

## 유속 센싱을 위한 스피커형 광학적 유체 단층촬영 기술

이창호 · 김지현\*†

### Fluidic velocity sensing with a speaker based optical doppler tomography

Chang-Ho Lee and Jee-Hyun Kim\*†

#### Abstract

This paper presents an optical doppler tomography(ODT) system using a speaker as a method to achieve depth measurement in a flowing sample. The use of the speaker provides easy implementation with a low cost. The nonlinear characteristics of the speaker has hindered its adaptation because it produces inconsistent fringe frequencies at different depths. This paper reports an adaptive algorithm to compensate the nonlinear characteristics, and could, resultantly, acquire the Doppler frequency shift caused by the sample. The experiment utilizes a flowing scattering particle solution in a capillary tube at a certain flow rate. The Doppler frequency profile over the lumen was calculated by using spectrogram method. and we obtained the velocity image of the sample.

**Key Words :** ODT (optical doppler tomography), spectrogram, fluidic velocity

#### 1. 서 론

광 간섭 단층촬영기[optical coherence tomography (OCT)]는 최근에 개발된 기술로 저가간섭의 빛을 이용하여 대상체를 파괴하지 않고 단층 영상을 높은 해상도로 획득하는 기술이다. OCT는 optical coherence domain reflectometry(OCDF)를 확장 응용한 것으로, 1991년 M.I.T의 Fujimoto 연구그룹에 의해서 처음 보고되었다. OCDF는 마이켄슨 저간섭계에 기반을 두고 샘플의 깊이에 따라 역산란(backscattering)되는 빛의 크기를 얻는 시스템이다<sup>[1]</sup>. OCT는 이런 OCDF시스템에서 2차원 영상을 위하여 횡방향 스캐닝(transverse scanning)을 사용함으로써 이차원 영상을 획득하는 초음파 영상의 B-mode 스캐닝 방식과 유사하다<sup>[2]</sup>. 이 기술은 근적외선 영역의 광원을 사용하여 생체 내부를 비절개로 처리하여 인체에 무해하며, 실시간 단층영상을 얻을 수 있으며, 현재 표면검사, 망막의 측정, 치아

측정 등 다양하게 사용되고 있다<sup>[3]</sup>. 이와 함께, 생체내부 조직의 복굴절(birefringence)을 이용한 PS-OCT (polarization sensitive-OCT), 도플러 효과(doppler effect)를 이용하여 움직이는 물질의 속도 정보를 보여주는 ODT (optical doppler tomography)가 발표되어 혈류의 속도를 측정하는 등 OCT의 응용 연구로 활발히 진행이 되고 있다<sup>[4,5]</sup>. 또한 생체 응용 연구뿐만 아니라 지문 인식 및 물질의 비파괴 검사 등 다양한 응용 산업 분야로 그 적용이 확대되어 가고 있다<sup>[6,7]</sup>.

기본적인 OCT 시스템은 생체조직의 미세 산란특성에 의해 발생하는 역산란광의 변화를 깊이별로 얻어 조직의 형태를 알아낸다. 이에 반해 ODT는 OCT의 광학계를 그대로 이용하며 측정하고자 하는 샘플단과 기준단 사이의 간섭현상에 의해 생성되는 간섭신호의 세기와 주파수를 출력단의 광검출기를 통해 측정이 된다. 이때 그림 1에서와 같이 샘플단 관속에 움직이는 물질이 있다면, 관 밖의 임의의 한 점에서 관속의 움직이는 물질을 봤을 때, 도플러 효과(doppler effect)가 나타나게 된다<sup>[8]</sup>. 그림 1의 왼쪽 그림과 같이 기준단으로 인한 도플러 효과에 의해서 야기된 주파수 신호에( $f_0$ ) 샘플로 인한 도플러 효과에 의한 도플러 주파수 변화량(doppler frequency shift:  $\Delta f$ )이 추가된다. 이러한 도플러 주파수 변화량은 입력 파수(input wavenum-

경북대학교 전자전기컴퓨터공학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

\*경북대학교 컴퓨터공학과(Department of Computer Engineering, Kyungpook National University)

†Corresponding author: jeehk@knu.ac.kr

(Received : March 21, 2008, Revised : May 2, June 20, 2008

Accepted : July 3, 2008)

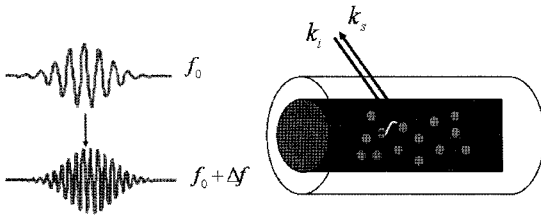


그림 1. 관속의 움직이는 입자들의 도플러 주파수 이동  
Fig. 1. The Doppler frequency shift of the moving particles in the tube.

ber:  $K_i$ )와 산란 파수(wavenumber:  $K_s$ )의 차이와 물질 속도( $V_D$ )의 내적 관계에 의해서 식 (1)의 첫 번째 식과 같이 정의가 된다. 만약 유체의 진행방향과 입사되는 빔의 사이각( $\theta$ ), 광원의 중심파장( $\lambda_0$ ), 관속의 유체의 굴절률( $n(\omega_0)$ )을 알 때, 식 (1)의 두 번째 식과 같이 도플러 주파수 변화량을 나타낼 수 있다. 그래서 만약 우리가 ODT를 통하여 도플러 주파수 변화량( $\Delta f$ )를 획득하고 다른 조건들 ( $\theta, \lambda_0, n(\omega_0)$ )을 알고 있다면, 식 (2)과 같은 관속의 움직이는 유체의 속도( $V_D$ )의 정보를 유도할 수 있다<sup>[8]</sup>.

$$\Delta f = \frac{1}{2\pi} (K_s - K_i) \cdot V_D = \left| \frac{2V_D n(\omega_0)}{\lambda_0} \cos\theta \right| \quad (1)$$

$$V_D = \left| \frac{\Delta f \lambda_0}{2 \cos\theta n(\omega_0)} \right| \quad (2)$$

본 연구에서는 ODT 시스템을 개발하여 각각의 깊이 별로 유속의 정보를 획득하여 2차원 유속 영상을 출력하는 기술에 관한 것이다.

이러한 ODT 시스템을 만들기 위해서는 빠르게 움직이는 기준단을 필요로 한다. 다양한 종류의 기준단 원리가 보고가 되고 있으며, 그 중에서도 RSOD(rapidly scanning optical delay)가 가장 많이 사용되는 방식 중 하나이다. 하지만 이런 RSOD는 구성이 복잡하여 초보자가 구현하기 어려울 뿐만 아니라 많은 비용이 소요된다<sup>[9-11]</sup>.

기존의 유속 측정 방법으로는 laser doppler velocimeter (LDV), particle image velocimetry (PIV), ultrasound 등이 있다. 이중 LDV와 ultrasound 방법은 레이저와 초음파를 사용하여 한 지점에 대한 유속의 정보만을 제공해주고, PIV의 경우 고해상도 고주파 카메라를 사용해야 되기 때문에 경제적으로 비용이 많이 소요된다<sup>[12-14]</sup>. 본 논문에서 사용한 ODT 방식은 깊이별 유속 정보를 제공하여 주는 특징이 있으며, 기존의 다른 시스템에 비해서 저렴하게 제작이 가능한 장점이 있다.

본 논문은 OCT와 ODT의 기본 이론을 바탕으로 기존의 ODT 시스템의 기준단보다 제작이 간편하며, 설치비용이 저렴한 스피커(speaker)를 사용하여 ODT를 설계, 제작하였다. 그리고 ODT 분야의 혈류 속도 측정과 같은 생체적인 응용뿐만 아니라 일반적으로 관속을 흐르는 입자들의 깊이별 속도와 움직임을 모니터링 하는 센서로의 가능성을 보고자 실험을 진행하였다.

실험 진행을 위해, 먼저 투명한 유리관에 희석액(scattering particle)을 일정한 속도로 흐르게 한 후에 유리관 속에 흐르는 관의 깊이에 따른 희석액의 도플러 주파수 변화량을 측정하였다. 그리고 신호처리 과정(STFT\_short time fourier transform)를 거쳐서 투명한 유리관 안의 깊이에 따른 움직이는 입자들의 유속(flow rate)을 측정하였다.

## 2. 실험

### 2.1. 이론

OCT 시스템에서 기준단과 샘플단의 광경로가 일치 하였을 경우 샘플 내부에 대한 각 지점의 반사계수 차이에 의해서 발생한 간섭신호세기가 발생하게 된다. 이러한 간섭신호세기에 대하여 신호처리 기법을 적용함으로써 샘플 내부의 단층 영상을 얻을 수 있게 된다. OCT 시스템에서 검출되는 신호( $I_p$ )는 식 (3)과 같다.  $I_s$ 는 샘플단의 신호,  $I_r$ 은 기준단의 신호,  $\lambda_0$ 는 광원의 중심파장,  $k_0(k_0 = 2\pi/\lambda_0)$ 는 광원의 중심 파수,  $\Delta l$ 은 기준단과 샘플단의 경로차이다.

$$I_p = I_s + I_r + 2\sqrt{I_s I_r} \cos(k_0 \Delta l) \quad (3)$$

$$= I_s + I_r + 2\sqrt{I_s I_r} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda_0} 2vt\right)$$

식 (3)에서 보이는 바와 같이, 기준단의 광경로 차이( $\Delta l$ )를 일정한 속도( $v$ )로 변화시킬 경우, 검출된 신호는  $k_0 2vt$ 로 변조주파수가 생성이 된다. 본 실험에서는 변조주파수의 생성을 위해 합수발생기에 의해 생성된 사인파를 인가하여 스피커를 구동시켰다. 따라서, 식 (3)에서  $\Delta l$ 은  $\cos(2\pi f_s t)$ 로 나타나고, 스피커의 움직임에 의한 변조 주파수 혹은 도플러 주파수( $f_D$ )는  $k_0 \cos(2\pi f_s t)$ 로 비선형적으로 나타나게 된다. 만일 스피커의 움직임이 선형적으로 움직일 경우 ( $v = 상수$ ), 도플러 주파수도 고정되어 되고, 측정 신호는 샘플에 의한 도플러 주파수만 포함하게 된다. 하지만 도플러 주파수가 비선형일 경우, 흐름이 있는 유체 샘플에 대해 ODT신호를 측정하였을 시, 측정된 신호의 도플러 주

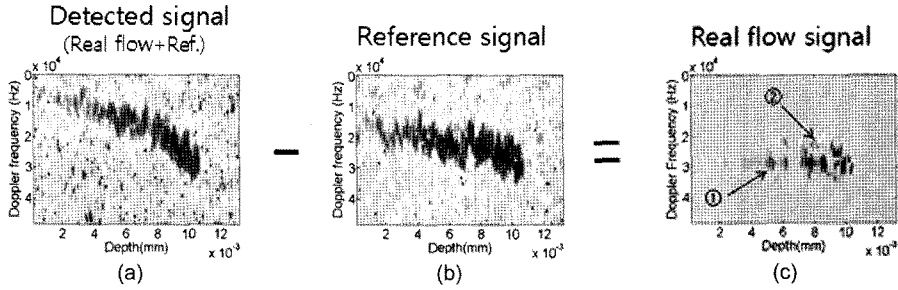


그림 2. 기준단의 비선형성을 보상 해주는 알고리즘  
Fig. 2. The algorithm to compensate the nonlinearity of the reference.

파수는 스피커에 의한 도플러 주파수와 샘플에 의한 도플러 주파수의 합으로 나타내게 된다.

따라서 비선형으로 변하는 도플러 주파수를 효과적으로 보정해줄 알고리즘이 필요하고, 이를 위하여 본 실험에서는 샘플대신 정지상태의 거울을 사용하여 스피커에 의한 도플러 주파수를 사전에 측정하여 실제 샘플을 측정 시 사전 도플러 주파수를 차감함으로써 샘플에 의해서만 유도된 도플러 주파수를 계산한다. 이러한 알고리즘을 사용하여 스피커의 비선형 특성을 보정하게 된다. 그림 2의 (a) 그림은 ODT 출력신호를 STFT한 이미지가 이 신호는 유체 흐름에 의한 주파수 변이와 기준단에 의한 주파수 변이가 함께 포함되어 있다. ODT 출력신호에서 그림 2의 (b)에서 보이는 기준단에 의한 주파수 변이를 차감하여 줌으로써 그림 2의 (c)의 유체 흐름에 의한 주파수 변이만 추출 할 수 있다. 그림 (c)에서의 화살표 ①이 가리키는 부분은 입력 유속이 0 mm/s일 때의 도플러 주파수를 의미하고, 화살표 ②가 가리키는 부분은 깊이에 따른 유체의 도플러 주파수를 의미한다. 즉, 동일 깊이에서 화살표 ① 라인과 화살표 ② 라인의 차이가 그 깊이에서의 고유의 도플러 주파수를 의미한다.

## 2. 실험 구성 및 측정

그림 3는 제작된 스피커형 ODT 시스템의 구성도이다. 광원으로는 중심 파장이 1280 nm, 반치폭(FWHM) 38.3 nm의 특성을 가지는 SOA(semiconductor optical amplifier)를 사용하였으며, 50:50 커플러를 이용하여, 광원의 파워를 각각 스피커로 구성된 기준단과 샘플단으로 전달하였다. 기준단은 콜리메이터(collimator)와 sub-woofer speaker(max 300 w, 8 ohm, MO-08B100)로 구성하였다. 스피커는 함수발생기를 통해서 10 Hz의 주파수와 10 Vpp(voltage peak to peak)가 제공되며, 사인파(sine wave)와 삼각파(ramp wave)가 각각

주입된다. 콜리메이터를 통해서 나가는 빛이 스피커의 반사면에서 정확하게 돌아오게 하기 위해서, 반사된 빛을 같은 경로로 돌아오게 하는 retro-reflector를 사용하여 구성하였다. 샘플단은 콜리메이터와 25 mm 초점 거리를 가지는 대물렌즈를 사용하여 구성하였다. 빛이 샘플단과 기준단에서 반사되어 되돌아와 샘플단과 기준단의 pathlengths가 광원의 코히런스 길이 안에 있는 경우, 간섭신호를 광검출기를 통해서 확인할 수 있다. 광검출기를 통하여 검출된 신호는 DAQ보드(National Instrument Corporation)와 Labview 프로그램을 통해서 A/D 변환시키고 데이터를 텍스트 파일로 저장하였다. 광검출기는 New Focus사의 모델 2053 InGaAs 10 Mhz의 광검출기를 사용하였다. 측정 시 sampling rate는 1,000,000, 스캔 시 sample 개수는 100,000개, depth scan의 수는 50회를 실시하여 데이터를 획득하였다. 이와 같이 구성된 스피커형 ODT 시스템을 이용하여 투명한 관속의 유체를 측정을 위하여 샘플단에 1 mm의 직경을 가지는 투명한 유리관을 설치하였다. 그리고 시중에 쉽게 구매가 가능한 크리머(creamer) 20 g을 따뜻한 물(65 °C)에 첨가하여 희석액을 제조하였다. 제조한 희석액을 일정한 유속으로 흐르게 하기 위하여 직경 15 mm의 크기를 가지는 주사기(12 ml/cc)를 일정한

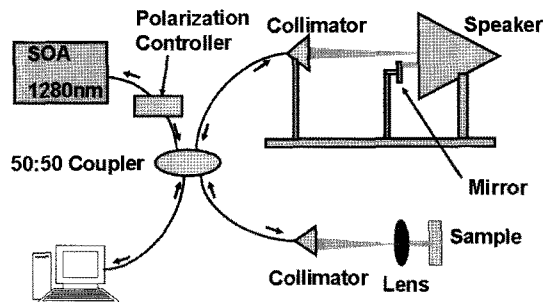


그림 3. 스피커 형 ODT 시스템의 전체 구성도  
Fig. 3. Schematic diagram of the speaker type ODT system. SOA : semiconductor optical amplifier.

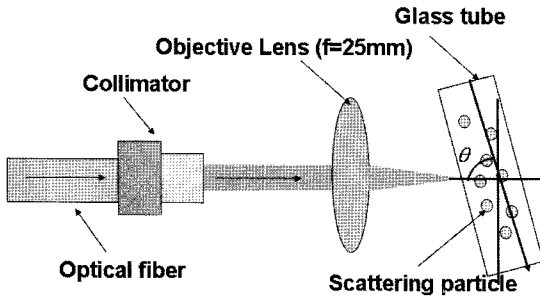


그림 4. 샘플과 입사되는 빛의 사이각( $\theta$ ) 변화를 주는 샘플단 실험 구성도

Fig. 4. Schematic of the sample arm that the change of angle ( $\theta$ ) between a scattering particles in a glass capillary tube and injecting beam.

유속 발생기(syringe pump)[harvard apparatus]에 설치하여 일정한 유속으로 흐르게 하였다. 그리고, 유리관 안에 희석액이 각각 0 mm/s, 2.5 mm/s, 5 mm/s, 10 mm/s, 15 mm/s, 20 mm/s의 유속으로 흐르게 하였으며, 그림 4와 같이 입사되는 빛과 유리관 사이의 사이각( $\theta$ )을 60°, 70°, 80°로 변경하면서 도플러 효과가 일어나게 준비를 한 후에 실험을 진행하였다<sup>[15]</sup>.

### 3. 신호 처리

간접 신호에 대한 포락선 함수의 도플러 주파수 변화량을 확인하기 위해서 Matlab의 스펙트로그램(spectrogram)을 사용하였다. 스펙트로그램은 X축은 시간(time)을 나타내며, Y축은 주파수(frequency)를 나타낸다. 여기서 스펙트로그램을 이용하여, 시간의 변화에 따른 주파수의 변화를 확인 가능 하며, 그림 5와 같은 과정을 거쳐서 신호 처리를 하였다.

먼저 저장된 텍스트 파일을 Matlab에서 1차원적으로 불러들여서 그림 5와 같은 첫 번째 그림에서의 원시자료(raw data)를 획득했다. 그리고 실제 신호처리 구간

은 원시자료에서 유리관을 나타내는 신호로부터 관의 중심으로 10,000개의 샘플 개수를 신호처리 구간으로 설정을 하였다. 이 구간을 STFT 즉 스펙트로그램(spectrogram) 작업을 통하여 시간(time)과 주파수(frequency)에 대한 스펙트로그램을 구했다. 이때, 기준단으로 사용되는 스피커가 비선형적으로 움직일 뿐만 아니라 움직임이 조금씩 오차가 발생함으로 평균 10회의 반복적인 작업을 통하여 평균적인 형태의 스펙트로그램을 구해냈다. 그림 5에서 두 번째 그림은 10회의 STFT 작업을 통하여 스펙트로그램을 구해낸 그림이다. 일정한 유속으로 흐르는 희석액의 도플러 주파수의 정보를 얻기 위해서 0 mm/s의 유속으로 흐를 때 측정된 스펙트럼의 정보를 이용하여 신호 처리를 하는 방법을 선택하였다. 0 mm/s의 스펙트로그램은 샘플에 아무런 유속이 흐르지 않을 때의 도플러 주파수의 정보를 가지고 있다. 즉 기준단인 스피커 고유의 도플러 주파수의 정보를 가지고 있는 것이다. 그래서 0 mm/s의 유속을 기준으로 하여 각각의 측정된 유속의 도플러 주파수에서 기준이 되는 0 mm/s의 도플러 주파수를 뺌으로써 유속이 흐를 때의 순수한 샘플의 도플러 주파수를 알 수 있다. 이것을 Matlab의 프로그래밍을 통해서 그림 6(b)와 같은 깊이 따른 같은 희석액의 실제 유속을 나타내게 만들었다.

### 3. 실험결과 및 고찰

그림 6에 나타난 2차원 유속 그래프는 유체관의 상 위 반 지역에 대한 결과를 보여준다. 그 이유로는 유체의 산란계수가 크고 측정 신호의 신호 대 잡음비가 낮아서 유체 관의 반대편까지 단층촬영이 이루어지지 못하였기 때문이다. 잡음비는 일정하게 결정되어 있고, 본 실험에서 사용한 광원의 파위가 500 um 정도로 낮기 때문에 신호 대 잡음비가 낮다. 일반적인 ODT 시스템에서는 10 mW 정도의 광원을 사용하고, 본 실험

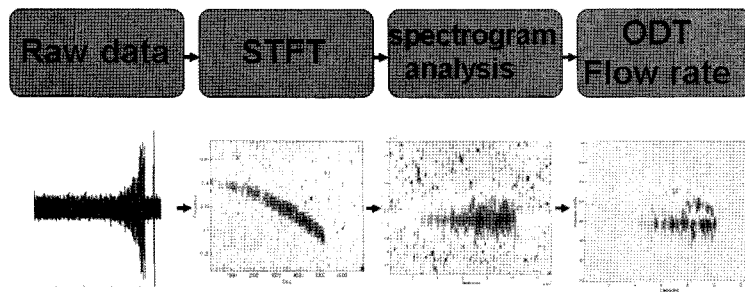


그림 5. 유속측정을 위한 신호처리 알고리즘  
Fig. 5. Signal processing algorithm to obtain flow rate.

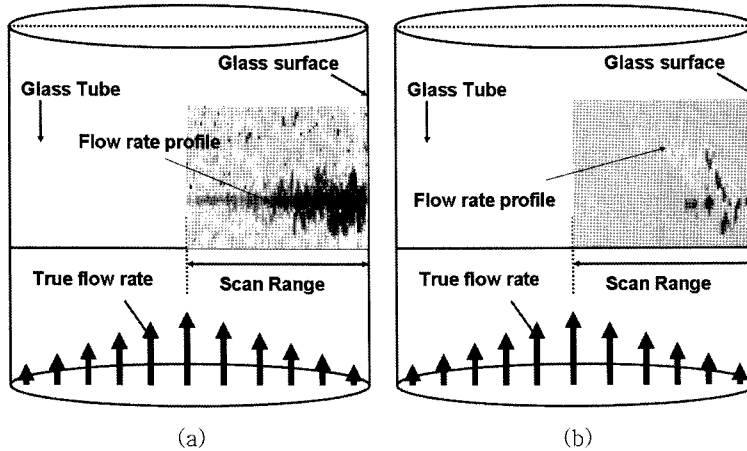


그림 6. 도플러 각이 60° 일 때, 실제 유속의 깊이에 따른 프로파일 스펙트럼 : (a) 0 mm/s, (b) 15 mm/s, 사인파 입력  
 Fig. 6. Actual flow rate profile spectrogram per depth at doppler angle 60°, sine wave pattern : (a) 0 mm/s, (b) 15 mm/s.

Table 1. 입력 파형 별, 도플러 각도(doppler angle)에 따른 실제 유속

(mm/s)

Setting Velocity	측정 flow rate 평균값 (N=30)						표준편차
	Sine $\theta=80^\circ$	Ramp $\theta=80^\circ$	Sine $\theta=70^\circ$	Ramp $\theta=70^\circ$	Sine $\theta=60^\circ$	Ramp $\theta=60^\circ$	
2.5 mm/s	2	2.5	3	3.2	2	2.5	0.45
5 mm/s	4.5	6	5.5	5.5	5	5	0.47
10 mm/s	9.7	10	10.2	10	9.5	9	0.4
15 mm/s	15.5	15.4	15	14.5	14.7	16	0.50
20 mm/s	20.5	20.5	20	20	19.4	21	0.50

에서도 이와 같은 크기의 광원을 사용하였을 시 유효 단층 촬영 깊이가 깊어 질 것으로 기대된다.

그림 6(a)의 경우는 신호처리의 기준이 되는 0 mm/s의 유속을 깊이에 따른 변화를 나타낸 스펙트로그램이며, 그림 6(b)의 경우는 15 mm/s 일 때 회색액이 가지는 순수한 깊이에 따른 유속을 보여주는 스펙트로그램이다. 그림 6(b)의 스펙트로그램의 분포를 보면 깊이가 깊어짐에 따라서 관의 중심으로 갈수록 유속이 증가하는 것을 볼 수가 있다.

그림 6(b)의 스펙트로그램의 분포를 살펴볼 때, 관의 경계면에서 유속이 가장 낮게 나타나고 관의 중앙 부위로 갈수록 최고치에 도달하는 것을 관찰 할 수 있었다. 이러한 결과는 유체의 흐름이 라미나르 유속(laminar flow)의 분포를 이루는 이유임을 확인시켜준다. 각각의 깊이에 별로 유속을 스펙트로그램 상의 해당 깊이에서 최고 강도로 표현되는 유속으로 가정하여 각 깊이 별로 유속을 계산하였을 때 관의 중앙 부분에서 최고치가 나타나게 되고, 이 값 들을 유속 발생기에서 정

한 유속과 비교하였을 시 유사함을 확인할 수 있었다.

테이블 1에서의 같이 유속 센서로서의 가능성을 확인하기 위하여 다양한 유속에 대해 유속 발생기에 유속값과 제작된 ODT로 측정된 결과를 비교하였다. 유속 발생기에서 정한 유속값이 실제 측정된 유속값과는 차이가 있을 것으로 예상되나 더 정확한 비교 분석은 laser doppler velocimeter(LDV)와 같은 검증된 방식으로 분석할 필요가 있다. LDV의 방식은 유체의 깊이 별로 유속을 측정하지 못하고 유속관에 흐르는 유속의 평균치만 제공하는 반면 ODT방식은 깊이별로 유속 정보를 제공할 수 있는 장점이 있다. ODT를 사용하여 다양한 유속에 대해 평균 유속을 계산하였을 경우, 위 테이블 1에서 보이는 바와 같이 유속발생기의 유속치와 유사한 결과를 보이는 것으로 확인 할 수 있었다.

그림 6(a)에서 정지해 있는 유속에 대한 ODT 스펙트로그램을 분석하였을 때, 측정 유속이 0의 값으로 나타나지 않고, 불규칙적인 미세유속으로 나타나는 이유는 유체의 brownian 움직임에 의한 것으로 사료된다.

## 4. 결 론

OCT 시스템의 응용적인 형태인 ODT 시스템을 스피커를 이용하여 가격이 저렴하고 초보자가 쉽게 제작할 수 있는 ODT 시스템을 설계 제작하였고, 스피커의 움직임의 비선형성을 보상해줌으로써 샘플에 의한 도플러 주파수를 측정할 수 있었다. 제작된 스피커형 ODT 시스템을 이용하여 1 mm의 투명한 유리관에 일정한 유속(flow rate)으로 흐르는 희석액의 도플러 주파수를 측정 후 비선형성을 보상해주는 알고리즘을 Matlab를 이용하여 구현한 후에, 관의 깊이에 따른 입자들의 유속을 확인하였다.

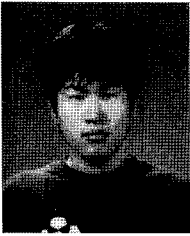
구현된 시스템의 정확도를 검증하기 위하여 여러 종류의 도플러 각도와 다양한 입력 유속으로 실제 유속을 측정하였다. 실험결과로 미루어 볼 때 관속의 입자들의 깊이에 따른 입자들의 움직임도 센싱이 가능함을 확인하였다.

## 감사의 글

본 연구는 한국과학기술부의 기초과학연구사업(R01-2007-000-2056-0), (재)대구 테크노파크의 지방기술혁신사업(RTI-04-03-01), 환경부의 차세대핵심환경기술개발사업(062-081-035), BK 21 프로젝트 지원으로 수행되었음.

## 참고 문헌

- [1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Shuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography", *Science*, 254, pp. 1178-1181, 1991.
- [2] B. E. Bouma and G. J. Tearney, "Handbook of optical coherence tomography", *Marcel Dekker, Inc.*, 2002.
- [3] J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): A Review", *IEEE J. selected topics in quantum electronics*, vol. 5, no. 4, pp. 1205-1215, 2007.
- [4] Z. Chen, T. E. Milner, D. Dave, and J. Stuart Nelson "Optical doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in highly scattering media", *Optics Letters*, vol. 22, no. 1, pp. 64-66, 1997.
- [5] B. Cense, M. Mujat, T. C. Chen, and J. F. Boer, "Polarization-sensitive spectral-domain optical coherence tomography using a single line scan camera", *Optics Express*, vol. 15, no. 5, pp. 2421-2431, 2007.
- [6] B. C. Shin and J. R. Kwon, "Ultrasonic transducer application for nondestructive testing of continuous cast billets", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 5, no. 3, pp. 25-31, 1996.
- [7] Y. Cheng and K. V. Larin, "Artificial fingerprint recognition by using optical coherence tomography with autocorrelation analysis", *Applied Optics*, vol. 45, no. 36, pp. 9238-9245, 2006.
- [8] C. M. Choi and R.G. Bennett, "Laser dopplers to determine cutaneous blood flow", *Dermatol. Surg.*, vol. 29, no.3, pp. 272-280, 2003.
- [9] G. J. Tearney, B. E. Bouma, and J. G. Fujimoto, "High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line", *Optics Letters*, vol. 22, no. 23, pp.1811-1813, 1997.
- [10] A. Rollins, S. Yazdanfar, M. Kulkarni, R. Ung-Arunyawee, and J. Izatt, "In vivo video rate optical coherence tomography", *Optics Express*, vol. 3, no. 6, pp. 219-229, 1998.
- [11] X. Liu, M. J. Cobb, and X. Li, "Rapid scanning all-reflective optical delay line for real-time optical coherence tomography", *Optics Letters*, vol. 29, no. 1, pp. 80-82, 2004.
- [12] R. J. Adrian and C. S. Yao, "Power spectra of fluid velocities measured by laser Doppler velocimetry", *Experiments in Fluids*, vol. 5, no. 1, pp. 17-28, 1987.
- [13] C. D. Meinhart, S. T. Wereley, and J. G. Santiago, "PIV measurements of a microchannel flow", *Experiments in Fluids*, vol. 27, no. 5, pp. 414-419, 1999.
- [14] H. H. Choi and E. H. Lee, "A study on the development of ultrasound urine volume detection sensor and the correlation between urine volume and bladder interwall distance", *J. Kor. Sensors Soc.*, vol. 9, no. 4, pp. 256-266, 2000.
- [15] M. H. Frosz, M. Juhl, and M. H. Lang, "Optical coherence tomography: system design and noise analysis", *RiO National Laboratory*, 2001.



이창호(Chang-Ho Lee)

- 2006년 경북대학교 전기전자컴퓨터공학부 졸업(공학사)
- 2008년 경북대학교 대학원 전기전자컴퓨터공학부 석사졸업
- 현재 경북대학교 대학원 전기전자컴퓨터공학부 박사과정
- 주관심분야 : optical doppler tomography



김지현(Jee-Hyun Kim)

- 1995년 경북대학교 전자공학과 졸업
- 2000년 University of Texas at Austin (의공학석사)
- 2004년 University of Texas at Austin (의공학박사)
- 2004년~2007년 University of California, Irvine, Postdoctoral Researcher
- 2007년~현재 경북대학교 공과대학 전임강사
- 주관심분야 : nanoparticle activation with magneto-motive technique optical doppler tomography laser speckle imaging embedded medical instrumentation