

LD의 자기혼합 효과를 이용한 LDF의 신호처리 알고리즘의 평가

고한우*·김종원**

한국표준과학연구원*, 주성대학 정보통신학과**
(1998년 4월 15일 접수, 1998년 8월 27일 채택)

Evaluation of LDF Signal Processing Algorithms Using Self-mixing Effect of Laser Diode

H.W. Ko*, J.W. Kim**

*Korea Research Institute of Standards and Science
**Dept. of Information Communications, Juseong College
(Received April 15, 1998, Accepted August 27, 1998)

요약: 본 논문에서는 레이저 다이오드의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계를 위한 신호처리 알고리즘들에 대한 in vitro적인 실험결과를 비교하였다. 단순하고 유연성있는 레이저 도플러 시스템을 구성함으로써 디지털 신호해석 방법에 의하여 여러 가지 신호처리 알고리즘들을 비교할 수 있도록 하였다. 이 시스템은 다양한 알고리즘을 퍼스널 컴퓨터를 사용하여 소프트웨어로 제어함으로써 다양한 알고리즘을 선택하여 비교 연구할 수 있도록 하였다. 또한, 유체 흐름의 재현성과 조직의 혈류 흐름을 모의하기 위하여 두 개의 실험적인 혈류모델을 제작하여 적용하였다. 광원은 파장 780nm의 레이저 다이오드를 사용하였으며, 3 종류의 입자 농도와 속도를 갖는 액체를 두 개의 실험모델에 흘리면서 측정된 결과들을 비교하였다. 그 결과 주파수로 가중되지 않은 알고리즘(0차 모멘트)이 속도와 농도변화를 잘 나타내는 반면에 주파수로 가중된 알고리즘들(1차와 2차 모멘트, 0차 모멘트와의 비)은 농도보다는 속도 변화를 잘 나타내었다.

Abstract: This paper describes the results of investigations comparing the relative in vitro responses of different signal processing algorithms for laser Doppler flowmetry(LDF) using self-mixing effect of laser diode(LD). A versatile laser Doppler system is described which enabled complex signal processing to be implemented relatively simply using digital analysis. The flexibility of the system allowed a variety of processing algorithms to be studied by simply characterising the algorithm of interest under software control using a personal computer. Two in-vitro physical models are also presented which was used to maintain reproducible fluid flows. Flows of particles were studied in two physical models using a 780nm laser diode source. The results show that frequency weighted algorithms(first and second moments, rate to zero moment) are responsive to particle velocity more than concentration, whereas non-weighted algorithm (zero moment) responds to concentration and velocity.

Key words: signal processing algorithms, laser Doppler flowmetry, self-mixing effect, in-vitro physical model, skin blood flow

서 론

인체의 혈관에서 혈류량을 직접 측정하는데는 레이저 도플러 법, 초음파법, 열회석법, 전자 유량계(electromagnetic flow-

metry)와 washout 기법등의 다양한 방법이 있다[1]. 초음파를 이용한 기술은 공간 분해능이 제한적이며, 쉽게 접근할 수 있는 장소에서만 적용할 수 있고 열회석법, 전자 유량계와 washout 기술은 부가적인 조작이 요구된다. 레이저 도플러 혈류계는 측정하려는 대상에 대한 광의 침투깊이가 제한적이기는 하지만 높은 공간 분해능을 가지며, 광섬유를 사용하므로써 작은혈관이나 접근하기 어려운 장소에서의 사용이 용이하고 부가적인 조작이 필요 없으며, 특히 말초혈관이 분포하고 있는 조직중의 혈류변

*본 연구는 보건복지부의 보건의료기술 연구개발사업의 연구비 지원에 의해 이루어 졌음.

통신저자: 고한우, (305-600) 대전시 유성구 도룡동 1,
한국표준과학 연구원
Tel. (042)868-5252, Fax. (042)868-5047

화를 비관혈적인 방법으로 실시간 측정하는 것이 가능하다.

광섬유를 사용한 레이저 도플러 혈류계는 Tanaka[2] 이후에 많은 연구자들에 의해서 연구되었는데 이 시스템들은 레이저 다이오드(LD : laser diode)와 두개의 수광 다이오드(PD : photo diode)를 각각 채용하여 사용하였으며, LD와 PD에 대해서 각각 광섬유를 연결하는 방식을 사용하였다. Shinohara[3]등에 의해서 LD의 자기혼합효과(self-mixing effect)가 보고된 이후 LD와 하나의 광섬유만을 가지고 혈류를 측정하는 연구가 계속되었다[1,4-5].

레이저 도플러 혈류계를 이용하여 피하조직을 흐르는 모세혈관의 혈류량을 측정할 때, 피하조직의 구조에 있어서 개체들 사이에서 뿐 아니라 같은 개체내의 다른 영역으로 부티의 넓은 변화 때문에 절대적인 교정값을 얻기는 매우 어렵다. 미세혈관의 상세한 광학적 모델을 형성하는데 있어서의 어려움과 함께 표피의 복잡성과 다양한 특성들은 레이저 도플러 혈류계에 의해서 생성되는 혈류량은 조직내에 존재하는 적혈구(RBCs : red blood cells)의 절대 유속측정으로 나타내는 것이 불가능하다는 것을 의미한다.

레이저 도플러 혈류계의 절대 혈류량 측정에 대한 어려움을 해결하기 위해서 혈류량 측정치에 대한 재현성을 높이기 위한 신호처리 방법에 대한 연구가 이루어지고 있으며, 대부분의 레이저 도플러 혈류계의 신호처리 알고리즘은 주파수 평면에서의 전력 스펙트럼을 다루고 있다. 기존의 LD와 PD가 분리된 혈류계를 위해서는 신호처리 알고리즘들이 정착되어있으며, 알고리즘들에 대한 평가 연구도 많이 되어있으나, 현재의 상용 제품들은 위와 같은 어려움으로 인하여 모두 동일한 알고리즘을 적용하고 있지는 않다[6-8]. 한편 자기혼합효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계에 대해서는 기존 혈류계에서 사용하는 알고리즘에 대한 평가 없이 주로 속도 측정을 위하여 적용되고 있다.

본 논문에서는 LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계를 위한 신호처리 알고리즘의 유용성을 평가하기 위해서 두 종류의 조직모델을 제작하고, 실험모델에서 얻어지는 데이터의 분석을 통해서 알고리즘들을 비교 평가하였다.

혈류 측정 알고리즘

Shinohara[3]등에 의해서 보고된 LD의 자기혼합효과는 레이저의 광이 움직이는 물체에 부딪쳐 도플러 천이된 신호가 다시 LD로 되돌아오면서 생기는 효과이다. LD의 발진광과 되돌아온 광의 혼합과정에서 도플러 천이된 신호가 얻어지게 된다. 이 신호는 LD의 전력을 측정하기 위해 내장된 PD에서도 동일하게 얻어지며, 일반적으로 LD보다는 PD에서 얻어지는 신호를 사용하여 혈류를 측정한다.

레이저 도플러 혈류계의 응답은 전기적 및 광학적인 하드웨어 시스템의 특성과, 신호처리 알고리즘의 특징에 따라서 차이가 있다. 레이저 도플러 혈류계를 위한 적절한 신호처리 알고리즘

은 적혈구의 평균속도와 농도 변화에 따라서 선형적으로 변하는 혈류의 정량적인 지표에 영향을 주기 때문에 그 선택은 매우 중요하다. 또한, 미세 순환계의 동적특성을 보다 잘 이해하기 위해서는 실시간이면서 연속적으로 구현 가능한 신호처리 알고리즘과 유연성 있는 측정 시스템이 요구된다.

레이저 도플러 혈류계에서 신호처리 알고리즘을 이용하여 검출된 광전류 신호를 주파수로 가중치를 주는 것은 혈류의 연속적이고 반복적인 측정에 가장 빈번하게 사용되는 방법이다. 도플러 천이된 신호는 유체의 속도에 비례하기 때문에 적혈구의 흐름을 추정할 수 있도록 하기 위해서 속도에 종속적인 승수로서 주파수 가중치가 도입되었다. 이러한 주파수 가중치를 갖는 신호처리 알고리즘들은 Bonner[9]등에 의해서 제안되었다.

Bonner의 알고리즘은 알고리즘의 출력과 적혈구 농도사이의 선형적인 관계를 이론적으로 예측하기 위해서 도플러 산란의 이론적 모델을 사용하여 유도되었으며, 이 알고리즘에 의해 추정된 혈류는 0.3% 이하의 적혈구 체적률(RBC volume fraction)에 대해서 전력 스펙트럼의 1차 모멘트에 선형적이다[12]. 움직이는 적혈구로부터 산란되어 돌아오는 광의 세기는 적혈구의 농도가 높아짐에 따라서 증가하며, 광전류 신호의 전력밀도 스펙트럼에 비례한다.

LD의 자기혼합효과에 의해서 얻어지는 광전류 신호(도플러 신호)를 $f(t)$ 라 할 때 신호의 전력스펙트럼은 푸리에변환을 통하여 식(1)과 같이 나타낼 수 있다[8].

$$S(\omega) = |F(\omega)|^2 = \left| \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-j\omega t} dt \right|^2 \quad (1)$$

적혈구의 농도에 따라 반사되는 광의 세기가 달라지므로 전력 밀도 스펙트럼을 농도에 비례하는 신호로 나타낼 수 있으며, 이것은 0차 모멘트(m_0) 성분이 된다.

$$\text{concentrations} \propto m_0 = \int_{\omega_1}^{\omega_2} S(\omega) d\omega \quad (2)$$

여기서 ω_1 과 ω_2 는 필터의 차단 주파수의 상하한 값이다.

혈류의 흐름에 따라 비례하는 값은 전력스펙트럼에 주파수 가중치를 부가한 것이며, 1차 모멘트(m_1) 성분이 된다.

$$\text{flow} \propto m_1 = \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega S(\omega) d\omega \quad (3)$$

유체의 속도에 비례해서 도플러 주파수가 변하지만, 혈관내의 혈류의 흐름은 다양한 속도성분이 섞여 있기 때문에 하나의 주파수 성분만을 가지지 않게 되므로, 평균 주파수(mean frequency)를 사용한다.

$$\text{velocity} \propto \frac{m_1}{m_0} = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega S(\omega) d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} S(\omega) d\omega} \quad (4)$$

유체의 속도에 비례하는 다른 성분으로서 2차 모멘트(m_2)와 0차 모멘트의 비를 생각할 수 있으며, 식(5)와 같다.

$$velocity \propto \frac{m_2}{m_0} = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega^2 S(\omega) d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} S(\omega) d\omega} \quad (5)$$

식(2)-(5)를 통해서 나타낸 여러 가지 알고리즘을 통해서 혈류와 도플러 신호와의 상관관계를 구할 수 있으나, 이 식들이 측정 시스템의 잡음과 배경으로부터의 산란성분이나 유체가 정지해 있을 때 발생하는 입자의 브라운 운동을 고려하지 않았기 때문에 이를 고려하면 식(6)과 (7)과 같이 된다.

$$velocity \propto \frac{m_1 - n_1}{m_0 - n_0} = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega S(\omega) d\omega - \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega N(\omega) d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} S(\omega) d\omega - \int_{\omega_1}^{\omega_2} N(\omega) d\omega} \quad (6)$$

$$velocity \propto \frac{m_2 - n_2}{m_0 - n_0} = \frac{\int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega^2 S(\omega) d\omega - \int_{\omega_1}^{\omega_2} \omega^2 N(\omega) d\omega}{\int_{\omega_1}^{\omega_2} S(\omega) d\omega - \int_{\omega_1}^{\omega_2} N(\omega) d\omega} \quad (7)$$

여기서 n_0 는 측정 시스템의 잡음과 배경산란이나 입자의 브라운 운동에 의해서 얻어진 광전류 신호의 전력스펙트럼에 대한 0차 모멘트 성분이며, n_1 은 1차 모멘트 성분, n_2 는 2차 모멘트 성분을 나타내고, $N(\omega)$ 는 이 신호에 대한 전력밀도 스펙트럼을 나타낸다.

본 연구에서는 개발된 혈류모델에 속도 및 농도가 각각 5 가지인 액체를 흘리면서 측정된 데이터에 식(2)-(7)의 알고리즘을 적용하여 LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계에 적절한 알고리즘을 평가하였다.

실험장치의 구성 및 실험방법

LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계의 신호처리 알고리즘을 실험하기 위해서 먼저 자기혼합형 레이저 도플러 센서를 제작하였다. 레이저 도플러 센서를 제작하기 위해서 샤프사의 LT022 및 LT026과 히타치사의 HL7801E를 비교하였다. 세가지 레이저 다이오드는 모두 780nm의 근 적외선 파장과 5mW의 정격출력을 갖는다. 세종류의 레이저 다이오드를 실험한 결과 히타치사의 HL7801E가 샤프사의 레이저 다이오드에 비해서 응답특성이 좋기 때문에 본 연구에서는 이것을 사용

하여 실험을 수행하였다. HL7801E 레이저 다이오드는 문턱전류가 50mA이고, 광출력은 5mW, 빔폭은 $14 \times 27^\circ$, 모니터전류는 0.3mA이며, 단일모드 발진을 하고, 내부에 광검출용 수광다이오드가 내장되어있다.

레이저 다이오드로부터 발진되는 광출력은 $14 \times 27^\circ$ 의 빔폭을 가지면서 확산되므로 실제로 혈류를 측정하고자 할 경우나, 실험을 위해서 사용하고자할 때 정확한 측정위치의 선정등에 어려움이 있으며, 광출력이 현저히 낮아지게 된다. 따라서 레이저 광을 집속시켜 주므로써 광출력을 높여주고 산란되어 반환되는 광의 세기를 높여줌과 동시에 혈류량 추정을 위한 sample volume을 한정시킬 수 있다. 이를 위해서 Philips CD 렌즈(type AO 054, 직경 4.73mm, 초점거리 12mm)를 HL7801E 레이저 다이오드의 창측에 부착하였고, 레이저 다이오드의 발열에 의한 발진광의 불안정을 해결하기 위해서 방열판을 부착하였다.

특히, 본 연구에서 사용된 레이저 도플러 센서는 기존의 시스템처럼 광섬유를 사용하지 않고 레이저 다이오드 앞에 부착된 렌즈를 통해서 나오는 광을 직접 조사함으로써, 광섬유의 유동에 의해서 발생할 수 있는 저주파 잡음이 제거될 수 있으며, 광축의 정렬이 불필요한 장점이 있다.

수광 다이오드를 통해서 얻어지는 도플러 신호는 광전류의 형태로 얻어지며, 이 신호는 매우 미약하기 때문에 연산증폭기를 이용하여 전류-전압 변환기를 사용하여 전압신호로 변환하였다. 전류-전압 변환기를 통해서 얻어지는 신호는 배경산란에 의해서 생기는 직류성분이 포함되어 있으므로 고역통과 필터를 사용하여 직류성분을 제거하고 교류성분만을 10배 증폭하였다. 증폭된 신호에는 다양한 신호성분이 포함되어 있으므로 혈류의 흐름에 의해서 발생하는 신호만을 얻기 위해서 30Hz-25kHz의 주파수를 갖는 대역통과필터를 사용하였으며, 대역통과필터를 통과한 신호를 Pentium/166MHz 개인용 컴퓨터에 장착된 Data Translation사의 DT2839 12bit A/D 보드를 사용하여 60kHz로 샘플링 하였으며, 한번에 30,000개의 데이터를 받아서 저장하였다.

30,000개의 데이터를 한 세그먼트당 5000개씩 분할하고, 이웃하는 세그먼트와는 50%의 중복이 되도록 하여 전체 27,500개 데이터에 대하여, 각 세그먼트를 Hanning 윈도우 처리 후 FFT에 의하여 10개의 전력스펙트럼을 구하고 이를 산술평균하여 하나의 평균 전력스펙트럼으로 구한 후 이들 평균 전력스펙트럼을 이용하여 m_0 , m_1 , m_2 , $\frac{m_1}{m_0}$, $\frac{m_2}{m_0}$, $\frac{m_1 - n_1}{m_0 - n_0}$ 와 $\frac{m_2 - n_2}{m_0 - n_0}$ 를 계산하였으며, 모멘트의 고주파대역을 24kHz까지 계산하였다. 이 때의 주파수 분해능은 12Hz가 된다. 이러한 신호처리 알고리즘은 HP VEE 4.01(Hewlett-Packard사)을 사용하여 신호처리를 하였다.

본 연구에서 사용된 레이저 도플러 혈류계의 아날로그 신호처리부와 디지털 신호 처리부에 대한 블록선도는 그림 1과 같다.

유체의 흐름과 신호처리 알고리즘에서 얻어지는 결과의 상관관계를 파악하기 위해서 두 종류의 실험모델을 제작하였다. 첫

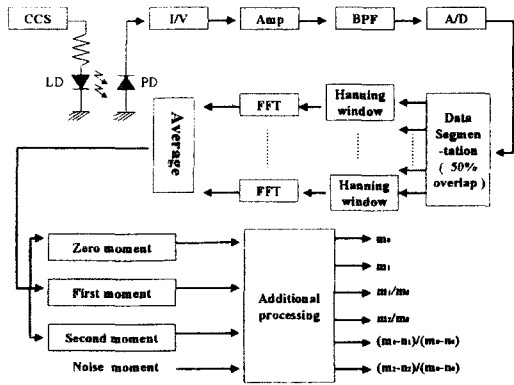


그림 1. 레이저 도플러 혈류계의 신호처리 블록도
 Fig. 1. Signal processing block diagram of the laser Doppler flowmetry

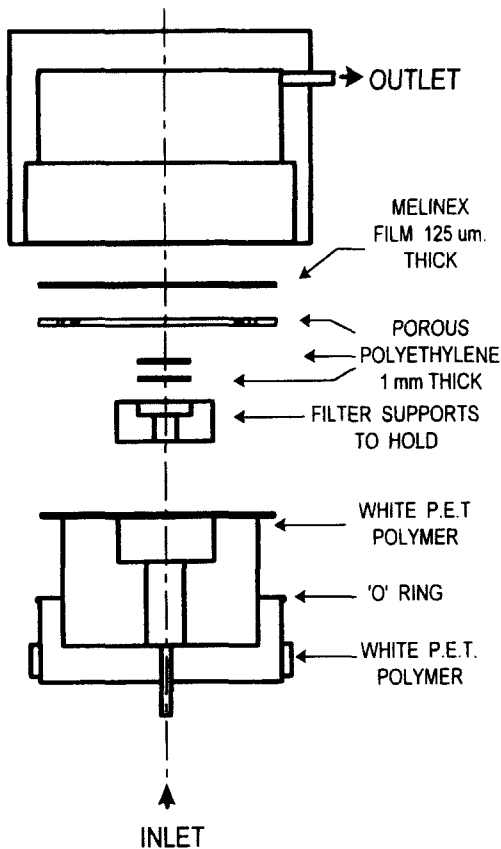


그림 2. 조직중의 혈류 모델 (모델 II)
 Fig. 2. Model of tissue blood flow (Model II)

번째 모델(Model I)은 혈관에서의 혈류흐름을 모의하기 위해서 내경이 0.04"이고 벽 두께가 0.015"인 microbore 튜브(Norton Performance Plastic Co.)를 사용하여 제작하였다. 주사펌프는 Sage Instruments 사의 355D-DYNACAL 모델을 사용하여 일

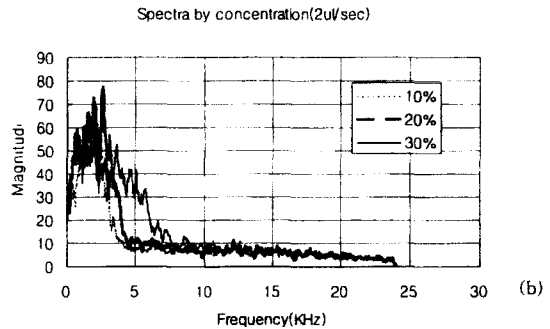
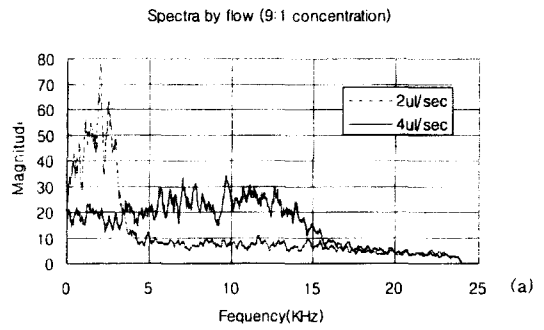


그림 3. 모델 1 스펙트럼 (a) 일정한 농도에서 유량의 변화에 의한 스펙트럼 (b) 일정한 유량에서 농도의 변화에 의한 스펙트럼
 Fig. 3. Spectra of Model 1 (a) Spectra by flow variation in constant concentration (b) Spectra by various concentration in constant flow

정한 양의 유체를 튜브내로 흘러주면서 데이터를 획득하였다. 두번째 모델(Model II)은 피하층 조직의 혈류흐름을 모의하기 위해서 화학적으로 안정한 PET polymer를 이용하여 제작하였으며, 유입되는 유체들이 불규칙적인 방향으로 움직이면서 프로브면 쪽으로 흘러나올 수 있도록 설계하였다[7]. 그림 2는 조직에 대한 혈류모델을 나타낸다. 그림 2의 모델에서 중앙의 관로(직경 8mm)를 통해서 일정한 속도로 유입된 액체는 피부조직과 혈류 흐름을 모의하는 필터를 통과한 후 유출된다. 이때 액체는 프로브와 접촉되기 전에 조직과 유사한 특성을 갖는 두께 1mm의 porous polyethylene filter(Vyon, porosity 35%, 평균 pore size 50 μ m)와 인체의 표피와 유사한 광학적 특성을 갖는 Melinex 필름의 2개 층으로 구성된 혈류 팬텀을 통과하게 된다.

두 종류의 모델에 대해 사용한 유체는 공통적으로 물과 우유의 혼합비를 각각 5:5, 7:3과 8:2로 하였다. 단일 튜브모델에 대해서는 LD의 입사광과 튜브의 각도는 60°로 하고 높이는 10 mm로 설정하였으며, 유량을 2 μ l/sec - 5.5 μ l/sec(유속으로 환산하면 2.466mm/sec - 6.784mm/sec)사이에서 0.5 μ l/sec간격으로 실험하였다. 조직혈류 모델에 대해서는 LD의 입사광을 유체가 흘러나오는 방향과 정면으로 배치하고 높이는 10mm로 설정하였으며, 유속을 2mm/sec - 5.5mm/sec(유량으로 환산하

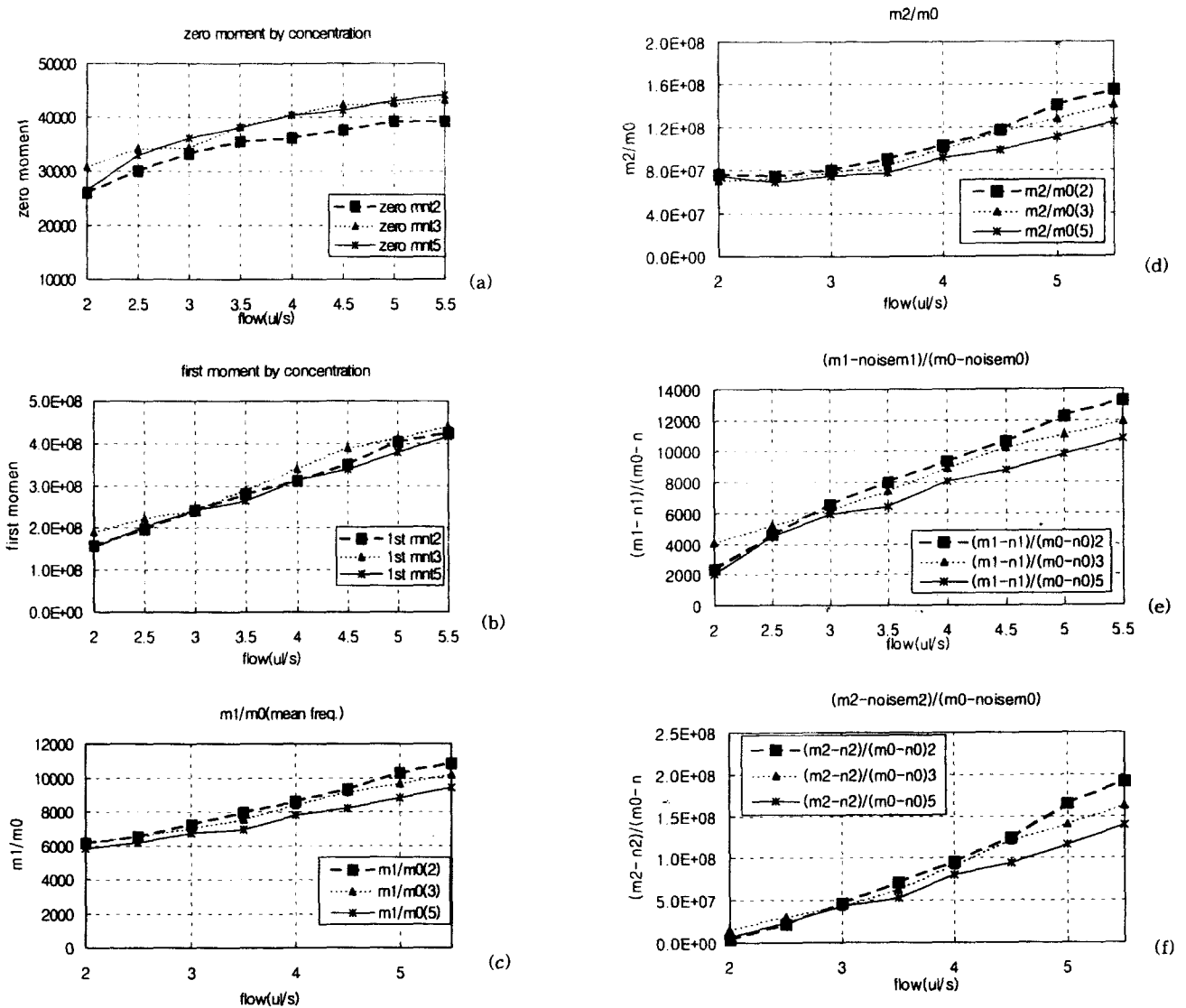


그림 4. 모델 1의 신호처리 결과. (a) 0차 모멘트-농도, (b) 1차 모멘트-농도, (c) m1/m0-농도, (d) m2/m0-농도, (e) (m1-noise의 m1)/(m0-noise의 m0), (f) (m2-noise의 m2)/(m0-noise의 m0).

Fig. 4. Signal processing results of the model 1. (a) m1-concentration, (b) m0-concentration, (c) m1/m0-concentration, (d) m2/m0-concentration, (e) (m1-m1 of noise)/(m0-m0 of noise), (f) (m2-m2 of noise)/(m0-m0 of noise)

면 $100.5\mu\text{l}/\text{sec} - 276.5\mu\text{l}/\text{sec}$ 사이에서 $0.5\text{mm}/\text{sec}$ 간격으로 실험하였다.

매 실험마다 30,000개의 데이터를 샘플링 하였으며, 한가지 실험조건에 대해서 10번의 데이터를 취득하였고, 농도가 변하는 유체에 대해서 실험할 때는 유체의 흐름이 멈춘 상태에서 배경 산란이나 브라운 운동에 의해서 발생하는 신호를 취득하여 유체가 흐를 때 얻어지는 데이터의 신호처리 알고리즘에서 사용하였다. 한가지 실험조건마다 10개의 결과가 얻어지며 이를 평균한 값으로 알고리즘의 성능을 비교평가 하였다.

실험결과 및 고찰

모델 1을 사용한 실험에서 얻어진 레이저 도플러 신호의 스펙트럼들중 일부를 그림 3에 나타내었다. 그림 3(a)는 물과 우유의 혼합비를 9:1로 하고 유량을 $2\mu\text{l}/\text{sec}$ 와 $4\mu\text{l}/\text{sec}$ 로 했을 때의 주파수 스펙트럼이다. 여기서 파선은 $2\mu\text{l}/\text{sec}$ 일 때의 스펙트럼이며, 실선은 $4\mu\text{l}/\text{sec}$ 일 때의 스펙트럼이다. 이 스펙트럼은 유체의 평균속도가 증가함에 따라서 푸리에 성분의 진폭이 저주파

표 1. 모델 1에서 신호처리한 결과에 대한 선형 근사화 수식

Table 1. Linear approximation equations to the results of signal processing in the model 1

구분	m_0	m_1	m_1/m_0
8:2	$y = 3628.5x + 20987$	$y = 7.75 \times 10^7x + 5.23 \times 10 \cdot 6$	$y = 1395.9x + 3123.1$
7:3	$y = 3713.8x + 24394$	$y = 7.59 \times 10^7x + 3.12 \times 10^7$	$y = 1211.9x + 3546.2$
5:5	$y = 4588.9x + 20610$	$y = 7.26 \times 10^7x + 1.69 \times 10^7$	$y = 1034.1x + 3604.5$

구분	m_2/m_0	$\frac{m_1 - n_1}{m_0 - n_0}$	$\frac{m_2 - n_2}{m_0 - n_0}$
8:2	$y = 1.53 \times 10^7x + 3.27 \times 10^7$	$y = 3054x - 3074.9$	$y = 5.47 \times 10^7x - 1.15 \times 10^8$
7:3	$y = 2.14 \times 10^7x + 1.83 \times 10^7$	$y = 2331.5x - 602.73$	$y = 4.40 \times 10^7x - 8.16 \times 10^7$
5:5	$y = 1.53 \times 10^6x + 3.27 \times 10^7$	$y = 2344.2x - 1743.3$	$y = 3.76 \times 10^7x - 7.16 \times 10^7$

수 성분은 감소하고 고주파수 성분은 증가한다는 것을 보여준다.

그림 3(b)는 모델 1에서의 유체의 흐름($2\mu\text{l}/\text{sec}$)으로부터 얻어진 서로 다른 세 가지 농도에 대한 도플러 신호의 스펙트럼이다. 농도에 따른 도플러 신호의 스펙트럼 진폭은 농도가 증가함에 따라서 저주파수 성분은 약간 감소하지만 스펙트럼의 대역폭의 증가와 함께 고주파수 성분이 증가하였다. 이것은 고농도의 유체에서 광자의 다중 산란의 증가로서 나타나는 고주파 도플러 천이성분의 발생에 기인하며, 이는 기존의 레이저 도플러 혈류계에 대한 다른 모든 연구자들의 결과와 일치한다[1-4,6-9].

일반적으로 모델 1로부터 얻어진 스펙트럼의 형태, 즉, 움직이는 유체의 농도와 속도에 관련된 진폭과 주파수 성분의 형태에서 레이저 도플러 프로브의 끝에서 방출되는 입사 레이저광의 외부 산란각도는 스펙트럼 형태에 영향을 미치지 않는다는 것을 관측할 수 있다. 이것은 유체 내에서 산란되는 광이 모델 1과 같이 방향성이 있는 유체의 흐름에 대해서도 불규칙적이며, 이러한 관점에서 살아있는 조직에서 발견되는 상황과 유사하다는 것을 나타낸다.

그림 4와 그림 5는 LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계의 신호처리 알고리즘을 평가하기 위해서 사용된 두 개의 모델에 대해서 얻어진 결과들로서 그림 4는 모델 1에서 얻어진 신호들을 처리해서 얻은 결과들이고, 그림 5는 모델 2에서 얻어진 결과들이다.

그림 4(a)는 유체의 흐름에 따른 0차 모멘트의 변화를 농도별로 나타낸 것이다. ■로 표시된 선은 물과 우유의 혼합비가 8:2일 때이며, ▲은 7:3, *는 5:5일 때의 0차 모멘트 변화이다. 각 그래프에 대해서 변화추이를 보기위해 선형으로 근사화하면 8:2의 혼합비에 대해서는 $y = 3628.5x + \sim 20987$ 이고, 7:3의 혼합비에서는 $y = 3713.8x + 24394$, 5:5의 혼합비에서는 $y = 4588.9x + 20610$ 이 된다. 그림 4(a)에서는 유체가 흐르는 양에 따라서 0차 모멘트의 값은 일정하게 증가하는 형태를 나타내며, 농도차에 따른 바이어스를 가지고 있다는 것을 나타낸다. 이것은 농도에 따른 0차 모멘트 성분이 유체의 흐름에 대해서는 일정한 응답을 가지고 있으며, 농도가 높을수록 스펙트럼의 진

폭이 커지는 현상은 유체로부터 직접 산란되어 돌아오는 광량이 많다는 것을 의미하기 때문에 0차 모멘트 성분을 유체의 농도와 관련되는 파라미터로써 사용하는 것이 가능하다. 이는 Obeid[6]나 Bonner[9]가 일반적인 레이저 도플러 혈류계에 대해서 측정 한 결과와 일치한다.

그림 4(b)는 유체의 흐름에 따른 1차 모멘트의 농도별 그래프이다. 1차 모멘트 그래프에 대한 선형 근사화 수식을 보면 8:2에서부터 5:5의 혼합비에 대해서 각각 $y = 7.75 \times 10^7x + 5.23 \times 10^6$, $y = 7.59 \times 10^7x + 3.12 \times 10^7$, $y = 7.26 \times 10^7x + 1.69 \times 10^7$ 로 얻어진다. 0차 모멘트의 그래프와는 달리 1차 모멘트는 농도에 따른 그래프의 변화가 거의 없다는 것을 알 수 있다. 즉, 1차 모멘트는 단위시간당 유체가 흐르는 양과 밀접한 관련이 있다는 사실을 알 수 있다.

그림 4(c)는 1차 모멘트와 0차 모멘트의 비를 나타낸다. 이 부분은 일반적으로 유속과 관련된 부분으로 인식되고 있으며, 본 실험을 통해서도 유속과 비례하고 있음을 관측할 수 있다. 이 그래프에서 특이할 점은 농도가 낮을수록 신호처리된 값이 크다는 것이며, 이는 농도가 낮을수록 점도가 낮기 때문에 발생하는 입사 운동성의 차이에 기인하는 것으로 해석된다.

그림 4(d)는 2차 모멘트와 0차 모멘트의 비를 나타낸다. 그림 4(c)와 (d)는 모멘트의 비교시 유체내 입자의 브라운 운동과 배경산란에 의한 영향을 고려하지 않은 것이며, 그림 4(e)와 (f)는 0차, 1차, 2차 모멘트에 대해서 시스템 잡음과 배경산란에 의한 영향을 고려한 것으로서 유량의 변화를 잘 반영하고 있음을 알 수 있다. 그림 4에서 얻어진 선형 근사화 수식은 표 1에 주어져있다.

그림 5(a)-(f)는 모델 2의 실험에서 얻어진 결과로서 모델 1에서 얻어진 결과보다는 불규칙적인 요소가 많이 내포되어 있으나, 전체적인 결과에서는 모델 1에서 얻어진 결과와 유사하다는 것을 알 수 있다. 그림 5(a)는 농도와 유량에 따른 0차 모멘트의 그래프로 8:2의 혼합비에 대한 선형화 수식은 $y = 356.14x + 15396$ 이고, 7:3에 대해서는 $y = 887.13x + 14024$, 5:5에 대해서는 $y = 2300.8x + 9984.5$ 이다. 모델 1에서 실험한 결과처럼 뚜렷한 차이를 보이지는 않지만 $4.0\text{mm}/\text{sec}$ 이상의 유속에

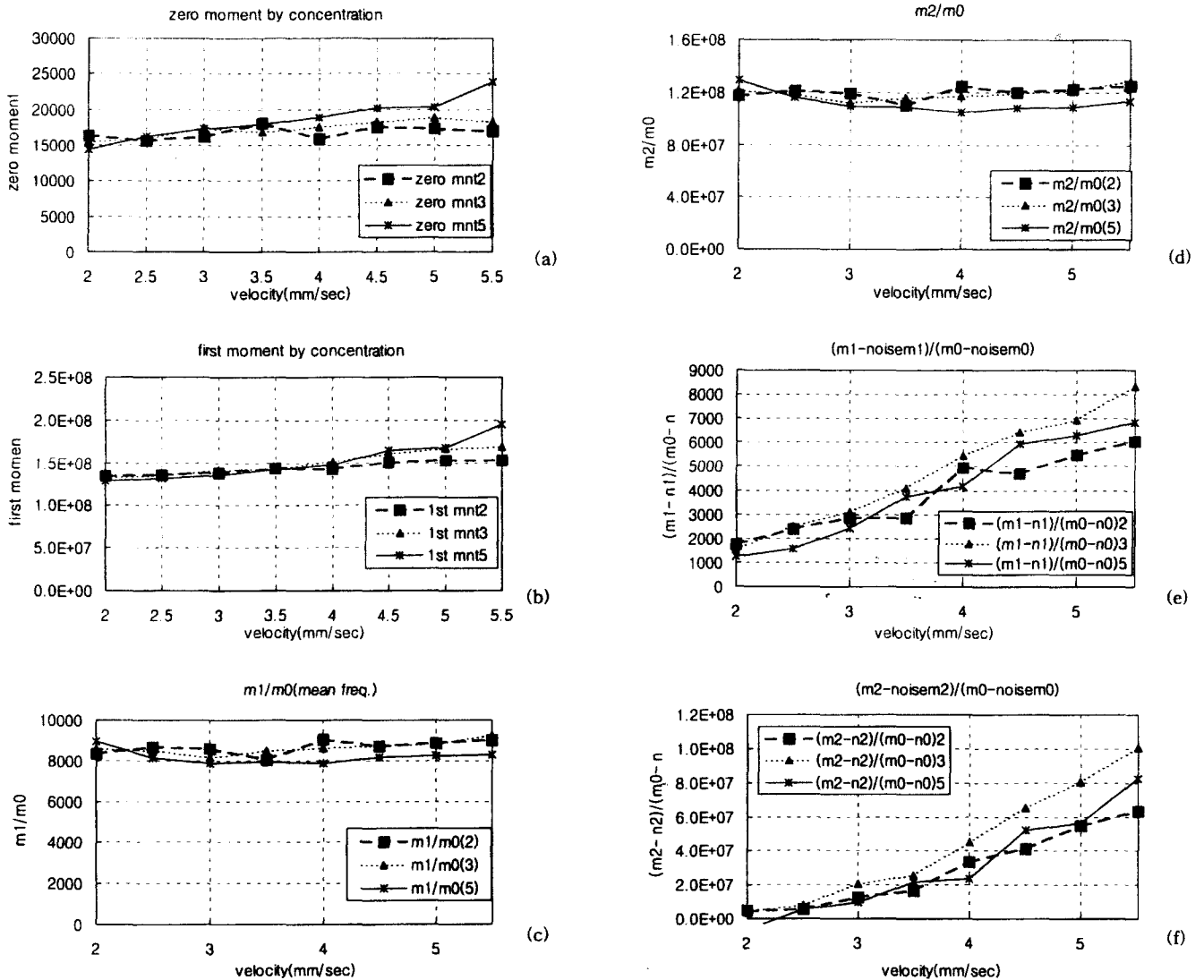


그림 5. 모델 2의 신호처리 결과. (a) 0차 모멘트-농도, (b) 1차 모멘트-농도, (c) m1/m0-농도, (d) m2/m0-농도, (e) (m1-noise의 m1)/(m0-noise의 m0), (f) (m2-noise의 m2)/(m0-noise의 m0).

Fig. 5. Signal processing results of the model 2. (a) m1-concentration, (b) m1-concentration, (c) m1/m0-concentration, (d) m2/m0-concentration, (e) (m1-m1 of noise)/(m0-m0 of noise), (f) (m2-m2 of noise)/(m0-m0 of noise).

대한 실험에서는 농도에 따른 차이를 관찰 할 수 있다.

그림 5(b)의 1차 모멘트의 실험결과도 모델 1의 결과와 마찬가지로 농도에 대해서는 큰 영향을 받고있지 않지만 속도에 따라서는 유사한 변화도를 나타내고 있다. 따라서 모델 2에 대해서도 0차 모멘트는 농도에 대한 비례값으로, 1차 모멘트는 유속에 대한 비례값으로 사용할 수 있다.

모델 1의 실험에서는 유체가 튜브 내에서 일정한 방향성을 갖기 때문에 0차 모멘트에 대한 1차, 2차 모멘트의 비가 측정 시스템의 잡음과 배경산란의 영향을 고려하지 않아도 확연히 나타

나지만, 모델 2에서는 유체가 불규칙적인 방향으로 많은 흐름을 가지고 있으므로 그림 5(c) 및 (d)의 1차 모멘트와 2차 모멘트의 0차 모멘트에 대한 비를 살펴보면 유량이나 유속 변화와 관련된 출력신호의 변화를 보기 어렵다. 그러나 그림 5(e) 및 (f)에서와 같이 측정 시스템 잡음과 배경산란에 의한 영향을 고려했을 때 얻어지는 그래프로부터는 유량이나 유속과 관련된 정보를 분석할 수 있다는 것을 알 수 있다.

그림 5(e) 및 (f)의 그래프를 살펴보면 농도가 5:5일 때의 모멘트 비가 8:2와 7:3의 농도일 때 그래프의 중간에 위치하고

표 2. 모델 2에서 신호처리한 결과에 대한 선형 근사화 수식

Table 2. Linear approximation equations to the results of signal processing in the model 2.

구분	m_0	m_1	m_1/m_0
8:2	$y = 356.14x + 15396$	$y = 5.81 \times 10^6 x + 1.22 \times 10^8$	$y = 167.38x + 8019.2$
7:3	$y = 887.13x + 14024$	$y = 1.13 \times 10^7 x + 1.08 \times 10^8$	$y = 203.71x + 7886.2$
5:5	$y = 2300.8x + 9984.5$	$y = 1.76 \times 10^7 x + 8.57 \times 10^7$	$y = -73.73x + 8458.9$

구분	m_2/m_0	$\frac{m_1 - n_1}{m_0 - n_0}$	$\frac{m_2 - n_2}{m_0 - n_0}$
8:2	$y = 1.92 \times 10^6 x + 1.1310 \cdot 8$	$y = 1272.7x - 900.3$	$y = 1.81 \times 10^7 x - 3.91 \times 10^7$
7:3	$y = 2.13 \times 10^6 x + 1.11 \times 10^8$	$y = 1927.5x - 2431.6$	$y = 2.82 \times 10^7 x - 6.19 \times 10^7$
5:5	$y = -3.61 \times 10^6 x + 1.26 \times 10^8$	$y = 1764x - 2594.8$	$y = 2.39 \times 10^7 x - 5.90 \times 10^7$

있다. 이것은 유체의 농도에 따라서 다중산란에 의해 되돌아오는 광량이 달라지고, 입자의 운동성이 달라지는데 기인한 것으로 추정된다. 표 2는 그림 5의 그래프를 선형 근사화해서 얻은 수식이다.

그림 4와 5에서 농도가 속도성분에 미치는 영향이 차이가 나는 것은 모델 1의 실험이 튜브내를 일정한 방향으로 흘러가는 실험인것에 반해서 모델 2의 실험은 모세혈류의 흐름을 모의하기 위해서 불규칙한 방향으로 내보내는 것이기 때문이다.

몇가지 결과를 토대로 레이저의 자기혼합 효과를 이용한 혈류 측정용을 위해서 데이터를 분석하는데는 세심한 주의가 요구되며, 관련정보 추출에 필요한 신호처리 알고리즘의 선택에 주의해야 한다는 것을 알 수 있다.

신호처리 알고리즘의 평가결과 0차 모멘트는 농도와 속도에 비례하는 성분임을 나타내었고, 1차 모멘트는 유량에 비례하는 성분, 0차 모멘트에 대한 1차, 2차 모멘트의 비례값은 유속과 비례하는 성분으로 사용할 수 있다는 결과를 얻었다. 유속과 비례하는 1차, 2차 모멘트를 비교하면 1차 모멘트는 유속에 따른 선형성을 유지하기에 좋으며, 2차 모멘트는 유속의 변화에 따른 차이를 잘 나타낼 수 있다는 장점이 있다. 신호성분이 크다면 1차 모멘트를 사용하는 것이 효과적이며, 신호성분이 작을 때는 2차 모멘트를 사용하는 것이 효과적일 것으로 사료된다. 그러나 이러한 알고리즘을 실제 혈류 측정에 사용하기 위해서는 혈류의 흐름이 0인 상태에 대한 분석등이 필요하다.

결 론

본 논문에서는 LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러의 혈류측정 신호처리 알고리즘을 평가하고자 하였다. 일반적인 레이저 도플러 혈류계는 많은 연구자들에 의해서 다양한 신호처리 알고리즘이 평가되었으나, 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계를 위한 신호처리 알고리즘에 대한 평가연구는 아직까지 미흡하다.

여기서 사용된 신호처리 알고리즘은 주파수 평면에서의 해석 방법을 사용하였으며, 0차 모멘트, 1차 모멘트, 2차 모멘트를

구하고, 1차, 2차 모멘트와 0차 모멘트의 비를 구하여 유체의 속도와 유량의 상관관계를 파악하였다. 또한, 신호처리 알고리즘의 평가를 위해서 두 가지 모델을 제작하여 사용하였다.

평가결과 0차 모멘트는 유속과 유체의 농도에 비례하는 특징을 갖고 있으며, 유속에 대한 비례특성을 제외하면 유체의 농도에 밀접한 관련이 있다는 것을 파악할 수 있었고 1차 모멘트는 단위시간당 유체의 흐름에 밀접한 관련이 있다는 것을 알았다. 이외에 1차, 2차 모멘트와 0차 모멘트의 비, 측정 시스템의 잡음과 배경산란을 고려한 모멘트의 비는 유속과 밀접한 관련이 있음을 알았다. 특히, 모세혈관 모델처럼 피부조직과 유사한 구조를 갖는 모델 2의 모의실험에서는 시스템의 잡음과 배경산란을 고려한 알고리즘이 보다 유용하다는 결과를 얻을 수 있었다.

본 연구를 통해서 LD의 자기혼합 효과를 이용한 레이저 도플러 혈류계의 임상 적용 가능성을 제시하였으며, 주파수 평면에서의 신호처리 알고리즘을 사용하여 유량과 유속에 대한 상대적인 지표를 제시할 수 있음을 보였다.

일반적으로 레이저 도플러 혈류계는 유량에 대한 절대적인 값을 제공하지 못하고 상대적인 값만을 제공하기 때문에 이를 위해서는 생체 혈류의 영점조정이 필요하다. 혈관모델을 이용한 모의실험에서는 유체의 흐름을 정지시킨 상태에서 물리적인 영점을 결정할 수 있지만 실제로 생체에 실험할 때는 생리적인 영점(biological zero point) 설정에 대한 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

1. 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.
2. 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.
3. S. Shinohara et al., "Laser Doppler velocimeter using the

- self-mixing effect of semiconductor laser diode*", Appl. Optics, Vol. 25, pp. 1417-1419, 1986
4. 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.
 5. 김덕영외, "자기혼합형 반도체 레이저를 이용한 혈류측정 시스템 설계 및 평가", 의공학회지, 17권, 4호, pp. 499-505, Dec., 1996.
 6. A. N. Obeid, "In vitro comparison of different signal processing algorithms used in laser Doppler flowmetry", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 31, pp. 43-52, Jan., 1993.
 7. G. Dougherty, "Spectral analysis of laser Doppler signals in real time using digital processing", Med. Eng. Phys., Vol. 16, pp. 35-38, Jan., 1994.
 8. M. H. Koelink et al., "Signal processing for a laser-Doppler blood perfusion meter", Signal Processing, Vol. 38, pp. 239-252, 1994.
 9. R. F. Bonner and R. Nossal, "Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue", Appl. Optics., vol. 20, pp.2097-2107, 1981.
 10. B. J. Berne and R. Pecora, Dynamic light scattering, John Wiley & Sons Inc., New York, 1976.
 11. A. N. Obeid et al., "Depth discrimination in laser Doppler skin blood flow measurement using different lasers", Appl. Optics, vol. 26, pp.415-419, 1988.
 12. Bogget D., Obeid A., Blond J. and Rolfe P., "Calibration of a laser Doppler skin blood flow meter using He-Ne and I.R. laser diode", Proc. IEEE 8th Annual Conf. of the Eng. in Medicine and Biology Soc. pp. 224-227, 1986b.