

◆특집◆ 비접촉 측정

간섭거리가 짧은 광원을 이용한 위상이동 디지털 홀로그래피의 구현

손영란*, 정승준*, 강전웅*, 전운성*, 이정현*, 홍정기*

Phase-Shifting Digital Holography with a Low-Coherence Source

Young Ran Son*, Seung Jun Jeong*, Jeon Woong Kang*, Yun Seong Jeon*, Jung Hyun Lee*
and Chung Ki Hong*

Key Words : Phase-shifting digital holography (위상이동 디지털 홀로그래피), Low-coherence source (간섭거리가 짧은 광원), non-invasive measurement(비파괴 측정), non-contact measurement(비접촉 측정)

1. 서론

현대 의학은 특성화된 치료법을 사용하여 최적의 치료결과를 얻기 위해 증상이 의심되는 부위의 초기진단법에 큰 관심을 가지고 있다. 특히 인체 내부 장기의 단층이미지나 세포조직의 내부구조에 대한 3 차원 이미지를 얻을 수 있는 방법에 많은 연구가 진행되고 있으며, 이러한 연구는 생물 시료뿐만 아니라 다층구조를 가지는 비생물 시료의 구조적 결함을 측정하는 검사에도 응용가능성을 가진다.

OCT (Optical Coherence Tomography)는 반투과형 물체의 내부 단면도를 얻는데 활발히 연구되고 있는 방법이다.^{1,2} OCT 에 주로 사용되는 광원은 근적외선 영역의 빛으로써 MRI 나 X-선 관측과는 달리 인체에 무해하여 망막의 이상유무나 눈의 내부 이상을 살펴보기 위한 도구로 안과학을 비롯한

의료기에 응용되고 있으며 다층 박막 시료의 특정 층의 결함을 분석하는데도 응용할 수 있다. OCT 를 구현하는 방법에는 여러 가지가 있다. 그 중 time-domain OCT 는 Michelson-type 의 간섭계에서 광원에서 나오는 빛을 두 개의 경로로 나누어, 물체에서 반사되어 돌아오는 하나의 빛과 움직이는 거울에 의해 반사되어 돌아오는 빛의 간섭에 의한 변조(modulation)를 관측, 분석하여 물체 내부의 단층이미지를 얻는 방법이다. 기존에는 물체의 가로 방향 스캔(lateral scan)과 깊이방향 스캔(depth scan)을 통해 물체의 3 차원 구조를 분석하였으나 CCD 의 발전으로 한 번에 2 차원 정보를 담을 수 있게 되어 최근에는 깊이방향 스캔만으로도 구조 분석이 가능하다.

이러한 OCT 방법은 높은 감도(sensitivity)를 가지지만 초점심도 유지를 위해 초점렌즈의 NA(Numerical aperture)가 작아야 하므로 가로 해상도(lateral resolution)에 제한이 있다.³ 또한 초점심도 내에서 주사(scanning)를 해야 물체가 가진 간섭무늬를 오차 없이 측정할 수 있으므로 두께를 가진 물체의 내부구조를 측정하기 위해서는 여러 번에 걸쳐 초점을 바꾸어야 하는 번거로움이 있다. 앞에 언급했듯이 OCT 는 물체의 깊이 방향에 대해 주사하여 얻은 간섭무늬의 변조 형태로부터 물체

* 포항공과대학교 물리학과

Tel. 054-279-2087, Fax. 054-279-5846

Email ckho@postech.ac.kr

광학적 측정을 위한 간섭계의 설계와 간섭 정보의 처리에 대하여 연구하며 현미경, 변형과 진동 측정, 비파괴 검사 등에 관심을 가지고 있다.

의 구조를 구하는 것이므로 주사 간격이 변조를 분석할 수 있을 정도로 작아야 하며, 특정한 깊이의 en-face 이미지 한 장만을 구하기 위해서도 주사를 해야 한다는 단점이 있다.

반면 DHM(Digital holographic microscopy)는 NA가 큰 MO(Microscope objective lens)를 사용하여 높은 가로 해상도를 얻으면서도 초점심도를 깊게 할 수 있다. 초점에 맞지 않는 상을 재생 알고리즘(reconstruction algorithm)을 이용하여 수치적으로 초점에 맞는 이미지를 얻는 것이다.^{4,5} 한 층의 en-face 상을 얻기 위해서 시료를 주사해야 하는 OCT와는 달리 디지털 홀로그래피를 이용하면 관심영역 부근에 대한 몇 장의 홀로그램만으로도 특정 깊이의 층에 대한 정보를 구할 수 있다는 장점이 있다. 또한, 하나의 2 차원 홀로그램으로부터 3 차원 정보를 얻을 수 있으며 렌즈와 같은 광학계를 사용함으로써 생기는 파면의 수차도 계산을 통하여 보정이 가능하다.^{6,9} 그러나 디지털 홀로그래피에 흔히 사용되는 레이저를 현미경법(microscopy)에 사용하여 생물학적 조직과 같이 산란이 큰 물질을 측정할 경우 speckle noise가 크거나 관심영역 외의 면(예를 들어, 슬라이드 글라스나 반사율이 좋은 기관)에서 반사된 빛이나 다중 반사(multiple reflection)에 의한 간섭 때문에 원래 이미지의 질이 떨어질 수 있다.¹⁰

그러므로 본 논문에서는 간섭거리가 짧은 광원인 SLED(Superluminescent light emitting diode)를 위상이동 디지털 홀로그래피에 적용하여 물체의 깊이에 따른 홀로그램을 얻고 초점이 맞지 않은 이미지는 수치적 초점 맞춤(numerical focusing)을 통하여 물체의 en-face 이미지와 단층이미지를 구함으로써 time-domain OCT를 대체하는 새로운 비접촉 단층촬영 방법의 가능성을 살펴본다.

2. 이론

2.1 위상이동 디지털 홀로그래피

Fig. 1은 위상이동 디지털 홀로그래피의 일반적인 실험장치를 나타낸 것이다. 광원에서 나온 빛을 BS(Beam Splitter)를 이용해 두 개의 빛으로 나눈 뒤, 하나는 물체에 반사되어 돌아오는 물체파가 되고 다른 하나는 PZT(Piezoelectric transducer)

가 달린 거울에 반사되어 기준파가 된다. BS를 이용하여 두 빛을 다시 하나로 모아 간섭된 무늬를 CCD에 기록하게 되며 이 간섭무늬를 홀로그램이라 한다. CCD에 입사되는 물체파를 $U = Ae^{i\phi}$, 기준파를 $U_r = A_r e^{i\phi_r}$ 라 하면 CCD에 간섭된 무늬는 식(1)의 세기를 가진다.

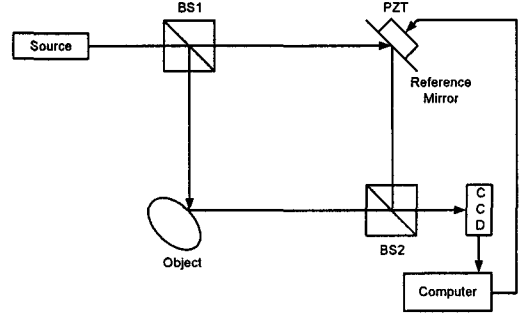


Fig. 1 General setup for phase-shifting digital holography

$$\begin{aligned}
 I &= |U_r + U|^2 \\
 &= A_r^2 + A^2 + 2A_r A \cos(\phi - \phi_r) \\
 &= a + b \cos\phi \\
 (a &\equiv A_r^2 + A^2, b \equiv 2A_r A, \phi \equiv \phi - \phi_r)
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

2.1.1 위상이동 방법

PZT를 이용하여 기준파의 위상을 여러 번에 걸쳐 변화시킨 뒤 CCD에 기록된 홀로그램들로부터 CCD면에서 물체파의 복소진폭(U)을 계산할 수 있다.¹¹⁻¹³

이 논문에서는 H. Y. Yun과 C. K. Hong에 의해 제안된 광휘 상관 모델을 통한 위상 검출 방법을 사용하여 위상 이동량을 구한 뒤, 간단한 계산을 통하여 CCD면에서 물체파의 복소진폭을 구하였다. 위상 이동량을 δ 라 하면 CCD에 기록된 세기 I는 식(2)와 같이 행렬 형태로 표현하여 행렬 계산을 통해 ϕ 에 관한 행렬 **A**를 구한다.

A의 2 번째와 3 번째 행으로부터 CCD면에서의 물체파 $U = Ae^{i\phi}$ 의 정보를 얻을 수 있으며 이때, 기준거울에 의해 반사되어 오는 빛은 공간적으로 균일하고 전체 위상이 거의 일정할 것이므로 A_r 과 ϕ_r 을 상수로 둔다.

$$\begin{aligned}
 I &= a + b \cos(\delta + \varphi) \\
 &= a + b \cos \delta \cos \varphi - b \sin \delta \sin \varphi \\
 &= (1 \quad \cos \delta \quad \sin \delta) \begin{pmatrix} a \\ b \cos \varphi \\ -b \sin \varphi \end{pmatrix} = \mathbf{DA} \\
 \rightarrow \mathbf{A} &= (\mathbf{D}'\mathbf{D})^{-1} \mathbf{D}'I \\
 \mathbf{A} &\Rightarrow b \cos \varphi - ib \sin \varphi = be^{i\varphi} = A_r Ae^{i\varphi - \phi} \quad (2)
 \end{aligned}$$

2.1.2 수치적 재생 알고리즘

(Numerical reconstruction algorithm)

2.1.1 에서 위상이동 방법을 이용하여 얻은 홀로그래프로부터 CCD 면에서 물체파(U)를 구하는 방법을 살펴보았다. 앞에서 구한 U를 수치적 재생 알고리즘을 통해 원래 물체가 있던 곳에서의 실제 물체파(U_o)를 구할 수 있다. 이를 설명하기 위해 Fig. 2의 좌표계를 도입한다.

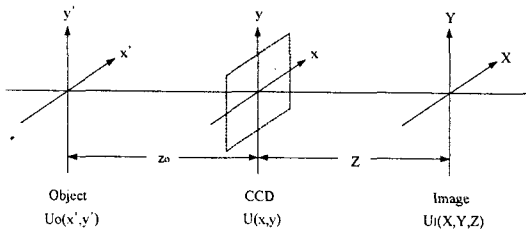


Fig. 2 Coordinate system for the image formation

CCD 면과 이미지면에서의 물체파를 $U(x, y)$ 와 $U_i(X, Y)$ 라하고 각각의 Fourier transform을 $\hat{U}(k_x, k_y)$, $\hat{U}_i(k_x, k_y)$ 라 하자. 이 때, U 와 U_i 의 Fourier transform은 각각의 평면파 전개(plane wave expansion)를 의미한다. 즉, U 와 U_i 는 \hat{U} , \hat{U}_i 에 포함된 Fourier component에 해당하는 평면파들의 중첩으로 이루어져 있으며 \hat{U}_i 는 \hat{U} 에 포함된 평면파들이 각각의 파수벡터 $\vec{k} = (k_x, k_y, k_z)$ 의 방향으로 거리 z 만큼 전파한 결과이기 때문에 각 평면파 성분에 대해 $k_z z$ 만큼의 위상이동을 한 것과 같다. 따라서 CCD 면에서의 물체파의 평면파 전개를 알고 있을 때 임의의 z 에서 재생된 물체파의 평면파 전개는 식(3)과 같다.

$$\begin{aligned}
 \hat{U}_i(k_x, k_y) &= \hat{U}(k_x, k_y) \cdot P_z(k_z) \\
 \text{여기서, } P_z(k_z) &= e^{ik_z z} \\
 k_z &= (k^2 - k_x^2 - k_y^2)^{1/2}. \quad (3)
 \end{aligned}$$

식(3)을 보면 CCD 면과 이미지면의 두 Fourier transform 된 물체파는 z 에 관한 함수인 위상항 $P_z(k_z)$ 의 차이만 남을 알 수 있다. \hat{U}_i 를 inverse Fourier transform 하면 임의의 위치 z 에서 재생된 물체파를 근사 없이 구할 수 있으며 $z = -z_0$ 로 두면 원래 물체가 있던 면에서의 물체파(U_o)를 구하여 실제 물체의 상을 얻을 수 있다.

3. 실험

실제 간섭거리가 짧은 광원인 SLED를 이용하여 위상이동 디지털 홀로그래피를 구현한다. 3.1에서는 기본적인 실험으로써 동전 표면의 높이에 따른 이미지를 구할 것이며 3.2에서는 생물시료인 잠자리 눈에 대해 같은 실험을 하였다. 서론에서 살펴보았듯이 time-domain OCT는 PZT를 연속적으로 움직여 깊이 방향의 물체 구조에서 반사되어 오는 신호를 CCD로 측정하여 단층 이미지를 얻게 된다. 이 경우 물체의 초점이 맞는 영역 내에서 PZT를 움직이고, 만약 초점이 벗어난 경우면 다시 초점을 맞춘 뒤 같은 실험을 하여야 한다. 그러나 위상이동 홀로그래피의 경우는 초점이 벗어난 이미지를 재생 알고리즘을 이용해 계산으로써 초점이 맞는 이미지를 얻을 수 있다. 3.3에서는 약 0.16 mm의 거리차이를 가지는 두 층에 대하여 수치적 초점 맞춤에 관한 실험을 수행하였다. 또한, OCT와는 달리 특정한 깊이에 있는 층의 en-face(xy면) 이미지를 구함에 있어 별도의 주사가 필요 없다는 점도 추가적으로 확인하였다.

3.1 동전의 모양 측정

생물시료에 비해 반사율이 좋아 간섭무늬를 측정하기 쉬운 동전부터 실험을 하였다. 실험에 쓰인 장치는 Fig. 3과 같다. 광원 SLED에서 나온 빛은 공간적으로 균일한 빛으로 만들기 위해 spatial filter를 지난다. Spatial filter에서 나와 퍼지는 빛은 collimation lens(planar-convex lens)를 통과하여 평행광이 되고 조리개를 이용하여 입사광의 크기를 조절한다. BS에서 두 개의 경로로 나뉘어 진

빛은 각각 물체와 기준거울에 의해 반사되어 돌아와 다시 BS 에 의해 하나의 빛으로 합해진다. 합해진 두 빛의 간섭무늬가 CCD 에 기록되고, 기록된 2D 세기 정보는 8-bit frame grabber 에서 디지털 신호로 변환되어 컴퓨터에 저장된다. 기준광을 위상이동 하기 위해 기준거울의 PZT 를 이용하여 한번에 $\pi/2$ 의 위상변화에 해당하는 경로차를 주어 간섭무늬를 저장하며 실험에 쓰인 광원은 중간 파장값 $\lambda_0 = 820 \text{ nm}$, 폭너비 $\Delta\lambda = 30 \text{ nm}$, 최대출력 7 mW 를 가지는 SLED(EXALOS, EXS8310-B003)이다. 광원의 특성에 의해 결정되는 축방향 해상도(axial resolution)는 $9.9 \mu\text{m}$ 이며 사용된 CCD 는 pixel pitch $6.5 \times 6.5 \mu\text{m}$, 1024×768 의 크기를 가진다.¹⁴

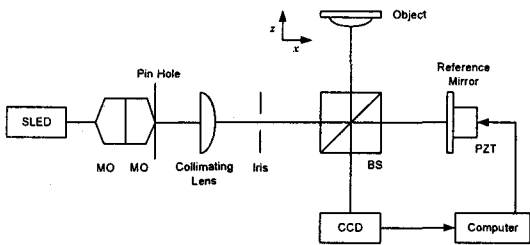


Fig. 3 Experimental setup for phase-shifting digital holography

Fig. 4 는 홀로그램이 생성되는 구조를 구체적으로 나타냈다. 기준파의 PZT 를 이용해 위상이동된 홀로그램을 CCD 에 기록하고 이로부터 CCD 면에서의 물체파 $U(x,y)$ 를 구한다. 물체의 초점을 맞추기 위한 별도의 렌즈를 사용하지 않았으므로 CCD 면에서의 물체파는 초점이 맞지 않는 상일 것이다. 그러므로 앞에서 구한 $U(x,y)$ 를 이용하여 2.2 에서 설명한 것과 같이 재생거리(z)를 달리하면서 수치적 초점 맞춤을 통하여 초점에 맞는 상(실제 물체면에서의 물체파 U_0)을 구할 수 있다.

동전의 표면에서 간섭무늬가 생기게 한 뒤 PZT 를 BS 에 가까운 방향으로 움직이면서 경로차를 주게 되면 SLED 의 짧은 간섭거리로 인하여 간섭무늬가 동전의 바닥에서 동전의 무늬(숫자)로 점차 이동하게 된다. Fig. 5(a)는 동전의 표면에 간

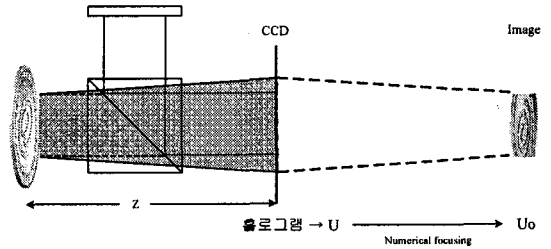


Fig. 4 Formation of hologram and image

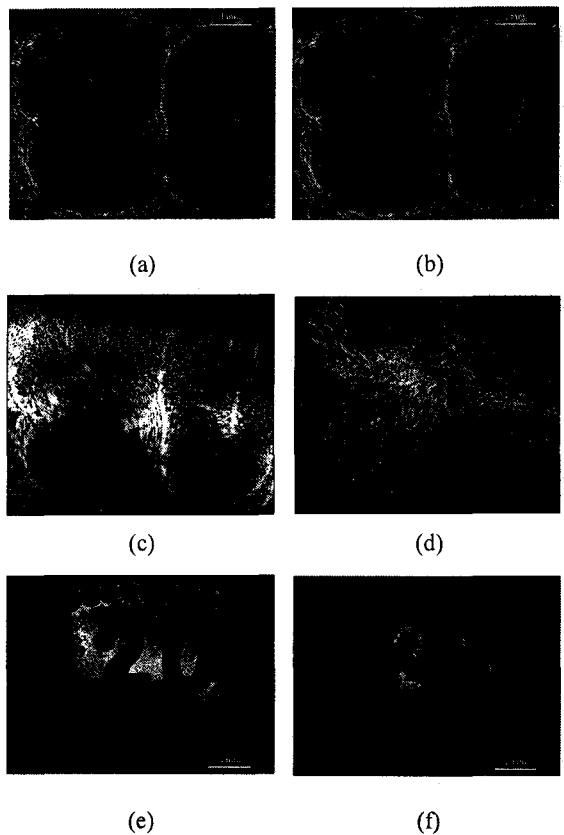


Fig. 5 (a) Hologram of the coin bottom, (b) hologram of the coin top, (c) complex amplitude at the CCD plane for (a), (d) complex amplitude at the CCD plane for (b), (e) reconstructed image for (c), (f) reconstructed image for (d)

섭이 생긴 것이고 Fig. 5(b)는 동전에 새겨진 숫자('20')에 간섭이 생긴 홀로그램이다. 앞서 언급했듯이 렌즈를 사용하여 따로 초점을 맞추지 않은

상태에서 실험을 수행하였으므로 동전에서 반사되어 CCD 에 도달한 빛은 초점이 맞지 않은 회절된 형태가 된다. Fig. 5(a)에서 표면 전체에 간섭이 생기지 않은 것은 동전이 기울어 있고 높낮이의 구조를 가지므로 간섭거리가 맞는 부분에서만 간섭 무늬가 생겼기 때문이다. Fig. 5(c)와 Fig. 5(d)는 각각 Fig. 5(a)와 Fig. 5(b)를 기준으로 위상이동하여 저장한 여러 장의 홀로그램으로 CCD 에서의 물체 파를 구한 것이며, 이것을 zero-padding 한 후 PWEM 를 이용하여 수치적으로 초점을 맞춘 상을 Fig. 5(e)와 Fig. 5(f)에 나타내었다. 재생알고리즘에 사용된 재생거리는 $z = -0.08 \text{ m}$ 이다.

재생한 상에서 밝게 나온 부분이 간섭이 일어난 곳, 즉 물체의 높이 정보를 담고 있는 부분이며 검게 나타난 곳은 물체의 높이 정보가 없는 부분이다. 숫자의 모서리 부분에서는 난반사가 심하게 일어나 CCD 로 들어가는 빛이 거의 없어 Fig. 5(f)에서 숫자의 모서리에 대한 정보가 잘 나타나지 않았다. 동전의 높이에 따른 상을 연속적으로 재생하여 각 높이에서 원하는 위치의 정보만을 뽑아 합하여 단층이미지를 얻을 수 있다. Fig. 6(a)에 흰 선으로 표시한 부분의 깊이 방향에 대한 정보를 모아 Fig. 6(b)의 단층이미지를 얻었으며, 동전 전체의 3 차원 이미지를 Fig. 6(c)에 나타내었다.

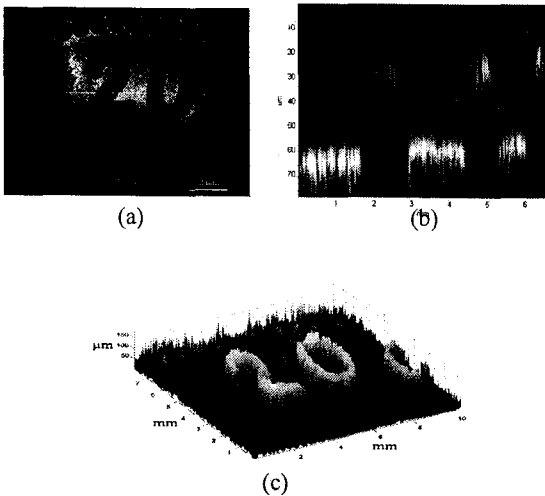


Fig. 6 (a) En-face image of the coin, (b) Tomographic image of the coin at the line marked in (a), (c) 3D image of the coin

3.2 잠자리 눈의 모양 측정

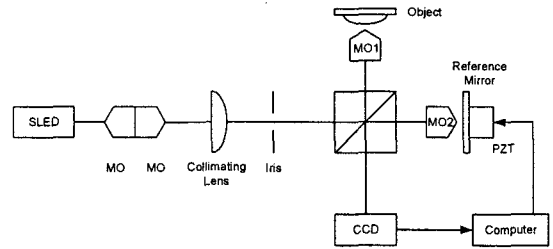


Fig. 7 Experimental setup for phase-shifting digital holographic microscopy

잠자리 눈은 작은 육각형의 날눈이 약 1 만~2 만 8 천 개가 모여 반구형의 겹눈을 이룬다. 잠자리의 종류에 따라 차이는 있으나 날눈 하나의 크기는 약 $16 \mu\text{m} \sim 94 \mu\text{m}$ 정도이다.

잠자리 눈의 구조를 보기 위해서 동전을 측정 한 실험 장치의 물체와 기준거울 사이에 각각 MO($\times 10$, $\text{NA}=0.25$)를 놓았다(Fig. 7). 물체 앞에 놓인 MO1 은 확대를 위한 것이며 물체파와의 경로 차를 줄이기 위해 기준거울 앞에도 동일한 MO2 를 놓았다. 잠자리 눈의 제일 튀어나온 윗부분에 초점을 맞추고 실험하였다.

Fig. 8 은 다른 높이에서 위상이동한 홀로그램 으로부터 잠자리 눈의 상을 계산한 것이다. Fig. 8(c)에서 육각형 형태의 날눈을 볼 수 있으며 그림에 표시한 화살표의 길이는 약 $61 \mu\text{m}$ 이다. 3.1 의 동전을 이용한 실험과 같이 PZT 를 움직여 높이에 따른 상을 재생하고 각 층의 정보를 모아 Fig. 8(g)의 단층이미지를 얻을 수 있다. 각 날눈이 하나의 렌즈와 같은 역할을 하여 내부에서 반사되어 오는 정보가 약함을 알 수 있다. Fig. 8(g)에 나타낸 흰 선은 위에서부터 순서대로 Fig. 8(a) ~ Fig. 8(f)의 위치를 의미한다. MO 의 NA 에 의해 결정되는 초점 심도(depth of focus)는 약 $13 \mu\text{m}$ 이며 가로 해상도(lateral resolution)는 약 $2 \mu\text{m}$ 이다.¹⁵⁻¹⁶ 잠자리 눈의 전체표면에 대한 높이가 초점 심도와 유사하여 별도의 수치적 초점 맞춤을 하지 않았다.

3.3 수치적 초점 맞춤(Numerical focusing)을 이용한 양파세포층 측정

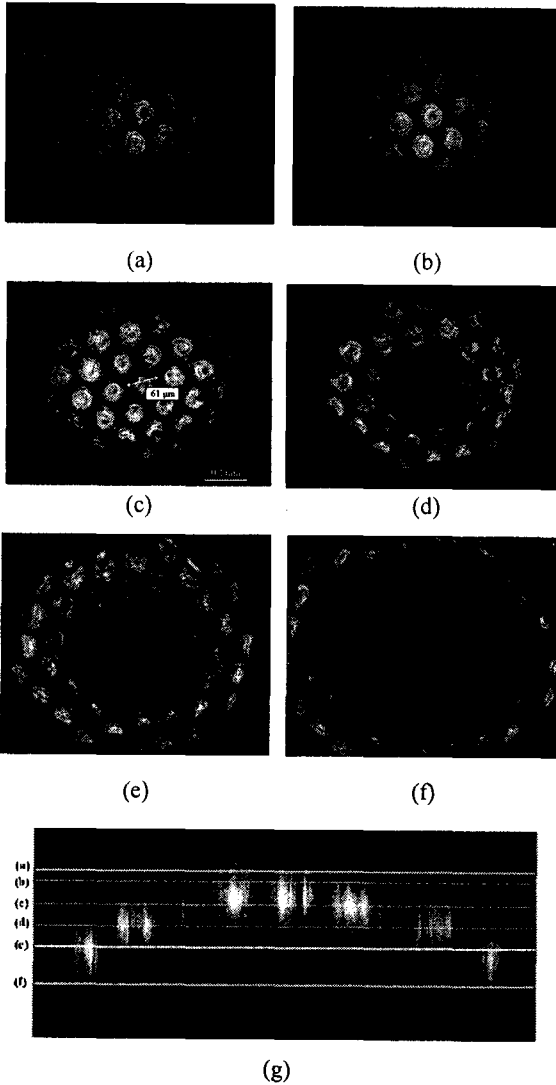


Fig. 8 (a) ~ (f) En-face images of compound eye at the lines marked in (g), (g) Tomographic image of the compound eye of a dragonfly

서론에서 디지털 홀로그래피를 이용하면 time-domain OCT 와 달리 초점을 따로 맞추지 않아도 됨을 언급하였다. MO 를 사용하여 실험할 경우 Gaussian lens Formula 식(4)를 이용하면 Fig. 10 과 같이 수치적 재생거리(z)의 변화를 정량적으로 예측할 수 있다.

사용한 MO($\times 10$, $NA=0.25$)의 focal length 는 16.5 mm 라 하자. Fig. 9 와 같이 시료에 100 μm 의 거리를 가지는 두 층이 있으며 시료의 위층이

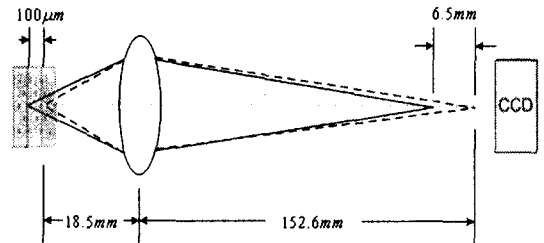


Fig. 9 Quantitative estimation for reconstruction distance z

$$\frac{1}{s_o} + \frac{1}{s_i} = \frac{1}{f} \quad (4)$$

MO 로부터 임의의 거리 $s_o = 18.5$ mm 떨어진 곳에 있다 하자. 식(4)에 s_o 를 대입하여 s_i 를 구하면 약 152.6 mm 이다. 이와 같이 100 μm 아래층에 대해 계산하면 s_i 는 약 146.1 mm 로 약 6.5 mm 의 차이가 난다. 즉, 초점을 맞춘 시료면에서 100 μm 만큼 벗어난다면 CCD 가 약 6.5 mm 만큼 물체면 방향으로 움직여야 초점이 맞는 상을 구할 수 있다. 그러므로 이 경우 재생거리를 약 -6.5 mm 로 하여 상을 재생하면 CCD 를 움직이지 않고도 초점에 맞는 상을 얻을 수 있는 것이다.

이에 대해 실험적으로 보이기 위해 3.2 와 동일한 실험장치에 Fig. 10 과 같이 음각의 글자('HI')의 일부분이 새겨진 수은전지와 양파 표피세포 사이에 약 0.16 mm 두께의 커버글라스를 놓고 두 물체에 대한 재생거리(z)를 달리하면서 초점이 맞는 상을 구해보았다. 커버글라스만큼의 거리를 더으로써 양파세포와 수은전지 표면 글자의 초점이 동시에 맞는 것을 방지하였다.

Fig. 11(a)와 Fig.11(b)는 각각 양파세포와 수은전지 표면 글자에 초점이 맞은 상태를 CCD 로 찍은 상이다. 둘의 초점이 다른 곳에서 맞음을 알 수 있다. 즉, 양파세포 층에 초점을 맞춘 뒤 아래 방향으로 연속적으로 간섭무늬를 측정하게 되면

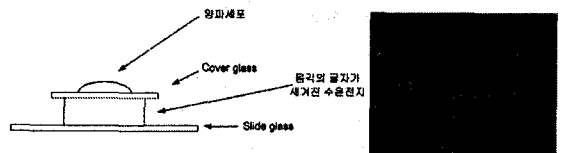


Fig. 10 Sample for numerical focusing experiment

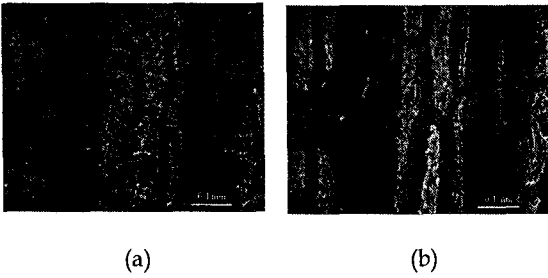


Fig. 11 Manually focused image at (a) onion peels, (b) pattern.

수은전지 표면의 글자에서는 초점이 맞지 않게 된다. 그러므로 이와 같은 경우 time-domain OCT 를 이용하여 양파세포층에서부터 글자까지의 정보를 모두 얻고자 한다면 다시 수동으로 물체를 움직여 초점을 맞추어야 하는 불편함이 있다. 그러나 앞에 설명한 디지털 홀로그래피의 수치적 상의 재생을 이용하여 수치적 초점 맞춤을 하면 이러한 불편함을 제거할 수 있다.

Fig. 12 는 실험의 개략적인 모습을 나타냈다. Fig. 11(b)와 같이 글자에 초점이 맞춘 상태에서 실험을 하였다. 실험장치를 이용하여 글자에 초점이 맞은 상태이므로 글자에 간섭이 생긴 홀로그램으로부터 CCD 면에서 물체와 U_o^{symbol} 를 구하면 초점에 맞는 물체의 상(U_o^{symbol})을 구할 수 있다. 이와 반대로 양파세포층에 간섭이 생긴 홀로그램으로부터 CCD 면에서의 물체와 U_o^{onion} 를 구하면 초점에 맞지 않는 상을 얻게 된다. 이 때, Fig. 12 와 같이 CCD 를 점선으로 표시한 위치까지 뒤로 밀어서 측정하면 초점에 맞는 상을 얻을 수 있을 것이다. 그러나 이 실험에서는 CCD 의 이동 없이 수치적 초점 맞춤을 하여 초점에 맞는 물체의 상(U_o^{onion})을 구하였다.

Fig. 13(a)와 Fig. 13(b)는 각각 글자와 양파세포층에 간섭무늬가 생긴 상태이다. 글자에 간섭무늬가 생긴 상태에서 위상이동을 하여 얻은 홀로그램으로부터 CCD 면에서의 물체의 상(U_o^{symbol})을 계산하면 수치적 초점 맞춤없이도 초점에 맞는 상 Fig. 13(c)를 얻을 수 있다. 반면 양파세포에 대한 간섭무늬가 생긴 상태 Fig. 13(b)에서 위상이동하여 CCD 면에서의 물체의 상(U_o^{onion})을 계산하면 Fig. 13(d)와 같이 초점이 맞지 않는 상을 얻을 것이며 PWEM 를 적용하여 초점에 맞는 상을 재생한 것이 Fig. 13(e)이다. 이 때, 재생거리는 $z=3$ cm 이다.

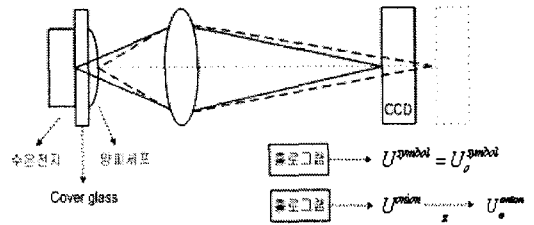


Fig. 12 Schematic for numerical focusing experiment

계산을 통하여 초점을 맞춘 상 Fig. 13(e)와 수동으로 초점을 맞춘 Fig. 11(a)를 비교하면 거의 같음을 알 수 있다. 그러므로 디지털 홀로그래피는 계산을 통하여 초점이 맞는 상을 구함으로써 OCT 에 비해 초점심도가 깊다고 할 수 있으며 OCT 의 실험장치 상의 불편함을 제거할 수 있다. 또한, time-domain OCT 를 이용해 두 층의 en-face 이미지를 구하기 위해서는 각 두 층에 대해 초점은 바꾸어가면서 주사를 한 뒤 변조를 분석해야 한다. 그러나 이 실험에서는 초점을 고정시키고 각 층에 대해 위상이동된 홀로그램만으로 약 0.16 mm 만큼 떨어진 두 층(글자층-양파세포층)의 en-face 이미지를 간단하고 신속히 구함으로써 위상이동 디지털 홀로그래피의 장점을 확인하였다.

4. 결론

간섭거리가 짧은 광원인 SLED 를 이용하여 위상이동 디지털 홀로그래피를 구현하고 시료의 내부구조를 관측하여 단면이미지를 구함으로써 time-domain OCT 를 대체하는 새로운 비접촉 단층 촬영 방법의 가능성을 살펴보았다.

간섭거리가 짧은 광원을 이용하면 레이저와 같이 간섭거리가 긴 광원을 사용할 경우에 비해 다중반사이나 관심영역 외에서 간섭되는 정보가 적어 보다 좋은 질의 이미지를 얻을 수 있다.

위상이동 디지털 홀로그래피의 수치적 초점 맞춤을 이용하여 계산으로 초점이 맞는 상을 구함으로써 OCT 에 비해 초점심도가 깊다고 할 수 있으며 이를 이용하여 시료에 초점이 맞게 하기 위해 여러 번에 걸쳐 초점을 맞추어 가며 측정해야 하는 COT 의 번거로움을 덜 수 있었다. 또한, 원하는 깊이의 한 층의 en-face 이미지를 얻기 위해서

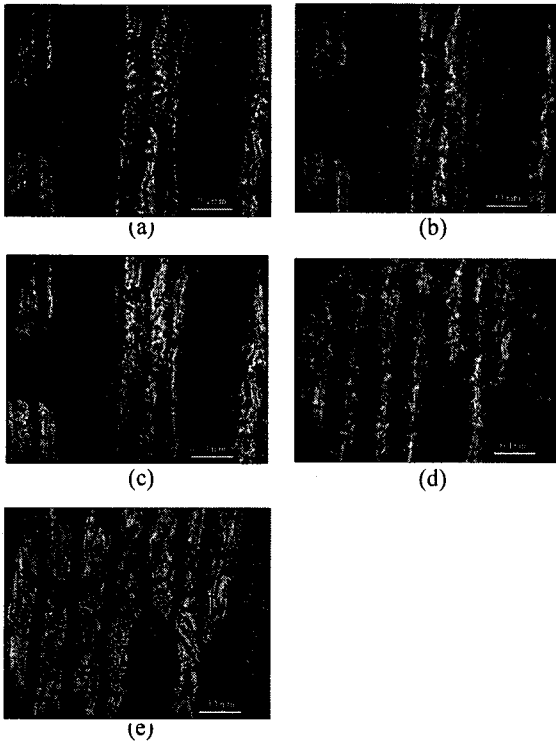


Fig. 13 (a) Hologram at pattern, (b) hologram at onion peels, (c) complex amplitude at CCD plane for (a), (d) complex amplitude at CCD plane for (b), (e) Numerically focused image for (e) using PWEM

깊이 영역에서 대해 주사를 해야 하며 변조 분석을 위해서 PZT 주사 간격이 세밀하여 비교적 측정시간이 긴 time-domain OCT 에 비해 위상이동 디지털 홀로그래피는 관심영역 부근에 대해 위상이동한 간섭무늬로부터 그 층의 en-face 이미지를 신속히 구할 수 있었다.

SLED 를 이용한 위상이동 디지털 홀로그래피 실험을 통하여 동전, 잠자리 눈, 양파세포 층에 대해 초점에 맞는 상을 재생하고 단층이미지를 구하였다.

내부구조가 단순하거나 굴절률이 균일한 시료의 경우에는 위상이동을 하여 상을 재생하면 오차가 거의 없는 원래의 구조를 관측할 수 있다. 그러나 복잡한 내부구조를 가지면 위 층의 구조에 의해 빛이 산란되어 아래층까지 도달하지 못하거

나 굴절률의 차이에 의해 위상지연이 생겨 아래층의 구조를 정확히 구할 수 없다는 문제점이 생긴다. 이러한 시료에 의한 오차를 해결할 수 있는 알고리즘이나 실험방법에 대한 보완을 한다면 시료의 내부구조를 더 정확히 분석할 수 있는 비접촉 측정 방법이 될 것이다.

후 기

본 논문은 레이저 응용 신기술 개발 연구센터의 2006 년도 연구비 지원에 의해 연구되었음.

참고문헌

- Huang, D. and Swanson, E. A., "Optical coherence tomography," *Science*, Vol. 254, No. 5035, pp. 1178 - 1181, 1991.
- Fercher, A. F., "Optical coherence tomography," *J. Biomed.*, Vol. 1, No. 2, pp. 157 - 173, 1996.
- Massatsch, P. and Charriere, F., "Time-domain optical coherence tomography with digital holographic microscopy," *Appl. Opt.*, Vol. 44, No. 10, pp. 1806 - 1812, 2005.
- Dubois, F. and Joannes, L., "Improved three-dimensional imaging with a digital holography microscope with a source of partial spatial coherence," *Appl. Opt.*, Vol. 38, No. 34, pp. 7085 - 7094, 1999.
- Schnars, U. and Kreis, T. M., "Digital recording and numerical reconstruction of holograms: reduction of the spatial frequency spectrum," Vol. 35, No. 4, pp. 977 - 982, 1996.
- Xu, W. and Jericho, M. H., "Digital in-line holography of microspheres," *Appl. Opt.*, Vol. 41, No. 25, pp. 5367 - 5375, 2002.
- Stadelmeier, A. and Massig, J. H., "Compensation of lens aberrations in digital holography," *Opt. Lett.*, Vol. 25, No. 22, pp. 1630 - 1632, 2000.
- Indelbetouw, G. and Klysubun, P., "Spatiotemporal digital microholography," *J. Opt. Soc. Am. A*, Vol. 18, No. 2, pp. 319 - 325, 2001.
- Grilli, S., Ferraroand, P. and De Nicola, S., "Whole optical wavefields reconstruction by Digital Holography," *Opt. Exp.*, Vol. 9, No. 6, pp. 294 - 302,

2001.

10. Meng, H., Anderson, W. L. and Hussain, F., "Intrinsic speckle noise in in-line particle holography," J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 10, No. 9, pp. 2046 - 2058, 1993.
11. Kang, I. B. and Kim, S. W., "General algorithm of phase-shifting interferometry by iterative least-square fitting," Opt. Eng., Vol. 34, No. 1, pp. 183 - 188, 1995.
12. Kim, S. W. and Kang, M. G., "Accelerated phase measuring interferometry by least square for phase-shifting interferometry," Opt. Eng., Vol. 36, No. 11, pp. 3101 - 3106, 1997.
13. Yun, H. Y. and Hong, C. K., "Interframe intensity correlation matrix method for self-calibration in phase-shifting interferometry," Appl. Opt., Vol. 44, No. 23, pp. 4860 - 4869, 2005.
14. Bouma, B. E., "Handbook of Optical Coherence Tomography," Marcel Dekker, Inc, pp. 41-46, 2002.
15. Hecht, E., "Optics 4th edition," Addison Wesley, 2002.
16. Bass, M. and Enoch, J. M., "Handbook of Optics 2nd edition," McGraw-Hill, Vol. 2, Chap. 31, 2001.
17. Yamaguchi, I. and Zhang, T., "Phase-shifting digital holography," Opt. Lett., Vol. 22, No. 16, pp. 1268 - 1270, 1997.
18. Chche, E. and Marquet, P., "Simultaneous amplitude-contrast and quantitative phase-contrast microscopy by numerical reconstruction of Fresnel off-axis holograms," Appl. Opt., Vol. 38, No. 34, pp. 6994 - 7001, 1999.
19. Repetto, L. and Piano, E., "Lensless digital holographic microscopic with light-emitting diode illumination," Opt. Lett., Vol. 29, No. 10, pp. 1132 - 1134, 2004.
20. Tamano, S. and Hayasaki, Y., "Phase-shifting digital holography with a low-coherence light source for reconstruction of a digital relief object hidden behind a light-scattering medium," Appl. Opt., Vol. 45, No. 5, pp. 953 - 959, 2006.
21. Goodman, J. W., "Introduction to Fourier optics 2nd edition," McGraw-Hill, 1968.