

DSP를 이용한 디지털 레이저 도플러 혈류계의 구현

고 한 우* · 김 종 원**

한국표준과학연구원, *주성대학

(1999년 8월 24일 접수, 1999년 10월 6일 채택)

Implementation of Digital Laser Doppler Flowmetry using DSP

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

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

(Received August 24, 1999, Accepted October 6, 1999)

요약: 본 연구에서는 FFT와 파라메트릭 방법에 의한 혈류 추정방법을 연구하고 디지털 신호처리 프로세서를 이용하여 레이저 도플러 혈류계를 구현하였다. 레이저 도플러 혈류계는 피부의 모세혈류의 흐름을 측정할 수 있는 장비로서 다양한 분야에 활용이 가능하다. 구현된 시스템은 TI사의 TMS320C32 DSP를 사용하였으며, 전력 스펙트럼의 모멘트 값을 이용하여 혈류를 추정하였다. 혈류 추정 값은 매 0.5초마다 그래픽 사용자 인터페이스를 통해서 표시하도록 하였다. 시스템의 성능을 평가하기 위해서 혈류 시뮬레이터에 흐르는 혈류를 계단함수, 삼각함수, 사인함수로 제어하여 그 결과를 비교하였으며, 인체 부위에 따른 혈류를 측정하였다. 실험결과 구현된 시스템의 혈류 추정성 및 재현성이 보장되고 있음을 확인할 수 있었다.

Abstract: In this study the authors studied blood flow estimation method using FFT and parametric spectrum, and implemented a digital laser Doppler flowmetry using digital signal processor. Laser Doppler flowmetry is a equipment measuring the flow of capillary loop in the skin and applicable to various fields. Implemented system used TMS320C32 digital signal processor of Texas Instruments Co. and estimated the blood flow using moments of the power spectrum. Estimated blood flow is displayed through graphical user interface every 0.5 second. For the purpose of the system evaluation, blood flow simulator is used and the flow was controlled by step, ramp, and sine functions. As the results we conform that the digital laser Doppler flowmetry has ability of reproduction.

Key words: Laser doppler flowmetry, DSP, Blood flow simulator, Flow estimation

서 론

모세혈관은 인체의 조직내로 영양소를 공급하거나 조직으로부터 노폐물을 수거하여 이동하는 역할을 수행하고 진피층(dermis)내에 위치하고 있으며, 화상이나 동상, 찰과상 등에 의해서 쉽게 손상된다. 이러한 모세혈관의 혈류를 관측하는 것은 환자를 진단하거나 치료하는데 매우 중요한 사항으로, 임상병리에서 혈액의 용식이나 혈구의 양, 효능 등을 측정하여 영양

상태, 체온조절 등의 분석과 피부 혈액순환의 생리학적, 병리학적인 이해에 도움이 된다.

인체의 혈관에서 혈류를 직접 측정하는데는 레이저 도플러 법, 조음과 법, 열 회식 법, 전자유량계와 washout 기법 등 다양한 방법이 있으며[1]. 이 가운데 레이저 도플러 법을 이용한 혈류계가 가장 널리 사용되고 있다. 광섬유를 사용한 레이저 도플러 혈류계는 Tanaka[2] 이후에 많은 연구자들에 의해서 연구되었는데 이 시스템들은 레이저 다이오드와 두개의 수광 다이오드를 채용하여 사용하였으며, 레이저 다이오드와 수광 다이오드에 대해서 각각 광섬유를 연결하는 방식을 사용하였다. Shinohara[3]등에 의해서 레이저 다이오드의 자기혼합효과가 보고된 이후 수광 다이오드가 내장된 레이저 다이오드와 하나의 광섬유만을 가지고 혈류를 측정하는 연구가 계속되었다[4-6].

* 본 연구는 보건복지부의 보건 의료기술 연구개발사업의 연구비 지원(TMP 96 1 1001)에 의해 이루어 졌음.

통신저자: 고훈우, (305-600) 대전광역시 유성구 도봉동 1

Tel. (042)868-5252, Fax. (042)868-5455

레이저 도플러 혈류계는 혈류의 흐름에 의해서 얻어지는 도플러 신호의 전력 스펙트럼으로부터 모멘트를 구하여 혈류를 추측하고 있으며, 전력 스펙트럼의 추정방법에는 FFT를 사용하고 있다. 이러한 FFT 방법은 많은 데이터들 취득하여야만 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있기 때문에, 오랜 시간동안의 관측 데이터가 필요하다. 본 연구에서는 파라메트릭 방법에 의해서 전력 스펙트럼을 추정하고 이로부터 혈류 파라미터를 추정하는 방법을 제안함으로써 짧은 시간동안의 관측 데이터로부터 신뢰성 있는 결과를 얻고자 하였다.

혈류 추정을 위한 알고리즘은 많은 연산량을 요구하고 있으며, 이를 효과적으로 처리하기 위해서는 하드웨어적인 도움이 필요하다. 본 연구에서는 DSP 보드를 사용하여 알고리즘의 효과적인 연산을 수행할 수 있도록 하였으며, 저리본 결과는 윈도우 기반의 사용자 인터페이스를 통하여 표시할 수 있도록 레이저 도플러 혈류계를 구현하였다.

구현된 레이저 혈류계의 성능을 평가하기 위해서 피부의 모세혈관에서의 혈류를 보의할 수 있는 시뮬레이터를 사용하였으며, 혈액과 유사한 반사특성을 갖는 용액을 시뮬레이터에 흘리면서 측정결과를 관측하였다. 또한 실제 혈류 측정의 가능성을 확인하기 위해서 손가락 위와 입술, 피부 징맥에서의 혈류 흐름을 관측하였다.

레이저 도플러 혈류계의 혈류 추정

레이저 도플러 혈류계의 응답은 전기적 및 광학적인 하드웨어 시스템의 특성과, 신호처리 알고리즘의 특징에 따라서 차이가 있다. 레이저 도플러 혈류계를 위한 적절한 신호처리 알고리즘은 적혈구의 평균속도와 농도 변화에 따라서 선형적으로 변하는 혈류의 정량적인 지표에 영향을 주기 때문에 그 선택은 매우 중요하다. 또한, 미세 순환계의 농도특성을 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 신호는 유체의 속도에 비례하기 때문에 적혈구의 흐름을 추정할 수 있도록 하기 위해서 속도에 증속적인 승수로서 주파수 가중치가 도입되었다. 이러한 주파수 가중치를 갖는 신호처리 알고리즘들은 Bonner등에 의해서 제안되었다[7].

Bonner의 알고리즘은 알고리즘의 출력과 직혈구 농도사이의 선형적인 관계를 이론적으로 예측하기 위해서 도플러 산란의 이론적 모델을 사용하여 유도되었으며, 이 알고리즘에 의해 추정된 혈류는 0.3% 이하의 적혈구 체적분(RBC volume fraction)에 대해서 전력 스펙트럼의 1차 모멘트에 선형적이다[8]. 움직이는 적혈구로부터 산란되어 돌아오는 광의 세기는 적혈구의 농도가 높아짐에 따라서 증가하며, 광전류 신호의 전력 밀도 스펙트럼에 비례한다. 또한 혈류의 속도에 따라서 도플러 신호의 주파수가 증가하기 때문에 전력밀도 스펙트럼에 의해서

혈류 파라미터를 추측할 수 있다.

적혈구의 흐름에 의해서 얻어지는 광전류 신호(도플러 신호)를 $f(t)$ 라 할 때 신호의 전력스펙트럼은 푸리에변환을 통하여 식(1)과 같이 나타낼 수 있다[9].

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

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

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

여기서 ω_1 과 ω_2 는 필터의 상하위 차단 주파수이다.

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

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

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.

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

푸리에변환에 의해서 충분한 주파수 분해능을 얻기에는 주어진 데이터가 너무 짧은 경우가 생길 수 있으며, 이러한 경우에는 AR모델에 의한 스펙트럼의 파라메트릭 표현이 일반적인 스펙트럼 표현방법보다 더욱 개선된 주파수 분해능을 제공할 수 있다[10]. 이러한 스펙트럼 추정과정은 다음과 같다. 먼저, 주어진 데이터 시퀀스 $\{y(n-1), y(n-2), \dots\}$ 로부터 선형예측 모델(AR 모델) 파라메터 $\{a_1, a_2, \dots, a_n; \sigma_\epsilon^2\}$ 추출한다.

파라미터를 이용하여 스펙트럼을 구하는 것은 식(5)와 같다.

$$S_{AR}(\omega) = \frac{\sigma_\epsilon^2}{|A_n(\omega)|^2}$$

$$= \frac{\sigma_e^2}{|1 + a_1 e^{-j\omega} + a_2 e^{-2j\omega} + \dots + a_n e^{-jn\omega}|^2} \quad (5)$$

일반적으로, 스펙트럼 피크가 적은 신호는 AR 모델에 의해 시공적으로 모델링될 수 있으며, 모델 파라미터를 구하기 위한 방법으로는 Yule-Walker 방법과 공분산방법, Burg 방법이 있다.

디지털 레이저 도플러 혈류계의 구성

1. 하드웨어의 구성

혈류의 흐름에 의해서 발생하는 도플러 신호로부터 스펙트럼을 구하고 모멘트를 구하기 위한 하드웨어에서는 FFT와 파라메트릭 방법에 의한 스펙트럼 추정을 해야 한다. 설계된 레이저 도플러 혈류계의 A/D 샘플링 주파수가 60KHz이므로 신뢰성 있는 혈류 추정을 위해서는 많은 데이터를 처리할 수 있어야 한다. 0.5초마다 처리한 결과를 표시하기 위해서는 30,000개의 데이터에 대해서 0.5초내에 스펙트럼과 모멘트를 구할 수 있어야 하며, 이를 위해서는 4096개 FFT를 13번 수행하고 평균 스펙트럼을 구하거나 AR 모델 파라미터를 이용하여 스펙트럼을 구해서 모멘트를 구한다. 파라메트릭 방법에 의한 스펙트럼 추정보다 FFT가 스펙트럼을 빨리 구할 수 있기는 하지만 많은 량의 데이터에 대해서 수행을 해야 하므로 고속의 연산처리방법이 필요하다.

본 연구에서 사용된 DSP 보드는 TMS320C32 60MHz로서 30MIPS(mega instruction per second)와 60MFLOPS(mega floating point operation per second)의 연산능력을 가지고 있고 128K word의 고속 SRAM 외부메모리를 장착하고 있으며, 16비트 2채널 A/D 변환기와 D/A 변환기를 가지고 있다. 또한 ISA 버스방식의 PC와 연결이 가능한 Add-on 보드 형태로서 프로그램의 개발이 실시간 구현에 매우 유용한 구조를 갖고 있다. 그림 1에 레이저 도플러 혈류계의 실시간 하드웨어 구성을 나타내었다.

그림 1의 자기혼합 프로브에는 레이저 다이오드와 수광 다이오드에서 얻어지는 전류신호를 전압으로 변환하기 위한 전류-전압 변환회로와 전치 증폭회로가 내장되어 있으며, 외부에서 레이저 다이오드를 구동하기 위한 정전류원이 공급된다. 대역폭과 필터는 30Hz-25KHz까지의 대역폭을 갖도록 설계되었다.

2. 소프트웨어의 구성

혈류 추정을 위한 소프트웨어는 크게 두 가지로 나눌 수 있다. 하나는 혈류 추정 알고리즘으로서 TMS320C32 어셈블리 언어와 C언어로 구성된 프로그램이며, 다른 하나는 DSP의 연산결과를 가져와서 화면에 표시하고 데이터를 저장하는 사용자 인터페이스 프로그램으로서 IBM-PC상에서 Visual C++를 사용한 윈도우즈 프로그램이다.

DSP에서 수행되는 혈류 추정 알고리즘에서 스펙트럼 추정은 FFT를 이용한 방법과 Burg 방법을 이용한 파라메트릭 방법의 두가지를 선택적으로 사용할 수 있도록 프로그램을 작성하였다. 스펙트럼 추정 방식은 사용자 인터페이스에서 설정하여 사용할 수 있으며, 일단 사용자가 선택을 하면 DSP 보드로 기계어 코드가 다운로드되어 알고리즘을 수행하게 된다. DSP는 내부 타이머 인터럽트를 사용하여 정확하게 60KHz의 샘플링주파수를 발생하며, 자신의 메모리 블록을 두 개의 블록으로 분할하여 0.5초씩의 데이터를 각 블록에 저장하게 된다. 처음 0.5초간의 데이터가 메모리의 한 블록에 저장되면 DSP는 30,000개의 데이터를 이용하여 전력스펙트럼을 구하게 되며, 그 사이에 A/D 변환기로부터 이후의 0.5초간의 데이터를 나머지 다른 블록에 저장하게 된다. DSP는 0.5초내에 한 블록의 데이터에 대한 연산을 끝내고 다음 블록의 데이터를 연산하게 되며, 그 사이에 A/D 변환기의 데이터가 연산이 끝난 블록에 저장하게 된다. 본 연구에서는 이러한 방식을 메모리 swap 방식이라고 이칭하였다. 메모리 swap 방식을 이용하면 블록 데이터 처리 알고리즘을 마치 실시간으로 수행하는 것과 같은 효과를 제공할 수 있으며, 메모리와 DSP의 성능을 최대한 효과적으로 활용할 수 있다.

FFT 방식에서 DSP는 30,000개의 데이터에 대해서 4096개씩 50%의 중복분할을 하였으며, 데이터에 해당 윈도우를 위해서 1096 FFT를 13번 수행하게 된다. 13번의 FFT를 통해서 얻어진 13개의 스펙트럼은 산술평균을 통하여 평균 스펙트럼이 나오게 되며, 이 스펙트럼을 이용하여 혈류 추정을 위한 모멘트를 계산하게 된다. 4096 FFT를 TMS320C32 DSP가 수행하는데 걸리는 시간은 24 msec이며, 13블록을 계산하여 평균하고 모멘트를 구하는데 걸리는 총 수행시간은 370 msec이다. 이러한 수행시간은 0.5초 이내로 들어오기 때문에 실시간 혈류추정 하드웨어가 알고리즘을 수행하는데 유효하다는 것을 나타낸다.

스펙트럼을 구하기 위한 또 하나의 방법인 Burg 방법은 적은 데이터량으로 스펙트럼을 얻을 수 있다는 장점은 있으나 연산시간이 매우 많이 걸리기 때문에 TMS320C32 DSP로도 완전한 데이터의 처리를 기대할 수 없었다. 1000샘플에 대해서 20차 AR 모델로 Burg 방법을 통한 스펙트럼의 추정에는 426 msec가 걸렸으며, 모멘트의 계산까지 걸리는 시간은 486 msec였다. 이 방법을 통해서 하나의 스펙트럼밖에 얻을 수 없으므로 혈류추정에 대한 신뢰성이 떨어지게 되며, 200샘플에 대해서는 4번을 수행하는데 걸리는 시간이 480 msec였다. 파라메트릭 방법은 스펙트럼의 곡선형태가 매우 완만하게 나타나기 때문에 연산에 효과적이기는 하지만 연산시간의 부담으로 인해서 TMS320C32 DSP의 상위급 프로세서를 사용하여 실시간 구현이 가능할 것으로 판단되며, FFT를 이용한 방법이 본 DSP에서 사용할 수 있는 것으로 판단된다. FFT를 이용하여 DSP에서 수행되는 혈류 추정 알고리즘에 대한 순서도는 그림 2와 같다.

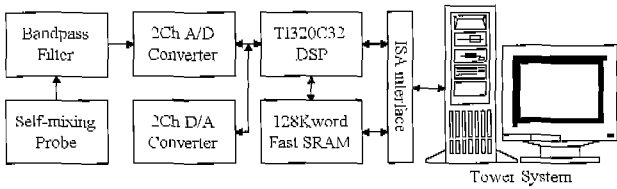


그림 1. 레이저 도플러 혈류계의 실시간 하드웨어 구성도
 Fig. 1. Real-time hardware block diagram of laser Doppler flowmetry

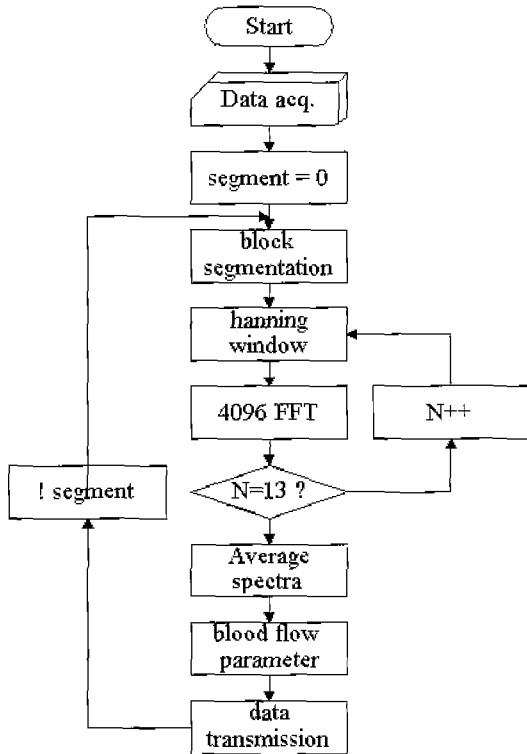


그림 2. DSP 혈류 추정 알고리즘의 흐름도
 Fig. 2. Flowchart of DSP blood flow estimation algorithm

DSP 보드에서 0.5초간의 데이터에 대한 연산이 종료되면 DSP는 자신이 연산을 수행한 0.5초간의 실 데이터와 혈류 파라미터(용적, 속도, flow), 현재의 스펙트럼을 PC로 전송하게 되고 PC에서는 0.5초간의 데이터를 받아서 저장한다. PC는 현재 전송받은 0.5초간의 데이터록 포함하여 총 5초간의 데이터를 메모리에 저장하고 있다가 사용자가 데이터를 저장하라는 명령을 내리면 5초간의 실 데이터, 현재 계산된 스펙트럼, 225초간의 혈류 파라미터 값을 파일로 저장하게 된다.

PC에서 수행되는 프로그램은 Visual C++로 작성된 윈도우즈 기반 사용자 인터페이스, 스펙트럼 추정 방법의 선택, 데이터의 저장 기능, DSP의 동작 제어, 혈류 추정을 위한 관측 시간, 화면의 배율을 설정할 수 있는 기능이 있다. PC에서 레이저 도플러 혈류계 프로그램이 수행되면, PC는 기본설정 상태를 이용하여 DSP를 가동시킬 준비를 한다. DSP를 가동시키기 위한 기본 설정은 스펙트럼 추정 방법은 FFT 알고리즘을, 혈류 관측시간은 1초, 화면의 배율은 1로 설정이 된다.

혈류계의 성능평가 실험 및 고찰

본 연구에서 구현된 디지털 레이저 도플러 혈류계의 성능평가를 실험하기 위해서 기 연구된 모세혈관 모델의 혈류 시뮬레이터[11]와 혈류 순환계를 이용하여 in-vitro 및 in-vivo 실험을 수행하였다.

In-vitro 실험을 위한 설정은 그림 3과 같다. 실험을 위하여 혈액과 같은 농도에 같은 반사율을 갖는 blood phantom(Dansk사)을 유체로 사용하였으며, 혈류의 흐름은 계단적으로 증가했다가 감소하는 계단과의 경우와 선형적으로 증가했다가 감소하는 삼각파의 경우, 사인파와 같은 형태로 증가했다가 감소하는 3가지 함수를 사용하였고 스펙트럼의 평균시간은 0.5초, 1초, 3초에 대해서 각각 실험을 수행하였다. 실험에 사용된 주사핀프는 Harvard Apparatus 사의 PHLD2000 모델로서 refill이 가능하며, RS 232를 통해서 흐름을 제어할 수 있다. 흐름제어는 0 ml/min부터 5 ml/min 사이에서 변화하게 하였다.

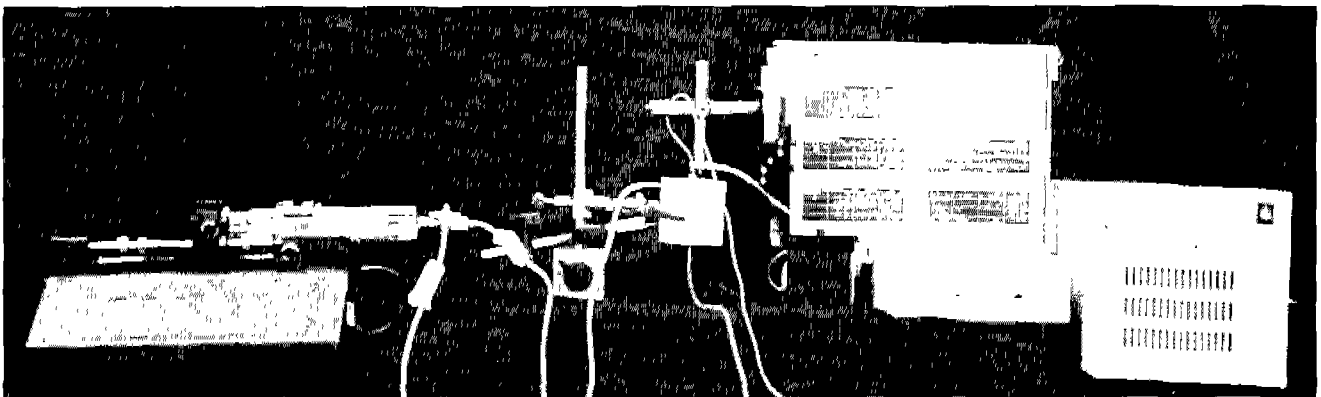


그림 3. 모의실험을 위한 설정
 Fig. 3. Experimental setup for in-vitro

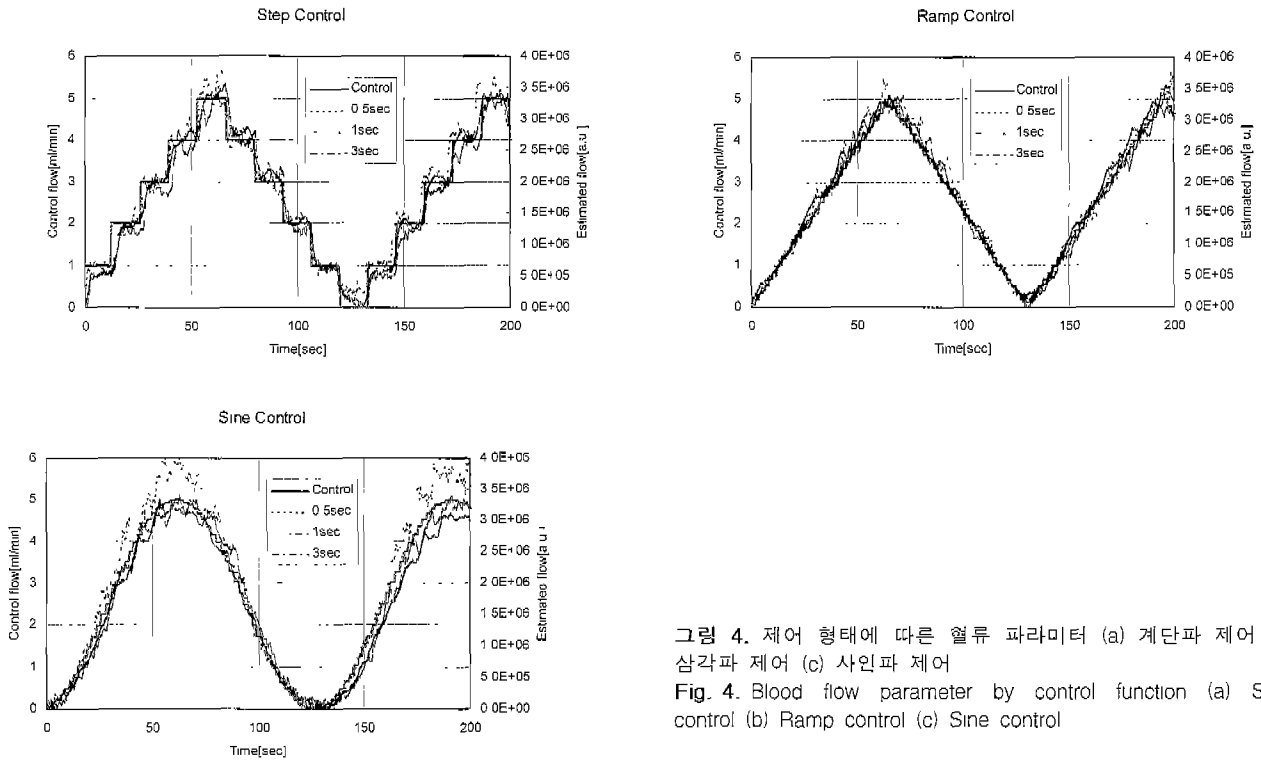


그림 4. 제어 형태에 따른 혈류 파라미터 (a) 계단파 제어 (b) 삼각파 제어 (c) 사인파 제어
 Fig. 4. Blood flow parameter by control function (a) Step control (b) Ramp control (c) Sine control

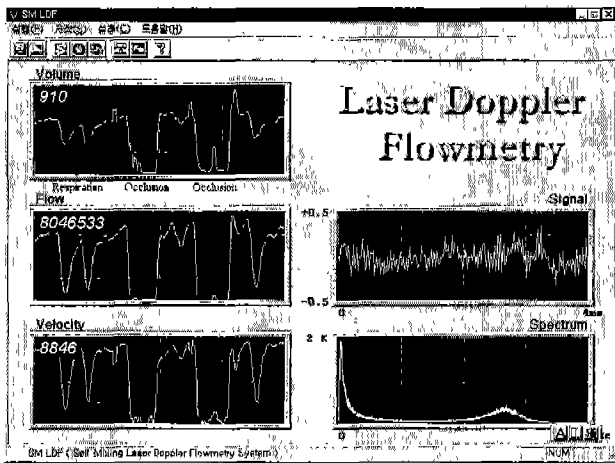


그림 5. 임상실험을 위한 측정결과(검지손가락 위, 평균시간=3초)
 Fig. 5. Measurement result for clinical experiment(finger tip, averaging time = 3sec)

각각의 실험에서 흐름의 변화주기는 120초와 60초, 30초로 연속적으로 변화하도록 설정하였으며, 이에 따라서 flow를 측정하였다. 그림 4는 3가지의 flow 제어에 따라서 얻어진 flow의 그래프를 나타내고 있으며, 여기서 제어된 flow는 [ml/min]의 단위를 갖고 실선으로 표시되었으며, 파선은 0.5초간의 스펙트럼을 평균하였을 때, 이전채선은 1초간의 스펙트럼을 평균하였을 때, 일점채선은 3초간의 스펙트럼을 평균하였을 때를 나

타내고 있고 단위는 임의의 단위로 [a.u.]로 표시하였다. 그림 4(a)는 계단파로 흐름을 제어했을 때 얻어진 결과를 나타내고 있으며, 그림 4(b)는 삼각파로 제어할 때, 그림 4(c)는 사인파로 제어할 때 얻어진 혈류 파라미터의 그래프를 나타내고 있다.

계단함수와 삼각함수, 사인함수의 flow 입력에 따라서 얻어진 실험결과를 살펴보면 0.5초의 평균시간으로 관측하였을 때는 변동성분이 많이 생기고 3초의 평균시간으로 관측하였을 때는 변동성분이 적어짐을 알 수 있었다. 반면에 계단함수와 같이 갑작스러운 흐름의 변화는 평균시간이 짧을수록 잘 추정하고 있으며, 평균시간이 길어지면 혈류의 편위치의 혈류 파라미터들은 과거의 값들에 영향을 받기 때문에 갑작스러운 변화에 대해서는 빠른 추정 값을 얻어낼 수 없다.

실험결과를 살펴보면 입력으로서 제어되었던 제어대상이 flow였으며, 추정 알고리즘의 결과에서 얻어진 flow의 결과 그래프와 입력함수의 상관관계가 매우 선형적으로 나타난다는 것을 알 수 있다. 이러한 결과를 통해서 본 연구에서 구현된 실시간 레이저 도플러 혈류계가 임상에 적용할 수 있는 가능성을 확보하였음을 알 수 있다.

그림 5는 in-vivo 실험을 통해서 얻어진 결과 그래프이다. 측정부위는 좌측 검지 손가락 살에서 측정하였으며, 손가락을 압박하여 혈류의 흐름을 방해했을 때와 정상적인 혈류의 흐름을 반복하면서 측정한 결과이다. 이 결과를 통해서 절대적인 혈류의 흐름에 대한 값을 제시할 수는 없지만 상대적인 량으로서 혈류 값을 측정할 수 있음을 알 수 있다.

표 1. 측정부위에 따른 혈류 파라미터

Table 1. Blood flow parameter depend on measurement site

	Volume[a.u]	Flow[a.u]	Velocity[a.u]
Finger tip	900 - 1,000	5,500,000 - 6,000,000	6,500 - 7,000
Lip	800 - 1,000	1,800,000 - 2,000,000	1,700 - 2,000
Vein	140 - 170	290,000 - 310,000	1,500 - 1,600

그림 5에서 좌측의 첫 번째 윈도우는 혈류의 용적을, 두 번째 윈도우는 혈류의 흐름을, 세 번째 윈도우는 혈류의 속도를 상대적인 값으로 나타내는 것이다. 우측의 첫 번째 윈도우는 혈류의 흐름에 의해서 관측된 도플러 신호를 보여주고 있으며, 이로부터 얻어진 스펙트럼이 우측 하단의 윈도우에 표시되어 있다. 구현된 시스템의 DSP는 스펙트럼의 연산과 이 스펙트럼으로부터 혈류의 용적, 흐름, 속도를 계산하는 것이다. 혈류 용적을 나타내는 윈도우에서 처음에 나타난 두 개의 저점은 심호흡(respiration)을 할 때 혈류량이 줄어드는 것을 나타내고 있으며 손가락을 압박(occlusion)하여 혈류의 흐름을 막았을 때는 매우 낮은 값으로 떨어지는 것을 알 수 있다. 손가락이외에도 입술과 손등의 정맥에 대해서 측정할 결과 측정부위마다 다양한 결과를 나타낼 수 있었다. 손가락과 입술, 손등의 정맥에서 측정된 혈류 파라미터 값의 범위를 표 1에 나타내었다. 표 1에서 각 혈류 파라미터의 단위는 임의의 단위로서 [a.u]라고 표시하였다. 손가락 끝이나 입술의 경우에 용적에 대한 값은 비슷하지만 flow나 속도에 대한 값에서 커다란 차이를 보이고 있음을 알 수 있으며, 손 등위의 정맥에서 용적이나 flow가 상대적으로 매우 낮은 값을 나타내고 있어서 정맥의 일징영역만을 측정하고 있고, 피부 모세혈관의 혈류를 보다 정확하게 측정할 수 있음을 알 수 있다.

결 론

본 연구에서는 혈류 추정 알고리즘에 두 가지의 스펙트럼 추정방법을 사용하였으며, 각각의 추정방법을 DSP로 구현하여 사용자가 선택적으로 사용할 수 있도록 하였다. 추정된 스펙트럼으로부터 모멘트를 계산한 결과 0차 모멘트는 용적과 밀접한 관련이 있고 1차 모멘트는 혈류의 흐름과 두 모멘트의 비는 혈류의 속도와 비례적인 상관관계를 가졌음을 확인할 수 있었다.

구현된 디지털 레이저 도플러 혈류계의 샘플링 주파수는 60KHz로 설정하였고 0.5초마다 샘플링된 도플러 신호의 평균 스펙트럼을 구하고 모멘트를 계산하여 혈류 파라미터(용적, 흐름, 속도)를 구하였다. 스펙트럼을 실시간으로 구하기 위해서 본 연구에서는 60K word의 데이터 메모리를 할당하고 이 데이터 메모리를 두 개의 세그먼트로 분할하였다. 하나의 세그먼트는 30K word의 메모리를 가졌으므로 0.5초 동안에 샘플링된 데이터의 저장이 가능하며, DSP 보드가 한 세그먼트의 데이터를 처리하는 동안 다른 세그먼트에 0.5초간의 데이터가 저장된다. DSP는 현재 처리하는 세그먼트의 데이터에 대한 스펙트럼 계산이 끝나면 다른 세그먼트의 데이터를 처리하고 샘플링된

데이터는 처리가 끝난 세그먼트에 새로이 저장되도록 하는 메모리 swap 방식을 사용하여 DSP와 메모리를 효과적으로 활용하였다.

TI사의 TMS320C32가 스펙트럼을 계산하고 혈류 파라미터를 추정하는데 걸리는 연산시간은 FFT 방법을 사용했을 때 30,000 sample을 처리하는데 370msec가 걸렸으나, 파라메트릭 방법은 1000 sample을 20차 AR모델로 1번 연산하는데 486 msec가 걸렸다. 파라메트릭 방법에 의한 스펙트럼 추정이 FFT에 의한 결과보다 좋은 결과를 얻을 수 있지만 실시간으로 구현하기 위해서는 보다 고속의 DSP가 요구되며, 본 연구에서 구현한 시스템에서는 파라메트릭 방법은 일부 데이터만을 처리하여 결과를 보일 수 있도록 하였다.

FFT에 의한 혈류 추정 알고리즘은 메모리 swap 방식을 이용하여 0.5초 간격으로 실시간 처리가 가능하고 스펙트럼의 평균 시간은 0.5초, 1초, 3초 및 5초로 설정할 수 있으며, 평균 시간이 길수록 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있었다.

본 연구에서 개발된 시스템은 아직까지는 혈류의 양에 대해서 상대적인 값만을 제공하고 있지 못하지만 레이저 다이오드의 광의 조사 면적과 두께깊이에 대한 생리학적인 연구를 통해서 표본용적에 대한 값을 정확히 얻어내게 되면 절대적인 값을 제공할 수 있을 것이다. 이를 위해서는 생체조직에 대한 실험과 시뮬레이션이 병행되어야 할 것이며, 광의 조직내 산란특성에 대해서도 연구되어야 할 것이다. 특히, 광이 조직내로 조사될 때 일정 영역을 벗어나지 않도록 하는 방법이 필요한데 이를 위해서 본 연구팀에서는 렌즈를 사용하여 광을 집중하는 방법[11]을 사용하고 있으나 보다 효과적인 방법이 필요한 것으로 사료된다.

본 연구에서 개발된 디지털 레이저 도플러 혈류계 기술은 향후 임상용 레이저 혈류계의 개발에 활용할 수 있을 뿐 아니라 화상을 입은 조직의 화상정도를 파악하는 장비의 개발, 미세 유량 및 유속계의 개발에도 활용할 수 있을 것으로 사료된다.

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 a semiconductor laser diode", *Appl. Optics*, vol.25, no. 9, pp.1417-1419, 1986
 4. M. H. Koelink et al., "Glass-fibre self-mixing diode laser Doppler velocimeter", *Meas. Sci. Technol.*, vol. 3, pp.33-37, 1992
 5. F. F. M. de Mul et al., "A Semiconductor Laser Used for Direct Measurement of the Blood Perfusion of Tissue". *IEEE Trans. on BME*, vol.40, no.2, pp.208-210, Feb., 1993
 6. H. W. Jentink et al., "Monte Carlo simulation of laser Doppler blood flow measurement in tissue", *Appl. Optics*, vol.29, no.16, pp.2371-, 1990
 7. R. F. Bonner et al., "Realtime monitoring of tissue blood flow by laser Doppler velocimetry". *Proc. of the Technical Program. Electro Optics Laser*, pp.539-550, 1978
 8. D. Bogget, A. Obeid, J. Blond and P. Rolfe, "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, 1986
 9. M. H. Koelink et al., "Signal processing for a laser-Doppler blood perfusion meter". *Signal Processing*, vol. 38, pp.239-252, 1994
 10. S. J. Orfanidis, *Optimum Signal Processing: An Introduction*, New York, McGraw Hill, 1988
 11. 고한우, 김중원. "사기혼합형 LDF 프로그램과 혈류 시뮬레이터의 구현". *센서학회지*, 제8권, 제2호, pp.39-44, March, 1999