이어져 보다 쉽게 레이저를 이용한 장비들의 개발을 가능하게 하였고, Shinohara[4] 등은 반도체 레이저의 자기혼합(self-mixing) 특성을 가지고 일반적인 이동체(moving object)의 속도 측정에 응용한 연구를 발표하기에 이르렀으며, 또한 DSP(digital signal processor) 소자의 출현으로 복잡한 신호처리 알고리즘의 실시간 처리를 가능하게 하였다.

이에 본 연구에서는 생체조직내에 분포하는 모세혈관을 대상으로 혈류, 혈속 및 용적 등의 혈류정보를 측정함에 있어 기존의 레이저의 단점을 극복한 자기혼합형 반도체 레이저 혈류 측정 시스템(LDV)을 설계하였다.

제안된 시스템은 광 송출부인 레이저 다이오드의 출력을 안정화 시키기 위한 안정화 회로, 기존의 복잡하고 어려운 광 결합기술에 의한 프로브를 대신할 수 있는, 비관혈적 측정이 가능한 레이저 송수신 일체형 프로브(self-

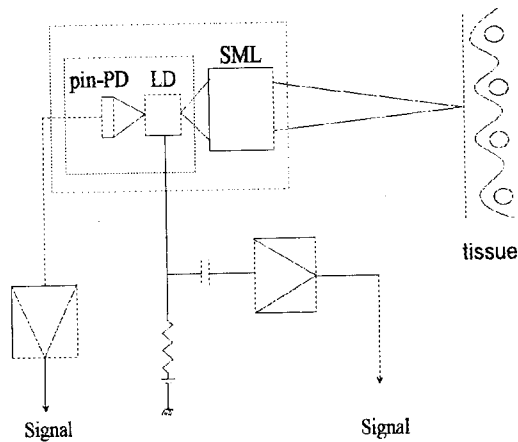


그림 1. 자기혼합형 레이저 도플러 혈속계
Fig. 1. Self-mixing type LDV

mixing probe)와 일체형 프로브에 알맞은 혈류 측정 신호처리 회로로 구성되었다. 또한, 실시간(real-time) 측정이 가능하도록 고속의 DSP소자를 이용하여 구현하였고, PC(personal computer)와의 연결을 통해 연산된 데이터들을 판독이 쉽고 다양하게 처리할 수 있도록 하였으며, 설계된 시스템의 성능을 확인하기 위해 스피커 속도 측정 실험과 상용화된 제품과의 비교실험을 수행하였다.

자기혼합형 레이저의 도플러 혈류 측정법

음파의 도플러 현상을 이용하여 이동체의 속도를 측정하는 방법은 널리 알려져있는 사실이며, 본 연구에서 응용한 레이저광 또한 이동체에 대하여 같은 현상을 가지고있음은 많은 발표자들에 의해 검증된 바 있다[1]. 도플러 현상에 따른 주파수 천이를 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\Delta f = \frac{2\nu v \cos\theta}{\lambda} \quad (1)$$

식(1)은 움직이는 물체의 속도 v 와 주파수 Δf 사이의 도플러 관계식을 나타내며, 여기서 n 은 굴절지수, λ 는 레이저의 파장, 그리고 θ 는 속도벡터와 입사광 사이의 각을 의미한다.

이를 이용한 기존의 발광부와 수광부를 분리하여 사용하는 레이저의 경우 광학적인 배열의 어려움이 따르고 구성이 복잡해지며, 따라서 고가의 장비가 되었다. 그러나, 하나의 셀(cell) 내부에 레이저 다이오드와 광 다이오드가 일체형으로 들어있는 반도체 레이저의 경우 이러한 단점들을 극복할 수 있다.

레이저를 생체조직에 투사할 경우 레이저광의 일부는 고정체에 의해 산란되고, 일부는 혈류에 따라 움직이는 입자(적혈구 등)에 의해 반사되어 도플러 현상을 일으키게 된다. 이때 자기혼합형 레이저 다이오드는 주파수 천이를 일으키며 되돌아오는 성분과 지속적으로 방출되고있는 레이저 성분이 변조를 일으켜 자기혼합 현상을 나타내게 되고, 파장안정을 위해 반도체 레이저에 내장된 광다이오드는 이같은 성질을 지닌 광성분을 검출한다. 이로부터 본 연구에서 사용한 자기혼합형 레이저 다이오드를 이용한 혈속계의 구성과 수학적 모델링을 통한 도플러 혈류 측정법은 다음과 같다.

위의 그림에서 LD(laser diode)와 PD(photo diode)는 레이저 다이오드와 광다이오드를, SML(surface mirror)은 광로상의 유리면을 각각 나타낸다. 그림에서와 같이 광다이오드 단자의 연속적인 출력 변화로부터 얻은 도플러 천이 신호를 가지고 주파수 스펙트럼을 구할 수 있으며, 이로부터 조직의 혈류 정보를 알아 낼 수 있다.

자기혼합된 신호의 세기는 레이저 공진기로 되돌아오는 광량에 의존하게되며 이를 결합계수(coupling coefficient) C 로 나타내게된다. 자기혼합효과는 C 값의 제한된 범위내에서만 나타나는데, 되돌아온 광의 세기가 너무 크면 코히어런스(coherence)가 사라지게되므로 움직이는 대상체의 반사율, 산란특성, 광로에 존재하는 유리면의 투과율 등을 고려해줘야한다. 자기혼합된 광의 세기는 다음의 식으로 나타낼 수 있다[4].

$$g_c - g_{th} = \frac{k}{L} \cos(2\pi\nu\tau_{ext})$$

$$\tau_{ext} = \frac{2L_{ext}}{c} \quad (2)$$

$$k = \frac{r_{2,ext}}{r_{2,s}}(1 - |r_{2,s}|^2)$$

$$\Delta P = const.(g_c - g_{th})$$

g_c 와 g_{th} 는 각각 케환하는 레이저 성분이 있을때와 없을때의 광 다이오드로 검출되는 광성분의 이득을 나타내며, ν 와 ν_{th} 는 이 때의 레이저 발진 주파수를 나타낸다. τ_c 은 내부 공진기에서의 round-trip 시간, τ_{ext} 은 외부 공진기에서의 round-trip 시간이며, c 는 광속, 그리고 k 는 케환 상수를 가리킨다. $r_{2,ext}$ 는 유동체의 진폭 반사 계수, $r_{2,s}$ 는 레이저 facet의 진폭 반사 계수를 나타내며, L 과 L_{ext} 는 공진기의 내부와 외부길이를 각각 나타낸다. 여기서 ΔP 는 케환 후의 레이저 전력 변동을 나타내는 파라메타로서 자기혼합현상에 의해 레이저 소자 내부에서는 전력 P 의 변화가 있게된다[4]. 결국 자기혼합된 도플러 성분이 포함된 광 신호의 변화량을 ΔP 로 나타내게되

고, 이는 광 다이오드에서 검출되는 전류량의 변동으로 이어진다. 이 전류량의 변화를 연속적으로 살펴보면 도플러 주파수를 관찰할 수 있다.

식(2)에서 레이저의 광 주파수 ν 와 τ_{ext} 는 round-trip에 의한 위상차 $\Delta\Phi_L$ 과의 관계로 표현될 수 있다[4].

$$\Delta\Phi_L = 2\pi\tau_L(\nu - \nu_{th}) + k(1 + \alpha^2)^{\frac{1}{2}} \times \sin(2\pi\nu\tau_{ext} + \tan^{-1}\alpha) \quad (3)$$

α 는 유도 방출된 레이저의 광량(복소 굴절지수중 실수항과 허수항의 비)이며, 레이저 발진이 일어나기 위해서는 위상차 $\Delta\Phi_L$ 이 2π 의 정수배가 되어야 하므로, 결국 레이저 공진기로 되돌아오는 광의 양을 나타내는 파라미터 C 를 다음과 같이 표현할 수 있다[4].

$$C = \frac{\tau_{ext}}{\tau_L} k(1 + \alpha^2)^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

움직이는 대상체의 경우 외부 공진기의 길이 L_{ext} 는 시간에 따라 변할 것이다. 정속도로 움직이는 물체의 경우 C 가 작을 때 자기혼합신호가 정현파 형태를 가지며, 반대로 클 때는 톱니파 형태를 가지게 된다. 이러한 현상은 자기혼합된 신호가 다중 산란 및 간섭이 일어났음을 의미한다. 만일 대상체가 정속도로 움직이지 않고 조화(harmonic)운동을 할 경우 L_{ext} 를 다음과 같이 표현할 수 있다[4].

$$L_{ext} = L_0 + L' \sin(2\pi f_t t + const.) \quad (5)$$

이때 L_0 는 평형상태에서의 외부공진기의 길이가 되고 L' 은 대상체 움직임의 최대치, f_t 는 이 움직임과 관련된 주파수이며, 이러한 경우 도플러 주파수는 $2\pi f_t$ 에 비례하게 된다[4].

부피가 일정함을 가정한다면 혈관내의 산란입자인 적혈구의 수가 많을수록 많은 양의 광이 산란되므로 산란광의 진폭이 커지게 되고, 결과적으로 신호의 세기가 증가한다. 그러므로 수신되는 신호의 세기로 혈류량을 표현할 수 있다. 또한, 1977년 Stern은 일정한 혈액의 흐름을 가정할 때 도플러 천이된 스펙트럼이 혈류량과 깊은 관계를 가지고 있으며, 천이된 도플러 신호의 진폭 또한 광을 산란시키는 적혈구 수와 관계가 깊음을 발표하였다[6]. 도플러 신호의 전력 스펙트럼의 RMS 값에 의한 혈류 파라미터 F 는 다음과 같다.

$$F = \sqrt{\int_0^{\infty} \omega^2 S(\omega) d\omega} \quad (6)$$

각 입자들의 흐름 속도(velocity)는 천이 주파수의 1차

모멘트와 비례관계를 갖는다[6]. 위의 혈류 파라미터와 속도를 구하기 위해 본 논문에서는 먼저 광다이오드로 수신되는 광신호를 정상상태로 가정하고, 시평면(time-domain)에서의 자기상관법을 이용하여 움직이는 적혈구 입자들의 전력 스펙트럼을 구하였다[Wiener-Khinchin relation][7].

$$R_{xx}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t)x(t+\tau) d\tau \quad (7-1)$$

$$S_{xx}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} R_{xx}(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \quad (7-2)$$

이에 따른 1차 모멘트 $\langle w \rangle$ 는 다음과 같다.

$$\langle w \rangle = \int w \cdot S(w) dw \quad (8)$$

이 값은 혈류의 흐름 속도(velocity)를 나타내며[4], 이와같은 방법으로 구해진 전력 스펙트럼에 의해 식(6)의 혈류 파라미터도 구할 수 있다. 또, 용적은 광 다이오드 단자의 직류와 교류성분의 변동 비를 이용하여 나타낼 수 있다[8]. 단일 산란입자(single particle)가 혈액내에서 움직인다고 가정하면 이 입자에 의해 산란되어진 광신호는 마치 교류처럼 전류의 파동형태가 되며, 입자들의 수가 많아져 다중산란입자(multiple particles)일 때 이 교류성분이 커지게 된다. 신호의 직류성분은 산란여부에 관계없이 모든 입자에 의해 반사된 광신호 성분이 되므로 이 두 성분의 비에 의해 용적을 구할 수 있으며 다음의 식으로 나타낼 수 있다.

$$volume = \frac{(AC_{muti\ sine} - AC_{sinae}) component}{DC component} \quad (9)$$

이상의 알고리즘을 통하여 혈류량과 속도 및 용적을 계산할 수 있다.

시스템 구성

1. 하드웨어

우선 자기 혼합형 레이저 다이오드는 단색광의 적외선 영역의 레이저로서 780nm의 파장을 갖고있는 HITACHI사의 HL7801E 레이저 다이오드를 사용하였다. 온도변화에 따른 파장특성을 고려하여 파장안정형 레이저 다이오드를 사용하였으며, 일정한 전류를 지속적으로 공급하여 레이저 광의 출력 및 주파수를 안정화 시키는 안정화 회로를 구성하여 첨가하였다. 또한, 갑작스러운 전류공급은 레이저 다이오드에 있어 좋지않은 영향을 주게되므로,

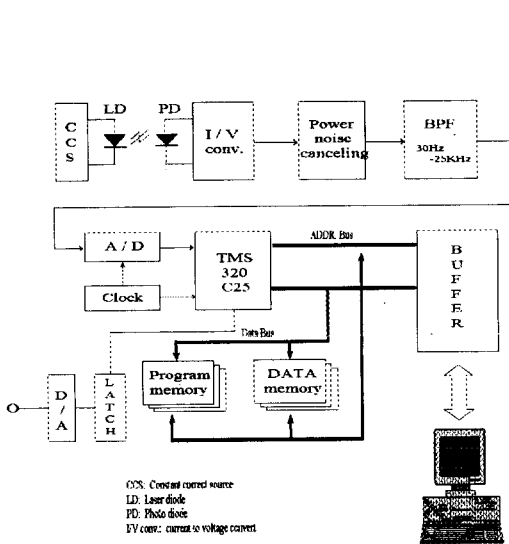


그림 2. 신호처리 하드웨어의 구성
Fig. 2. Block diagram of signal processing H/W

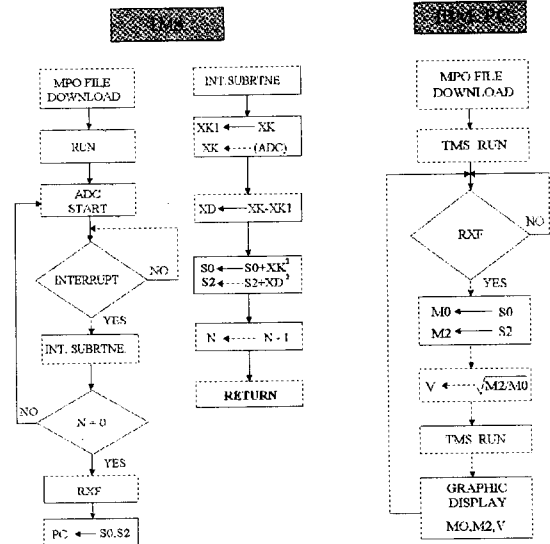


그림 3. 흐름도
Fig. 3. Flowchart

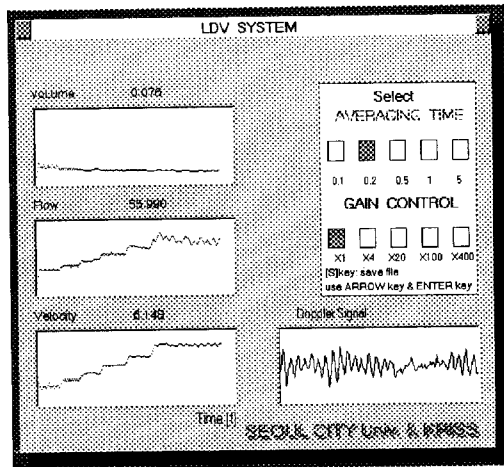


그림 4. 화면구성
Fig. 4. Display

이를 방지하고자 저속작동기(slow starter)를 설계하였다. 센서단 뒤의 전류-전압 변환기(current to voltage converter)를 통과한 도플러 신호 성분은 그 크기가 수 mV이므로, PC와 DSP 칩으로 인한 디지털 잡음이 전단의 센서회로에 미치는 영향을 막기위해서 이 회로와 신호 처리 회로사이를 광결합(optical coupling)시켰으며, 이렇게 전달된 신호는 200배 증폭된 후, 고주파 잡음을 제거하기 위한 대역 통과 필터를 거치게되며 64kHz의 샘플링을 통해 양자화하였다.

신호처리 시스템의 구성은 anti-aliasing 필터와 A/D 변환기, 고속 연산을 위한 DSP 보드, IBM-PC와의 인터페이스부로 이루어졌으며 그림 2에 블록선도를 나타내었다.

앞장에서 제시한 알고리즘은 매 샘플마다 각각의 곱셈

과 나눗셈 등 많은 연산을 필요로 한다. 본 연구에서는 레이저 도플러 혈류 측정 시스템을 구현하는데 있어 실시간 처리가 가능하도록 메모리의 크기와 속도면에서 고려하여 Texas Instruments사의 TMS320C25 DSP 칩을 사용하였다.

2. 소프트웨어

본 연구에서 설계한 혈류측정 시스템의 전체적인 흐름도는 다음과 같다.

위의 소프트웨어는 DSP 보드에서 수행되는 데이터 연산용 어셈블러(TMS assembler) 프로그램과 DSP를 제어하기 위한 PC 프로그램으로 나누어져 있다. 알고리즘을 수행하는 연산처리 프로그램은 PC의 기억장소에 저장되어 있다가 프로그램의 시작과 동시에 DSP보드의 외부 RAM으로 옮겨지게 되고, 이어 제어 프로그램은 DSP보드의 작동을 지시하게 된다. DSP보드에서는 A/D변환기의 동작 시간과 알고리즘의 연산시간 등을 고려하여 센서로부터 수집된 데이터를 처리하며, 이 결과들을 다시 PC의 기억장으로 넘겨주게 된다. 이렇게 알고리즘에 따라 연산된 데이터들을 PC에서는 사용자가 보기 쉽게 화면에 그려주게 된다. 다음의 그림 4는 최종적인 데이터 처리 화면을 보여주고 있다.

연산된 혈액의 용적, 흐름 및 속도에 관한 데이터뿐만 아니라 센서를 통해 들어오는 실신호 도플러 파형도 보여 주도록 하였으며, 시스템의 작동시작 및 안정적인 신호를 얻도록하는 파형의 이동 평균 횟수(moving average time)와 미세 신호를 확대하여 관찰할 수 있게하는 이득(gain)의 선택 등 모든 시스템의 동작을 위의 화면에서 조절 가능하도록 설계하였다.

표 1. 구동 주파수에 따른 스피커 진동판의 속도
Table 1. Velocity of speaker vibration unit on operating frequency

스피커 주파수(Hz)	속도(mm/sec)
0.5	7.83
1.0	9.81
1.5	11.27
2.0	12.00
2.5	12.89
3.0	14.56
3.5	16.43
4.0	18.87

실험 및 결과고찰

본 연구에서는 크게 두가지로 나누어 제안한 알고리즘 및 신호처리 시스템의 검증을 위한 실험과 인체에 대한 임상 실험을 수행하였다.

먼저, 레이저 도플러 신호를 확인하기위해 스피커를 이용한 실험을 수행하였다. 제작된 자기혼합형 프로브를 스피커의 진동판앞에 고정시키고 스피커에 함수발생기를 연결하여 주파수를 증가시켜가면서, 이때 측정된 도플러 신호를 가지고 얻은 속도를 표 1에 나타내었다.

그림 5의 (a)는 스피커 구동 주파수에 따른 스피커 진동판의 속도 변화를 그래프로 나타내었으며, (b)는 도플러 신호의 전력 분포 변화를 주파수에 따라 표시하였다. 구동 주파수에 따라 진동판에서 반사된 도플러 신호로부터 얻은 속도가 선형적으로 변화함을 볼 수 있으며, 주파

수가 높아질수록 진동 속도도 빨라져 이에따라 수신되는 도플러 주파수의 전력 분포 또한 변화함을 알 수 있어 본 시스템의 기본적인 광 도플러 송,수신 성능을 실험적으로 확인할 수 있었다.

다음은 제작된 시스템을 가지고 인체에 대한 임상 실험을 수행하였다. 레이저의 투과깊이는 인체의 생체조직인 경우 보통 0.6mm로 알려져있으며[3], 광의 세기가 커질수록 투과깊이가 늘어나지만 실질적으로 2mm 정도가 넘으면 피부 내의 고정체 등에의해 레이저 광이 투과하지 못하므로 혈액의 도플러 효과를 관찰할 수 있는 곳은 피부의 모세혈관이 가장 용이하다[6]. 실험의 비교를 위해 이미 상용화된 미국 Vasamedics Inc.의 BPM 403A(두개의 광섬유 사용)를 이용하여 혈류를 측정한 것과 본 연구에서 제작된 LDV시스템의 결과를 비교, 확인하였다. BPM403A용 프로브와 제작된 송수신 일체용 프로브를 동일한 손가락 끝부분(finger tip)에 부착하여 혈류 신호를 얻을 수 있도록 하였으며, 손가락에 혈류의 흐름을 저하시킬 수 있도록 압박을 가했을 때(occlusion state)와 정상상태(normal state)의 결과를 다음 표에 나타내었다. 각각은 동일한 한 부위에서 20번씩 측정하여 평균을 낸 것이다.

BPM403A를 사용하여 혈류 정보를 측정할 값은 절대적인 것이 아니라 상대적인 값을 나타낸다. 따라서 본 연구에서는 BPM403A의 결과가 변화하는 추세와 제작된 시스템의 결과가 변화하는 추세사이의 관계를 비교해볼 때 유사함을 확인할 수 있다. 각각의 출력을 비교한 그래프를 그림6에 나타내었다. 단위는 상대적인 결과값이므로 임의단위([A.U.] Arbitrary Unit)를 써서 나타내었다.

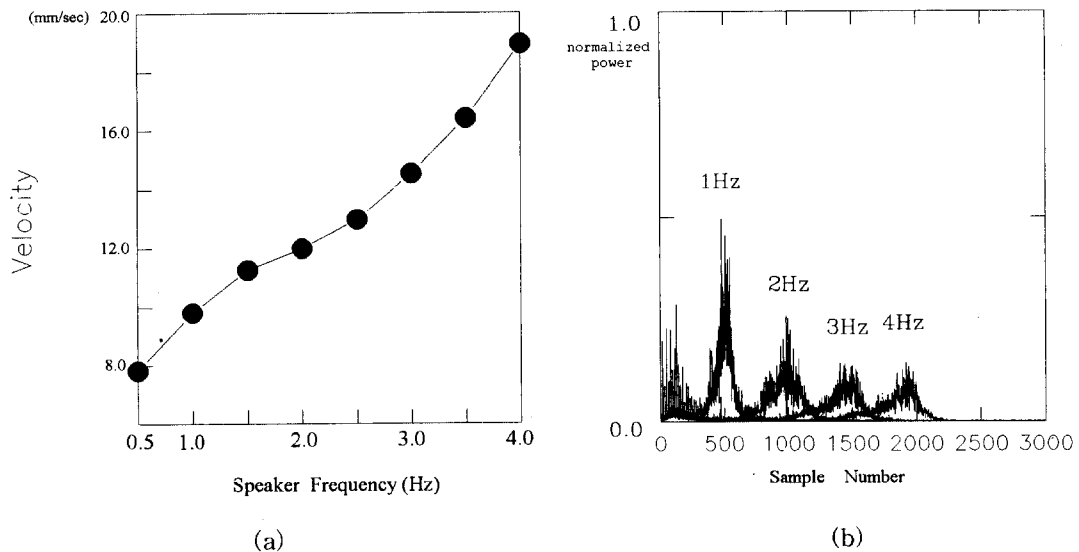


그림 5. 구동 주파수에 따른 (a)스피커 진동판의 속도와 (b)도플러 신호의 전력분포 그래프
Fig. 5. Velocity of speaker vibration unit and Doppler signal power spectrum on operating frequency

표 2. 제안된 시스템과 BPM403A와 비교

Table 2. Comparison between proposed LDV system and BPM403A

[A.U]				
구분		Velocity	Volume	Flow
Normal	BPM403A	1.78	0.65	35.64
	본 시스템	1.53	0.74	42.72
Occlusion	BPM403A	0.43	0.21	3.75
	본 시스템	0.61	0.32	10.47

BPM403A의 경우 측정 시간이 많이 소요되기때문에 압박 상태와 정상 상태의 변화를 보기쉽게 표시하기위해 압박 전과 후의 초기값을 고정시켜 기준선으로 표시하였으며(점선), 본 시스템은 결과의 변화상태를 실시간으로 표시하였다(실선). 두 시스템 모두 압박 전,후의 값에 있어 많은 차이가 있음을 알 수 있다.

결 론

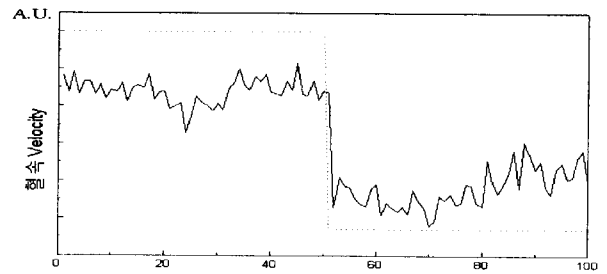
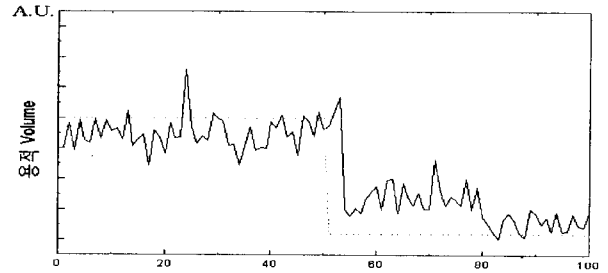
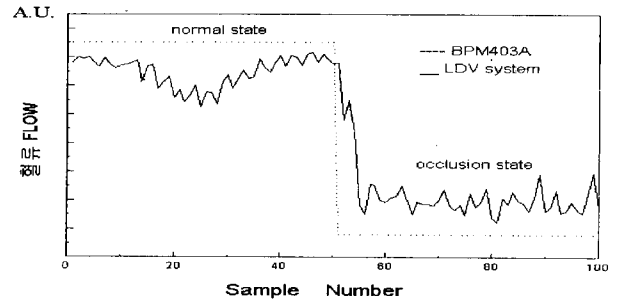
본 연구에서는 고성능의 DSP칩을 사용하여 기존의 혈류 측정 시스템보다 빠르고, 구성이 간단한 동시에 경제적인 자기혼합형 레이저 혈류 측정시스템을 설계, 제작하였다.

산부인과, 성형외과 등의 외과 수술시 필수장비인 혈류계는 단순히 혈액의 흐름뿐만아니라 혈속 및 혈류량 등을 알게해주는 필수 장비로서 그동안의 혈류측정방식은 대부분 관혈적인 방법에 의존할 수 밖에 없었으며, 비관혈적인 시스템이라 할찌라도 그 구성이 상당히 복잡하여 응용시 어려움이 많았다. 그러나 레이저광의 자기혼합성질을 이용한 본 시스템은 간단한 구성으로 인체의 각 부분에 분포하는 모세혈관을 이용하여 비관혈적인 측정을 보다 쉽게 하였다.

이를 위해 먼저 레이저 다이오드의 안정화 회로와 운용이 쉬운 자기 혼합방식의 새로운 프로브, 연산을 위한 신호처리 하드웨어 그리고, 이를 제어하는 소프트웨어 등으로 이루어진 시스템을 설계·제작하였으며 상용화된 기기와의 비교를 통해 그 성능 및 신뢰성을 검증하였다.

개발된 자기혼합형 프로브는 두 개의 광섬유를 사용하는 일반적인 프로브와 비교해 구성이 쉽고 저가이기 때문에 레이저를 응용하는 여러 분야에 적용 가능하며, 전·후단 신호처리 회로 또한 타 분야에도 쉽게 쓰일 수 있도록 확장성을 고려하여 설계하였다.

특히, 일반적으로 상용화된 혈류계는 신뢰성있는 결과를 얻기위해 파형의 평균횡수(averaging time)를 높일 경우 연산 속도가 느려 실시간 처리가 불가능하였으나, 본 연구에서 제작한 시스템은 고속의 연산전용 DSP칩을



[A.U.] Arbitrary Unit

그림 6. 혈류, 용적, 혈속 측정 결과

Fig. 6. Blood-flow, volume and velocity measurement results

이용하여 이를 가능하게 하였고, PC와의 인터페이스를 통해 DSP칩의 제어 및 결과 데이터의 그래픽 처리 등을 할 수 있도록하여 보다 편리하게 사용하도록 하였다.

이렇게 함으로써 병원이나 연구소등의 일반 사용자가 신호처리 분야의 특별한 지식없이도 쉽게 기기를 이해하고 사용할 수 있도록 하였으며, 최종적으로 구성된 시스템을 가지고 스피커 구동 속도 측정과 인체실험을 통해 그 성능과 혈류측정예의 이용 가능성을 입증하였다.

또한, 본 시스템은 위에서 언급한 의학 분야 이외에도 프로그램 및 하드웨어의 큰 수정없이 유체의 속도 측정 및 유량 검출 등 산업기술분야에서 유용하게 사용될 수 있을 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. C. P. Wang, D. Snyder, "Laser Doppler Velocimetry: Experimental study", Appl. Opt. Vol.13, No.1, pp.98-102, 1974
2. R. Bonner, R. Nossal, "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue", Appl. Opt. Vol.20, No.3, pp.321-325, 1981
3. M. D. Stern, "Two-fiber laser Doppler velocimetry in blood: Monte Carlo simulation in three dimensions", Appl. Opt. Vol.32, pp.623-629, 1993
4. S. Shinohara, A. Mochijuki, H. Yoshida, and Masao Sumi, "Laser Doppler velocimeter using the self-mixing effect of a semiconductor laser diode", Appl. Opt. Vol.25, No.9, pp.1417-1419, 1986
5. 이병희 "생리학", 신광출판사, 1985
6. M. D. Stern, D. Lappe, P. D. Brown, "Continuous measurement of tissue blood flow by laser Doppler spectroscopy", Am. J. Physiol. Vol.23, No.4, pp. 1105-1111, 1977
7. F. F. M. de Mul, J. van Spijker, D. van der plas, J. Greve, J. G. Aarnoudse, and T. M. Smits, "Mini laser-Doppler(blood) flow moitor with diode laser source and detection integrated in the probe", Appl. Opt., Vol.23, No.17, pp. 2970-2973, 1984
8. Peytonz peebles, Jr, "Probability, Random variables, and random signal principles", McGraw Hill, 1980
9. W. Cheong, S. A. Prahl, and A. J. Welch, "A review of the optical properties of biological tissue", IEEE J. Quantum Electron. Vol. 26, pp.2166-2185, 1990
10. S. L. Jacques, C. A. Alter, and S. A. Prahl, "Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis", Lasers Life Sci. Vol.1, pp.309-333, 1987