

심전도 게이트를 사용한 다관점 도플러 광 단층촬영법[§]

안 예 찬^{*†}

* 부경대학교 의공학과

Electrocardiogram-Gated Multi-Angle Doppler Optical Coherence Tomography

Yeh-Chan Ahn^{*†}

* Dept. of Biomedical Engineering, Pukyong Nat'l Univ.

(Received December 10, 2010 ; Revised April 8, 2011 ; Accepted April 11, 2011)

Key Words : Doppler Optical Coherence Tomography(도플러 광단층촬영법), In Vivo Blood Flow Imaging(생체내 혈류 이미징), Pulsating Flow(맥동류), Measurement of Velocity Vector Field(속도벡터장 측정)

초록: 본 연구는 도플러 광 단층촬영법이 미세유동 및 미세구조를 동시에 측정하는 첨단 장비임을 보일 뿐 아니라 기존의 도플러 광 단층촬영법의 한계를 극복한 새로운 방법을 제시하였다. 기존의 도플러 광 단층촬영법은 샘플로 입사되는 광과 같은 방향의 속도성분만을 측정할 수 있다. 본 연구에서는 임의의 속도벡터의 세 성분을 동시에 측정할 수 있는 다관점 도플러 광 단층촬영법을 개발하였고 심전도 게이트를 사용하여 맥동혈류유동의 3 차원 공간 내에서 위상속도 벡터장을 측정하는 심전도 게이트 다관점 도플러 광 단층촬영법의 타당성 조사를 햄스터 모래주머니 모델을 사용하여 수행하였다. 이를 통해 측정 가능한 속도성분의 수를 증가할 뿐 아니라 프레임 레이트가 심박에 비해 상대적으로 느리기 때문에 발생하는 앨리아싱 문제를 해결하였다.

Abstract: The aim of this study is to point out the uniqueness of Doppler optical coherence tomography (DOCT) for use in a probe station for (in vivo) visualization of microscale flow and structure and to maximize the effectiveness of DOCT by overcoming its limitations. Conventional DOCT produces images of only one of the velocity components that is parallel to the incident light. In this study, a multi-angle DOCT to quantify a velocity vector field is proposed; this is an extension from a velocity scalar field to a vector field. Quantifying an instantaneous three-dimensional velocity field in a pulsating flow is another challenge because of its limited frame rate. The in-vivo pulsating blood flow is measured by using an electrocardiogram-gated multi-angle DOCT in a hamster cheek pouch model. It is shown that the aliasing problem caused by a relatively low frame rate is resolved by using this method of measurement.

- 기호설명 -

A_i, B_i, C_i : $\Delta \vec{k}_i$ 보정을 위한 계수 (m^{-1})	T_p : 두 심박 사이의 시간 (sec)
Δf : 도플러 쉬프트 (Hz)	\mathbf{V} : 속도벡터 (m/sec)
$\Delta \mathbf{k}$: 반사광 및 입사광의 파수벡터 차 (rad/m)	V : 속도벡터의 크기 (m/sec)
N : 카메라 픽셀의 개수 (-)	x, y, z, z' : 직교 좌표 (m)
n : 빔 분할기의 굴절률 (-)	α : 집속렌즈의 유효개구수 (rad)
T : 카메라의 인접한 두 노출 사이의 시간 (sec)	δ : 광경로차 (m)
t : 빔 분할기 B 영역의 두께 (m)	ϕ, θ : polar 및 azimuthal angle (rad)
T_d : 심박으로부터의 지연시간 (sec)	$\Delta \phi$: 위상차 (rad)
	λ : 광원의 중심파장 (m)
	$\Delta \lambda$: 분광기가 검출할 수 있는 파장범위 (m)

§ 이 논문은 대한기계학회 2010년도 추계학술대회(2010.

11. 3.-5., ICC 제주) 발표논문임

† Corresponding Author, ahny@pknu.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

1. 서론

생체 내 3 차원 혈관형상 및 혈류유동 측정은 암세포 주변의 신생혈관생성, 발생학, 뇌졸중 등의

분야에서 매우 중요하다. 현재 도플러 초음파를 이용하여 측정할 수는 있으나 공간해상도의 한계로 인하여 1 mm 보다 작은 혈관에서는 형상 및 유동을 정확히 측정하는데 어려움이 있다. 따라서 생체 내 조건에서 비침습적으로 혈관형상 및 혈류유동을 측정할 수 있는 고해상도의 이미징 기술이 필요하다.

한편 이런 기술은 바이오플루이드 칩 분야에도 응용될 수 있다. 최근 바이오플루이드 칩의 응용이 다양해지면서 칩 내의 형상 또한 매우 복잡해지는 경향을 보이고 있다. 이에 맞물려 칩 내의 속도장도 간단한 포아쥬(Poiseuille) 유동에서 복잡한 3 차원 유동으로 변화되고 있다. 따라서 주사 전자 현미경이 반도체 산업에서 마이크로 칩의 품질관리를 담당하듯이, 바이오플루이드 칩을 검사하는 첨단 장비가 필요하다. 유동을 교란시키지 않으면서 실시간으로 칩 내부의 형상과 복잡한 내부 속도장을 동시에 측정함으로써 생산되는 바이오플루이드 칩의 품질관리를 담당할 수 있는 장비가 요구되고 있다.

도플러 광 단층촬영 기법 (Doppler optical coherence tomography, DOCT)은 BT 분야에서 국내외적으로 많은 관심을 끌어 온 OCT (Optical Coherence Tomography)⁽¹⁾의 측정기법을 변형한 것이다. OCT 는 구조물에서 반사된 광신호의 크기를 저간섭성 간섭계를 이용하여 단층 영상화함으로써 광학, 또는 생체매질의 구조를 3 차원 형상화하는 기술이다. DOCT⁽²⁻⁴⁾는 OCT 와 동일한 광학시스템을 이용하며, 3 차원 단층촬영에 더하여 검출 빔이 움직이는 입자에서 반사될 때 얻게 되는 도플러 주파수의 변화를 측정함으로써 유속을 계산하는 기법이다.

기존의 DOCT 는, 미세유동 가시화에 흔히 사용되는 마이크로 PIV(particle imaging velocimetry)^(5,6)와 비교해 볼 때 다음과 같은 특징을 지닌다. DOCT 는 혼탁한 특성을 가지는 혈액과 같은 생체유체에서 사용될 수 있으며, 샘플로 입사하는 빛 방향과 평행한 속도 성분을 측정한다.

입사광과 수직인 면에서의 속도도 함께 측정하고자 다관점 (multi-angle) 을 가진 DOCT 및 도플러 분산 이미징 (Doppler variance imaging) 이 시도된 적 있지만⁽⁷⁻¹²⁾ 3 개의 속도 성분을 동시에 측정하는 광섬유 기반의 다관점 DOCT⁽¹³⁾는 본 연구실에서 최초로 개발되어 진보되고 있다.

DOCT 의 촬영속도 역시 유한하기 때문에 3 차원 유동 이미지를 순간적으로 촬영할 수는 없다. 그러나 주기유동 및 맥동유동에서 흔히 사용되어 오던 3 차원 위상속도 측정은 가능하다. 맥동하는 혈류의 3 차원 위상속도 벡터장을 측정하기

위하여서는 심박과 이미징 장비를 동기화 시키는 작업이 필수적이다.

본 연구에서는, 하나의 속도성분만 측정하던 기존 DOCT 의 단점을 극복할 뿐만 아니라, 맥동유동에서 3 차원 위상속도 벡터장 이미지를 앨리아싱(aliasing) 현상 없이 획득할 수 있는 심전도 게이트(electrocardiogram-gated, ECG-gated) 다관점 DOCT 를 제안하였다.

2. 광섬유 기반 도플러 광 단층촬영법

Fig. 1 은 광섬유 기반 DOCT 시스템의 개념도이다. DOCT 는 주로 마이켈슨 간섭계를 기본으로 한다. 마이켈슨 간섭계는 2x2 커플러(coupler) 를 중심으로 4 개의 팔을 가지고 있으며 각각의 팔은 저간섭성 광원(low-coherence light, LCL) 이 있는 광원단, 고정된 반사경이 있는 참조단, 관찰하려는 샘플과 2 축 스캐너를 포함한 샘플단, 참조단과 샘플단에서 반사되어 나온 빛이 간섭을 이룬 것을 검출하는 검출단에 해당한다. 2x2 커플러에서 참조단 고정 반사경까지의 광경로 길이를 2x2 커플러에서 샘플의 최상단까지의 광경로 길이와

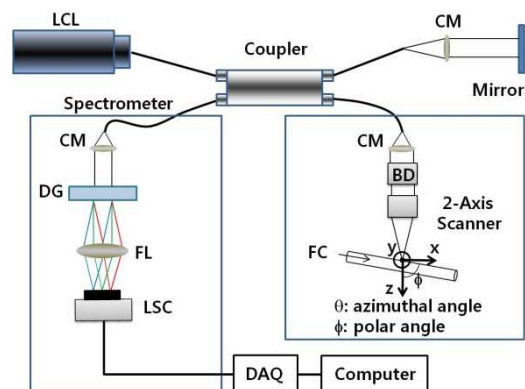


Fig. 1 Schematic of fiber-based, spectral-domain DOCT: a 130 nm wide spectrum was sampled by a 1x1024 InGaAs detector array at 7.7 kHz. Imaging depth and depth resolution were 3.4 mm and 8 μ m in air, respectively. A 2-axis scanner with two galvo mirrors was used. A flow channel with a 300 μ m inner diameter was rotated by θ in the xy plane from x-axis and ϕ from z-axis. BD, Beam Divider; CM, Collimator; DG, Diffraction Grating; FC, Flow Channel; FL, Focusing Lens; LCL, Low-Coherence Light; LSC, Line Scan Camera

흔히 일치시키며 샘플의 최상단 지점을 z 축의 원점으로 삼는다. 여기서 z 축은 입사광의 방향이다. 광원에서 2×2 커플러로 입사된 빛은 샘플단 및 참조단으로 나뉘어진다. 참조단 반사경에서 반사된 빛은 샘플의 어떤 깊이 존재하는 반사체(채널 구조물 일수도 있고 속도 측정을 위한 산란입자 일수도 있음)에서 반사된 빛과 간섭을 이루어 간섭무늬를 형성하며 이것은 검출단의 분광기(spectrometer)에 의하여 검출된다.

빛을 생체 내 깊은 위치까지 침투시키기 위하여 근적외선 영역의 파장을 가진 광원을 사용하며(본 실험에서는 중심파장 1310 nm 사용함), 공간해상도를 좋게 하기 위하여 광대역의 광원(본 실험에서는 FWHM 90 nm 사용하여 공기중 공간해상도 $8 \mu\text{m}$ 확보함)을 사용한다.

샘플단에 위치한 2축 스캐너는 샘플에 입사되는 빛과 수직되는 두 축(x 와 y 축)으로 입사광을 평행하게 움직여 주는 역할을 한다. 여기에서 y 축은 고속, x 축은 저속 축이다. 즉 y 의 양의 방향으로 스캔 후 출발점으로 돌아오는 y 방향 고속스캔을 반복적으로 하면서 동시에 x 방향으로 저속으로 스캔한다. 먼저 y 방향의 스캔(B-scan)을 통하여 2 차원(yz 평면)의 단면이미지를 얻을 수 있다. 또 x 방향으로 천천히 스캔(C-scan)하며 2 차원 단면 이미지를 연속적으로 획득하면 3 차원 이미지를 구현할 수 있다.

샘플 내 반사체가 $z = 0$ 의 위치에 있을 때 1×1024 라인 스캔 카메라(line scan camera, LSC)에는 광원의 스펙트럼(Gaussian 스펙트럼)이 검출된다. 샘플 내 반사체의 깊이 z 가 깊어지면, 즉 참조단과 샘플단의 광경로 차이가 증가하면 카메라 픽셀을 따라(또는 파수(wavenumber) 도메인을 따라) 고주파의 코사인 변조가 광원의 스펙트럼을 엔벨로프 삼아 중첩된다. 또 반사체에서 반사율이 높을수록 카메라에 잡히는 신호의 강도(intensity)가 커진다.

따라서 카메라에 검출된 신호를 파수(wavenumber) 도메인에서 z 도메인으로 푸리에 변환하여 얻은 복소신호는, z 의 함수인 크기와 위상을 갖게 된다. 반사체가 있던 위치에서 복소신호의 크기가 피크를 보여줌으로써 반사체의 위치를 알려준다. 한편 카메라를 연이어 두 번 노출시키고 얻은 두 위상의 차이 ($\Delta\phi$)가 반사체의 속도(\mathbf{V})를 나타내는 도플러 쉬프트 값 (Δf) 과 식 (1)과 같은 관계가 있다.

$$\Delta f(z) = \Delta\phi(z) / 2\pi T = \mathbf{V}(z) \cdot \Delta\mathbf{k} / 2\pi \quad (1)$$

여기에서 T 는 연속된 두 노출 사이의 시간이며 $\Delta\mathbf{k}$ 는 반사광의 파수벡터와 입사광 파수벡터의 차이 $\mathbf{k}_{\text{out}} - \mathbf{k}_{\text{in}}$ 이다.

3. 다관점 도플러 광 단층촬영법

식 (1)에서 보는 바와 같이 도플러 쉬프트는 속도벡터의 $\Delta\mathbf{k}$ 방향으로의 투영 값이다. 따라서 적어도 3 개 이상의 독립적인 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터를 만들 수 있으면 속도벡터의 3 개 성분을 모두 획득할 수 있다. 여기서, 독립적인 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터를 만든다는 것은 샘플을 다른 방향에서 관측한다는 의미이다. 이를 위하여 Fig. 1 에서와 같이 스캔 헤드 위에 빔 분할기 (beam divider, BD)를 설치하였고 Fig. 2 에 빔 분할기의 자세한 모양을 보였다. 빔 분할기는 원주각 120° 를 가지는 세 개의 영역 (A, B, C) 으로 나뉘는데 각각의 영역은 각기 다른 두께 $0, t, 2t$ 를 가진다.

A, B, C 중 한 영역을 통과하고 집속렌즈 (focusing lens, FL)을 지나 집속면 (focal plane, FP) 중앙에 있는 산란입자에 도달한 빛은, 산란되어 다시 집속렌즈를 지나 A, B, C 중 한 영역을 통과하여 되돌아 가게 된다. 이 때 가능한 $\Delta\mathbf{k}$ 의 모든 경우의 수는 6 개이다. 예를 들어 $\Delta\mathbf{k}_{BC}$ 는 B 영역을 지난 빛이 C 영역으로 되돌아 간 경우와 C 영역을 지난 빛이 B 영역으로 돌아간 경우에 형성된 $\Delta\mathbf{k}$ 이다. (Fig. 2 의 예)

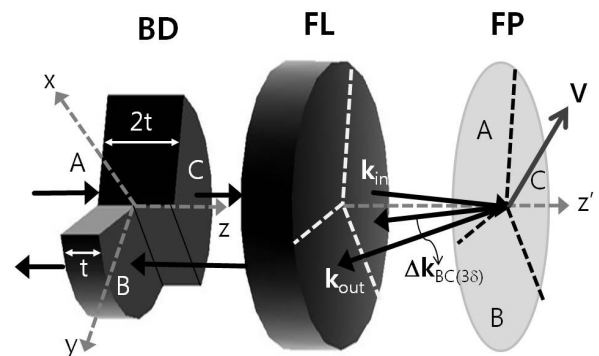


Fig. 2 The three parts (A, B and C) of the developed beam divider make six different beam paths: AA, BB, CC, AB, BC, and AC. Figure 2 shows the case of BC and depicts how $\Delta\mathbf{k}_{BC}$ is produced. Each path generates one $\Delta\mathbf{k}$ and experiences different path length delay (shown in the parentheses) because the three parts have different thicknesses. BD, Beam Divider; FL, Focusing Lens; FP, Focal Plane

한편 다른 방향에서 관측된 속도벡터(즉 속도벡터의 다른 $\Delta\mathbf{k}$ 로의 투영)라 할지라도 같은 광경로차를 가지면 두 개의 신호는 z 도메인에서 중첩되어 분간할 수 없게 된다. 따라서 각각의 투영은 다른 광경로차를 가져야 하는데 이를 위하여 빔 분할기 각 영역의 두께를 달리한 것이다. $\Delta\mathbf{k}$ 하첨자 괄호 안에 $\Delta\mathbf{k}_{AA}$ 에 대한 상대적인 광경로 차이를 적어 놓았다. 예를 들어 $\Delta\mathbf{k}_{AB(\delta)}$ 는 $\Delta\mathbf{k}_{AA}$ 에 비해 $\delta=(n-1)$ 만큼 더 긴 광경로차를 가지며 이미지 상(Fig. 3 참고)에서는 $\delta/2$ 만큼 z 방향으로 쉬프트된다. 여기에서 n 은 빔 분할기의 굴절률이다.

$\Delta\mathbf{k}_{BB}$ 는 방향이 $\Delta\mathbf{k}_{AC}$ 와 반대이면서 크기는 두 배 크다. 또 광경로 차이도 2δ 로 같기 때문에 중첩을 피할 수 없다. 결국 독립적인 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터의 개수는 5 개가 된다.

전술한 2 축 스캐너는 고정된 집속렌즈의 광축 (z')에 대하여 빔 분할기의 광축(z)을 x 와 y 방향으로 움직이는 역할(Fig. 1 참고)을 한다. 이 때 획득한 B-scan 이미지는 Fig. 3 와 같다. Fig. 3 은 하나의 모세관(내경 $300\ \mu\text{m}$) 내를 흐르는 유동을 단층촬영한 결과를 보여주고 있다. 광경로 차이가 다르기 때문에 하나의 실물이 깊이방향 (z)으로 $\delta/2$ 씩 쉬프트되면서 5 개로 나뉘어진 이미지로 촬영되었고, 각각의 이미지는 다른 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터로의 속도 투영값을 가지므로 속도성분의 크기(색깔)

가 다르다. 모세관은 Fig. 1 에서 보는 것처럼 x 축에서 θ , z 축에서 ϕ 만큼 회전되어 있다.

카메라 픽셀의 개수가 한정적이기 때문에 이미지의 깊이 방향 크기가 제한된다. 픽셀의 개수를 N , 광원의 중심파장을 λ , 분광기가 검출할 수 있는 파장범위를 $\Delta\lambda$ 라 하면 이미지의 깊이 방향 크기는 $N\lambda^2/4\Delta\lambda$ 가 된다. 5 개 이미지 모두를 중첩 없이 보고자 하면 빔 분할기 두께 t 의 최대값이 $N\lambda^2/10\Delta\lambda(n-1)$ 이고 이 때 이미지 쉬프트는 $N\lambda^2/20\Delta\lambda$ 씩 발생한다.

Fig. 3 의 이미지를 위에서 아래로 번호 i 를 부여하였을 때, 식 (1)에서의 도플러 쉬프트는 구좌표계 (Fig. 1 참고)에서 아래와 같이 표현된다.

$$\Delta f_i = V [A_i \sin\phi \cos(\theta - B_i) - C_i \cos\phi] \quad (i = 1, 2, \dots, 5) \quad (2)$$

$$A_1 = 2A_2 = 2A_3 = 2A_4 = A_5 = (2k \sin \alpha)/\pi \quad (3)$$

$$B_i = \pi(i-1)/3 \quad (4)$$

$$C_1 = C_2 = C_3/2 = C_4 = C_5 = (2k \cos \alpha)/\pi \quad (5)$$

여기서 V 는 속도벡터의 크기, k 는 파수벡터의 크기이다. 또 α 는 집속빔의 유효개구수로서 추후 실험적으로 보정될 값이다.

본 연구에서는 두께 $t = 3\ \text{mm}$ 의 빔 분할기를 제작하여 5 개의 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터를 만들었다. 실제 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터는 식 (2)-(5)에서 언급된 이론적 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터와는 다를 수 있기 때문에, 크기와 방향을 알고 있는 속도벡터 40 개와 측정된 각각의 도플러 쉬프트 값을 사용하여 실제 $\Delta\mathbf{k}$ 벡터를 보정하였다. 이 때 사용된 속도벡터의 방향은 $\theta = 0^\circ - 360^\circ$, $\phi = 80^\circ - 100^\circ$ 의 범위에서 선택되었다.

유전 알고리즘 (genetic algorithm)을 사용하여 아래와 같이 정의된 오차평가자를 최소화하는 V , ϕ , θ 를 구함으로써 속도벡터를 알아내는 방법을 사용하였다.

$$\|\Delta\tilde{f}_i - \mathbf{v} \cdot \Delta\tilde{\mathbf{k}}_i/2\pi\| \quad (i = 1, 2, 4, 5) \quad (6)$$

여기서, B-scan 이미지에서 모세관 단면상에 존재하는 도플러 쉬프트 값을 y 와 z 함수로 피팅 (fitting)한 결과가 $\Delta\tilde{f}_i$ 이다. 또 $\Delta\tilde{\mathbf{k}}_i$ 는 실제 구현된 $\Delta\mathbf{k}_i$ 이다.

본 연구에서 제안된 다관점 도플러 광 단층촬영법을 테스트하기 위하여, 내경 $300\ \mu\text{m}$ 모세관에 직경 $200\ \text{nm}$, 비중 1.05 의 폴리스타이렌 비드 2.5% 현탁액을 시린지 펌프를 사용하여 유동을 형성시

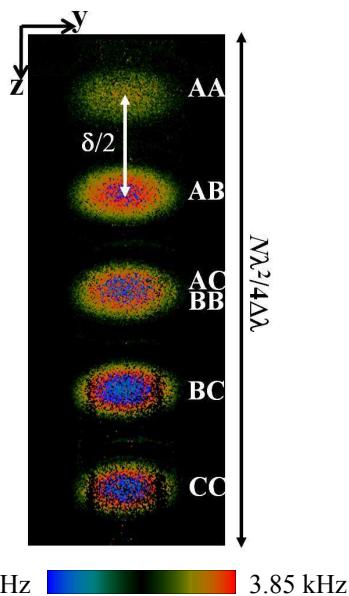


Fig. 3 Velocity projections to five independent $\Delta\mathbf{k}$'s were imaged with a constant shift along z , which were five images of a laminar flow through a microtube with an inner diameter of $300\ \mu\text{m}$

켰다. 또한 고니오미터 (goniometer)를 사용하여 임의의 방향으로 모세관을 기울였다.

다관점 도플러 광 단층촬영법을 이용하여 획득한 Fig. 3 의 영상과 전술한 유전 알고리즘을 사용하여 Fig. 4 와 같이 관 경을 따라 (y 축) 속도벡터장을 구하였다. 모세관 중심에서의 속도벡터는 $V = 37.85 \text{ mm/s}$, $\theta = 0^\circ$, $\phi = 85.2^\circ$ 로 측정되었다. 한편 시린지 펌프에서 읽은 유량 값으로부터 계산한 속도는 $V = 38.73 \text{ mm/s}$ 였고 고니오미터에서 측정된 두 각도는 각각 $\theta = 0^\circ$, $\phi = 82.6^\circ$ 였다. 따라서 측정된 결과와 실제 주어진 값은 비슷한 값을 보였다. 또 모세관 중심주변으로 반지름만큼의 길이를 균등하게 90 개로 나누어 각 지점에서의 속도벡터의 오리엔테이션 측정값을 실제 주어진 값과 비교하였을 때, θ 와 ϕ 의 표준편차는 각각 1.97° , 0.32° 였다.

4. 심전도 게이트 다관점 도플러 광 단층촬영법

서론에서 언급한 바와 같이, 맥동유동에서의 3 차원 위상속도 측정을 시도하였다. 3 차원 공간 내에 위치한 혈관을 따라 맥동류의 위상속도 벡터장을 측정하기 위하여서는, 심박으로부터 일정한 시간을 유지하면서 속도벡터장의 3 차원 공간분포를 부분부분 나누어 촬영하여야 한다. 이를 위해 다관점 DOCT 로 게이트 신호를 주는 심전도 장치를 설계 및 제작하였다. 본 연구에서 제작된 심전도 장치는 심전도 신호를 만드는 고유의 역할을 할 뿐만아니라, 심전도 신호를 이용하여 다관점 DOCT 를 동기하는 신호를 만드는 신호 후처리부를 포함

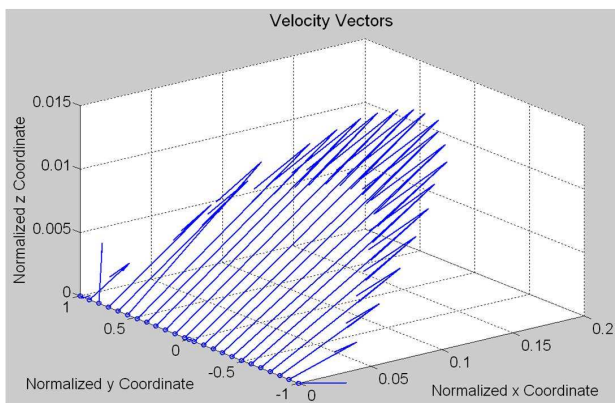


Fig. 4 Velocity vector field measured by multi-angle DOCT along the diameter of the microtube. Velocity vectors were identified from the Doppler images shown in Fig. 3⁽¹³⁾

하고 있다. Fig. 5 에 보인 것처럼 심전도 장치는 마취된 동물로부터 아날로그 신호인 QRS 파를 검출하고 임계치 (threshold value) 보다 QRS 파가 커지는 순간에 TTL 신호를 발생한다. 또한 심박에서 일정한 지연시간 (T_d)을 유지하면서 순간적으로 카메라에서 영상 및 도플러 데이터를 받을 수 있도록 게이트 신호를 만든다. 하나의 게이트 신호가 열릴 때마다 B-scan 이미지의 1/4 을 촬영할 수 있도록 구성하였다. 이를 위하여 B-scan 을 담당하는 y 방향 스캐너에 Fig. 5 의 4 번째와 같은 신호를 인가하였다. 이를 통해 전진 및 후진 B-scan 이 가능하도록 하였고 게이트 신호가 없는 동안에, y 방향 스캐너를 고정하기 위하여 고정된 신호가 유지되도록 하였다. B-scan 이 끝나면 C-scan 을 담당하는 x 방향스캐너 신호에 스텝증가를 주어 인접 x 위치에서 단면촬영(yz)이 가능하도록 하였다.

본 실험에서는 햄스터 모래주머니 모델을 사용하였으며, golden Syrian hamster (*Mesocricetus auratus*) 의 모래주머니 내에 있는 혈관 내의 혈류 속도를 측정하였다. 모래주머니를 고정하기 위하여 Fig. 6 과 같은 윈도우를 만들었고 윈도우 내의 혈관을 단면 촬영하였다. 주된 마취제로는 Fentanyl/Droperidol 을, 부차 마취제로 Isoflurane 을 사용하였다. 직장용 체온계를 사용하여 체온을 측정하였으며 체온은 $33.9 \pm 0.2 \text{ }^\circ\text{C}$ 를 항상 유지한 상태에서 맥동류를 측정하였다. 심박 사이의 시간 (T_p)는 200 ~ 220 msec 로 항상 유지하였다.

혈관들을 따라 측정된 위상속도 벡터장을 Fig. 7 에 보였다. 첫째 열은 심전도 게이트 없이 다관점 DOCT 만 사용하여 측정된 결과이다. 따라서 엘

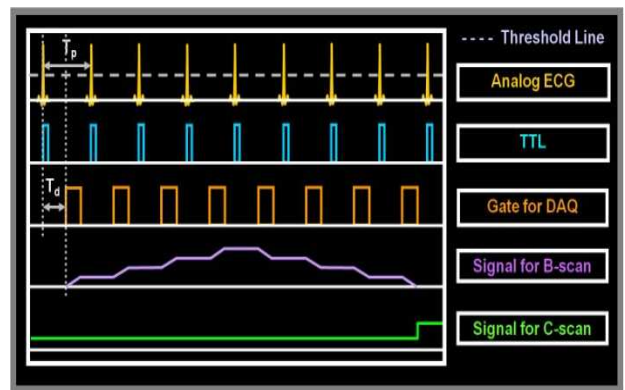


Fig. 5 An electrocardiogram with a signal conditioner was developed. The signal conditioner takes cardiac pulse and generates TTL signal, delayed gating signal for data acquisition, and signals for the 2-axis scanner shown in Fig. 1

리아싱 현상으로 인해, Top view 에서 보는 바와 같이 혈관을 따라 주기적으로 속도가 없는 구간(검은 색의 선들)이 보인다. 결국 이 결과는 위상속도라고 할 수 없다. 나머지 세 개의 열은 심전도 게이트를 사용한 경우로서, 지연율(T_d/T_p)을 다르게 한 상태에서 얻은 위상속도이다. 다관점 DOCT 에서와 같이 z 축을 따라 5 개의 이미지가 존재하며, Top View 에서 보는 바와 같이 엘리아싱 현상이 사라졌음을 알 수 있다. 혈류속도가 가장 빠른 시점은 심박이 뛰는 때(두번째 열)가 아니라 지연율 22.7% 지점(세번째 열)에서였다.

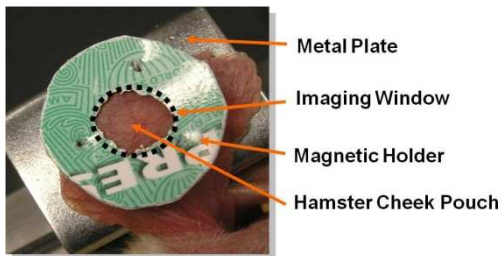


Fig. 6 An imaging window holding hamster cheek pouch is shown. The window was placed under the 2-axis scanner of DOCT

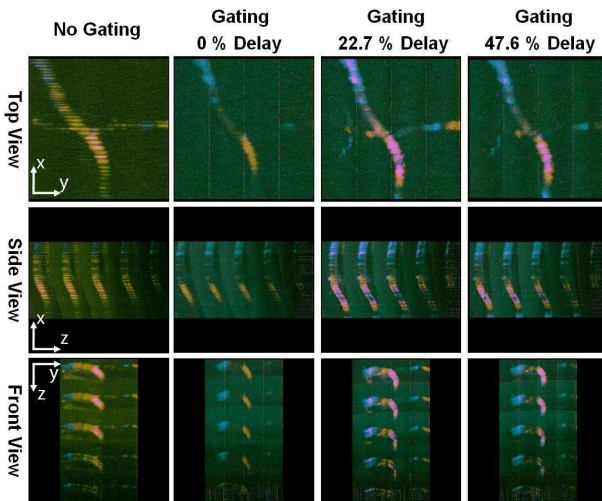


Fig. 7 Vector field of phase velocity was measured along blood vessels in a hamster cheek pouch. The first column shows velocity vector field obtained by the multi-angle DOCT without ECG gating. The black lines (no flow) in the top view resulted from aliasing problem. Other columns show phase velocities acquired using the ECG-gated multi-angle DOCT with different delays (T_d/T_p). Blood velocity was largest at 22.7% delay

5. 결 론

본 논문을 통하여 생체 내 조건(in vivo)에서 혼탁한 생체유체 측정에 적합하고, 속도뿐 아니라 단면구조도 동시에 측정할 수 있는, 미세유체 가시화 기법인 DOCT 를 소개하였다. 일반적인 DOCT 는 입사광에 평행한 속도성분만 측정가능하였으나 다관점 DOCT 개발을 통하여 속도벡터의 3 가지 성분을 모두 측정할 수 있게 되었다. 이는 고유한 빔분할기를 추가로 설치함으로써 가능하였다. 실험적 증명을 위하여 간단한 마이크로 채널 내의 정상상태 층류 속도 벡터장을 측정하였다. 또한 다관점 DOCT 를 맥동 혈류 유동장에 응용하기 위하여 심전도 게이트 다관점 DOCT 를 개발하였다. 여기에서는 심전도 기기 신호를 DOCT 의 게이트 신호로 이용하였다. 심박 이후 일정한 지연시간을 유지하면서 3 차원 공간을 흘러가는 혈류의 위상속도 벡터장을 촬영하였다. 본 연구를 통하여 확장된 DOCT 의 기능을 사용하면 마이크로플루이드스 및 혈류측정 분야에 다양하게 응용될 수 있을 것으로 전망한다.

참고문헌

- (1) Huang, D., Swanson, E. A., Lin, C. P., Schuman, J. S., Stinson, W. G., Chang, W., Hee, M. R., Flotte, T., Gregory, K. and Puliafito, C. A., 1991, "Optical Coherence Tomography," *Science*, Vol. 254, p. 1178.
- (2) Chen, Z., Milner, T. E., Dave, D. and Nelson, J. S., 1997, "Optical Doppler Tomographic Imaging of Fluid Flow Velocity in Highly Scattering Media," *Opt. Lett.*, Vol. 22, pp. 64-66.
- (3) Izatt, J. A., Kulkarni, M. D., Yazdanfar, S., Rollins, A. and Sjvak, M. V., 1999, "Doppler Flow Imaging Using Optical Coherence Tomography," *US Patent #6006128*.
- (4) Ahn, Y.-C., Jung, W. and Chen, Z., 2008, "Optical Sectioning for Microfluidics: Secondary Flow and Mixing in a Meandering Microchannel," *Lab Chip*, Vol. 8, pp. 125-133.
- (5) Meinhart, C. D., Wereley, S. T. and Santiago, J. G., 1999, "PIV Measurements in a Microchannel Flow," *Exp. Fluids*, Vol. 27, pp. 414-419.
- (6) Santiago, J. G., Wereley, S. T., Meinhart, C. D., Beebe, D. J. and Adrian, R. J., 1998, "A Particle Image Velocimetry System for Microfluidics," *Exp. Fluids*, Vol. 25, pp. 316-319.
- (7) Zhao, Y., Chen, Z., Saxer, C., Shen, Q., Xiang, S., de Boer, J. F. and Nelson, J. S., 2000, "Doppler Standard

- Deviation Imaging for Clinical Monitoring of in Vivo Human Skin Blood Flow,” *Opt. Lett.*, Vol. 25, pp. 1358~1360.
- (8) Ren, H., Brecke, K. M., Ding, A., Zhau, Y., Nelson, J. S. and Chen, Z., 2002, “Imaging and Quantifying Transverse Flow Velocity with the Doppler Bandwidth in a Phase-Resolved Functional Optical Coherence Tomography,” *Opt. Lett.*, Vol. 27, pp. 409~411.
- (9) Davé, D. P. and Milner, T. E., 2000, “Doppler-Angle Measurement in Highly Scattering Media,” *Opt. Lett.*, Vol. 25, pp. 1523~1525.
- (10) Wu, L., 2004, “Simultaneous Measurement of Flow Velocity and Doppler Angle by the Use of Doppler Optical Coherence Tomography,” *Opt. Laser Eng.*, Vol. 42, pp. 303~313.
- (11) Pedersen, C. J., Huang, D., Shure, M. A. and Rollins, A. M., 2007, “Measurement of Absolute Flow Velocity Vector Using Dual-Angle, Delay-Encoded Doppler Optical Coherence Tomography,” *Opt. Lett.*, Vol. 32, pp. 506~508.
- (12) Røyset, A., Støren, T., Stabo-Eeg, F. and Lindmo, T., 2006, “Quantitative Measurements of Flow Velocity and Direction Using Transversal Doppler Optical Coherence Tomography,” *Proc. SPIE*, Vol. 6079, 607925.
- (13) Ahn, Y.-C., Jung, W. and Chen, Z., 2007, “Quantification of a Three-Dimensional Velocity Vector Using Spectral-Domain Doppler Optical Coherence Tomography,” *Opt. Lett.*, Vol. 32, pp. 1587~1589.