

## 3D 정보 획득을 위한 현미경 기술

### 1. 서론

3차원 영상 기술은 기존의 사진술에서 가지는 물체의 평면상의 정보를 획득하고 재생하는 기술과 달리 인간의 두 눈의 작동 방법과 유사한 원리를 이용한 양안 방식과 같이 평면상의 정보뿐만 아니라 깊이 정보까지 줄 수 있는 기술이다. 1838년 영국의 찰스 윌스톤[1]의 발명으로 시작된 양안 방식 기술은 이후 3차원 영상 기술의 발전에 큰 영향을 미치게 되었고 집적 영상 기술[2]과 같이 사물의 다시점 정보를 획득 및 재생하는 기술 뿐만 아니라 물체의 세기 정보 뿐만 아니라 위상정보까지 기록이 가능한 홀로그래피[3]와 같은 다양한 방식의 3차원 영상 기술이 발명되어 다양한 분야의 연구가 진행되고 있다.

물체의 3차원 정보를 획득하는 것은 기존의 2차원 정보에서 얻을 수 없었던 다양한 정보를 얻을 수 있고 이를

인후과의 다양한 수술등이 양안 방식의 3차원 영상 기술을 이용하여 시도 되었으며 최근에는 쥐의 심장이식, 사람을 대상으로 하는 백내장 수술등에 이용되었다. 일반적으로 실제 현미경의 양안 시차를 이용하기 때문에 배율이 높아질수록 대물렌즈의 depth of field 가 극도로 작아지므로 초점이 맺힌 위치의 3차원 정보를 얻기 위한 시스템 설계가 어려운 단점을 가지고 있다. 좀 더 미세 시료의 3차원 정보를 얻기 위한 연구가 필요해졌으며 이러한 문제점을 해결 할 수 있는 기술인 집적 영상기술과 홀로그래피 기술이 적용된 현미경의 연구가 진행되었다. 집적 영상 기술은 일반적인 광학 현미경을 그대로 이용하며 일반적으로 접안렌즈가 위치해야 할 부분에 마이크로 렌즈 어레이가 삽입되어 이를 다시 영상 촬영 장치를 통해 요소 영상을 얻는다. 실제 현미경에서 얻을 수 없었던 물체의 다양한 위치정보를 제공할 수 있는 장점을 가

## 특집 ■ 3D Display

# 3D 정보 획득을 위한 현미경 기술

김 남, 박재형, 권기철, 임영태, 박미란\*

통해 더 많은 것들을 할 수 있게 한다. 양안 방식의 3차원 정보 획득 기술은 초기에 사진 측량, 영화 등에 많이 사용되었다. 사진 측량의 경우 물체의 3차원 깊이 정보를 두 개의 좌 우 영상으로부터 대응되는 위치 정보를 예측할 수 있어 중요한 의미를 가지는 기술로 각광받았고, 영화의 경우 좌 우 영상을 서로 다른 눈에 분리하여 보여 주어 깊이감이 있는 영상을 볼 수 있게 해주었다. 이러한 장점들은 일반적으로 거시적인 물체의 3차원 정보를 획득하는 데 사용되었다. 그러나 실제 현미경의 개발과 동시에 미시 물체의 3차원 정보 획득에 대한 관심이 많아졌으며 이와 관련된 다양한 연구가 진행되었다. 주로 이미

지고 있으나 이 또한 렌즈 어레이의 요소 렌즈 개수에 의해 획득된 영상의 복원 해상도가 결정되는 단점을 가지고 있다. 홀로그래피 기술이 적용된 현미경은 기존의 홀로그래피가 가지는 기록 매질의 의한 특성이나 시스템 구축등에 있어 문제가 되던 것이 디지털 홀로그래피 기술이 적용됨으로써 정보의 다양한 처리가 가능해졌으며 현미경에 적용되어 시료의 다양한 정보를 획득 할 수 있다.

이 글에서는 이러한 3차원 정보 획득 위한 현미경 기술의 원리를 설명하며 최근에 진행되고 있는 연구에 대한 소개를 한다.

\* 충북대학교, 전자정보대학

## 2. 실체현미경

### 2.1 실체현미경의 원리

실체현미경은 대물렌즈, 접안렌즈, 프리즘 등으로 구성된 독립한 좌, 우 2조의 현미경으로 시료를 대칭 각도로 놓고 좌, 우 눈으로 관찰하여 시료의 입체상을 볼 수 있는 비교적 낮은 배율의 현미경을 말한다. 배율은 10~100배가 보통이며, 최근에는 줌(zoom)식으로 배율을 연속적으로 바꿀 수 있는 것이 있다.

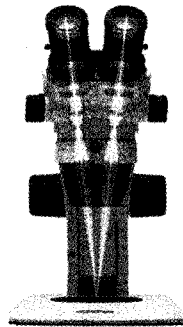
인간은 두 눈으로 가까운 곳에 있는 물체를 볼 때, 두 눈이 다른 각도로 보기 때문에 입체감을 얻을 수 있다. 그러나 일반적인 현미경에서는 두 눈의 접안렌즈를 사용해도 대물렌즈로부터 광 축(optical axis)이 하나이기 때문에 입체감을 얻을 수 없다. 반면, 그림 1과 같이 실체현미경에서는 광 축 사이에 약 15°로 벌어진 2개의 광 축(光束)에 의해 정립(正立)한 확대상을 만들고, 이것을 각각의 눈으로 봄으로써 입체감을 얻을 수 있다. 실체현미경의

구조는 2개의 대물렌즈를 사용하는 것과 하나의 대물렌즈를 사용하는 것이 있으나 원리적으로는 같다.

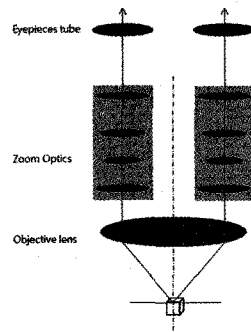
비교적 배율이 낮은 응용분야인 금속 표면의 요철, 반도체 검사, 생물 관측, 의료분야의 널리 사용되고 있다 [4-6]. 널리 사용되는 만큼 장시간 사용해야 하는 분야가 많아 관측에 대한 부담이 되고 있다. 현미경 사용에 있어서 가장 큰 문제점은 계속해서 오랫동안 접안렌즈에 눈을 고정시켜야 하기 때문에 눈의 깜빡임이 줄어들어 눈에 대한 많은 부담을 주게 된다는 것이다. 특히 의료분야에 사용되는 실체현미경의 경우 장시간 사용하는 분야가 대부분이며, 관측시 조작에 대한 부담이 가중 된다. 장시간 실체현미경 관측에 대한 부담을 줄이는 방법으로 현미경 입체영상 디스플레이 시스템이 제안 되었다[7].

### 2.2 실체현미경의 입체영상 디스플레이 시스템

실체현미경은 기본적으로 입체상을 볼 수 있도록 되어 있기 때문에 CCD(charge-coupled device)카메라로 좌,

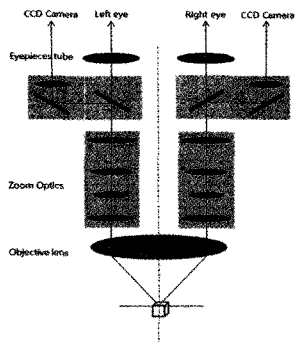


(a) 실체현미경의 구조(Olympus 社)

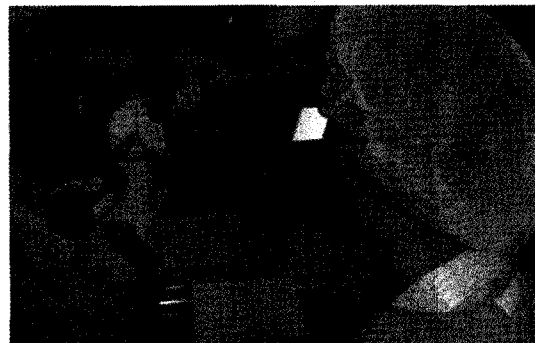


(b) 실체현미경의 광학적 구조

그림 1. 실체현미경의 구조



(a) 실체현미경의 입체영상 획득을 위한 광학적 개념도



(b) 안과 실체현미경 입체영상 디스플레이의 예

그림 2. 실체현미경의 입체영상 획득 장치

3D 정보 획득을 위한 현미경 기술

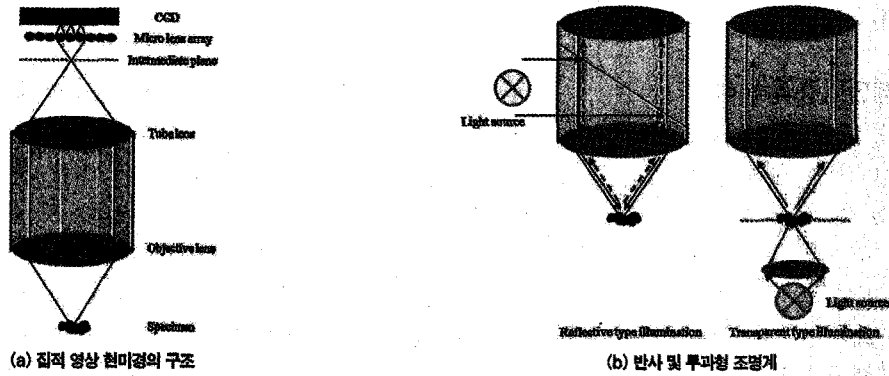


그림 3. 집적 영상 현미경

우 영상을 획득하고, 입체영상 디스플레이를 통해 입체 영상 디스플레이 시스템을 구현할 수 있다. 그림 2와 같이 입체영상은 대물렌즈에서 좌, 우 접안렌즈로 연결된 두 광 축에 각각의 카메라 연결을 위한 어댑터(beam splitter or mirror)를 추가 하여 좌, 우 영상을 획득 할 수 있다. 획득된 좌, 우 영상은 입체영상 디스플레이 장치를 이용하여 디스플레이 시키면 실체현미경을 통해 관측되는 상을 입체영상으로 볼 수 있다.

실체현미경을 통해 획득된 입체영상의 경우 관측물체의 거리가 제한적이고, 좌, 우 카메라의 주시 각도가 고정된 구조로 되어 있어 일반적인 입체영상 카메라에서 문제가 되는 입체영상 획득에 대한 왜곡을 최소화 할 수 있다. 입체영상을 획득하는데 있어서 고해상도의 CCD 카메라와 조명 등에 대한 조건을 잘 맞춘다면 양질의 고해상도 실체현미경 입체영상을 획득 할 수 있다.

충북대학교의 BTT사업단에서는 실체현미경 입체영상 디스플레이 시스템에 대한 연구에서 의과대학과의 계속적인 연구교류를 통해 의료분야의 응용에 대한 연구를 진행하고 있으며, 현재 안과 현미경의 경우 특정분야의 임상에 사용할 있을 만한 입체영상 시스템의 성능을 보여 주었다. 입체영상 디스플레이 장치의 선택에 있어서 관측에 대한 부담이 적은 방식의 입체영상 디스플레이 장치를 선택한다면 실체현미경의 입체영상 디스플레이 시스템은 실체현미경을 장시간 사용하는 분야에 있어서 최적의 시스템이 될 수 있을 것이다.

3. 집적 영상 현미경

2005년 미국의 스탠포드 대학에서는 미세 시료의 3차원 정보를 얻기 위해서 Light field 개념을 적용한 Light field 현미경을 제안하였다[8]. Light field[9]란 빛의 진행을 방해하는 것이 없을 때 빛이 일정하게 진행할 수 있다고 가정한다면 어떠한 물체에서 발산 또는 반사되어 나오는 광선을 따라 진행하는 빛의 광휘(radiance)를 뜻한다. 이러한 개념을 이용하여 기존 광학 현미경에서 얻어진 정보를 다수의 요소 렌즈들의 배열 즉 렌즈 어레이를 이용하여 영상 정보를 얻게 될 경우 물체의 perspective view와 focal stack의 정보를 얻을 수 있다. 이러한 정보를 영상화 하기 위해서는 deconvolution microscopy 를 이용하여 얻는다.

집적 영상 현미경은 3차원 물체를 Light field 현미경과 같이 렌즈 어레이를 이용하여 물체의 3차원 정보를 획득하는 것은 동일하나 복원 영상을 위한 과정으로 orthographic view reconstruction 방법 과 computational integral imaging reconstruction 방법을 이용한다. 이러한 영상 처리는 얻어진 영상에 추가적인 작업이 아닌 획득된 영상 정보를 그대로 이용하며 획득 영상의 픽셀 정보를 재배치하여 최종 복원 영상을 얻을 수 있다. 또한 획득한 요소 영상을 이용하여 광학적으로 재생이 가능한 장점을 가지고 있다[10].

그림 3의 (a)는 집적 영상 현미경의 구조를 나타낸다. 일반적으로 대물렌즈, 튜브렌즈, 렌즈 어레이, CCD카메라와 조명계가 사용된다. 최근의 광학현미경의 경우 infinity-corrected optical system를 가지게 되어 대물렌즈와 튜브렌즈 사이의 광축이 일정하게 유지되기 때문에 시료의 타입에 따라 그림 3의 (b)와 같이 금속등과 같

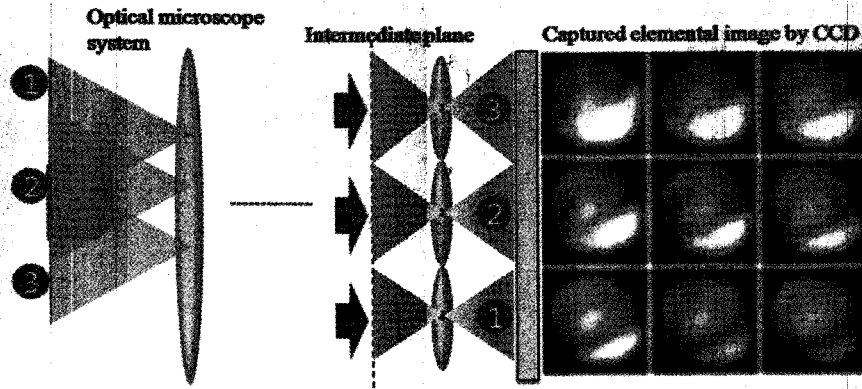
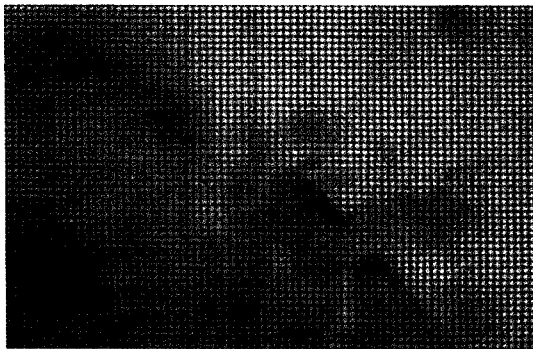
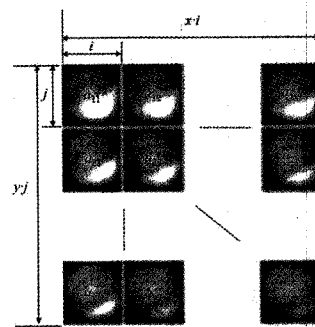


그림 4. 요소 영상의 생성



(a)



(b)

그림 5. 획득된 요소 영상의 배열

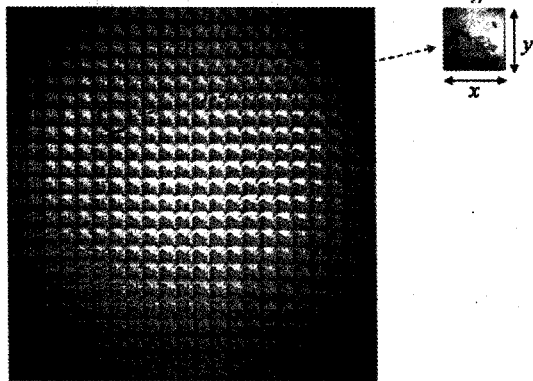


그림 6. Orthographic view image reconstruction 방법을 이용해 복원된 영상 배열 세트

이 불투명한 시료에 대하여 반사형 조명계가 사용될 수 있고 반투명한 시료에 대해서는 투과형 조명계가 이용되고 있다.

마이크로 렌즈 어레이에 의해 중간면에 생성된 물체는 일정한 시차를 가지는 영상들의 배열로 CCD에 의해 획

득된다. 이러한 시차는 그림 4에서처럼 마이크로 렌즈의 field of view 에 의해 요소 영상의 형태로 저장된다. 일반적인 광학 현미경과는 달리 전체적인 시료면상의 field of view 보다는 극히 적은 영역만 획득하게 되는 단점을 가지고 있다.

그림 4에서처럼 획득된 요소 영상은 그림 5의 (a)와 같은 형태로 얻어질 수 있게 된다. 이 영상을 좀더 세분화하여 살펴보면 그림 5의 (b)와 같이 각각의 요소 영상은  $[i, j]$  픽셀 크기를 가지며 요소 영상 배열의 전체 픽셀 크기는  $[x \cdot i, y \cdot j]$ 를 가진다. 이렇게 획득한 요소 영상의 배열은 다양한 시차 영상을 복원하기 위해서 앞서 언급한 것과 같이 orthographic view image reconstruction 방법을 이용하여 복원한다[10]. 그림 5의 (b)에서 요소 영상  $a_{11}$ 의  $[1, 1]$ 의 위치에 해당하는 픽셀은 복원 영상 배열의 첫 번째 영상인  $r_{11}$ 의 픽셀의 위치  $[1, 1]$ 에 매핑된다. 요소 영상  $a_{12}$ 의  $[1, 1]$ 의 위치에 해당하는 픽셀은 복원 영상  $r_{11}$   $[1, 2]$ 에 매핑된다. 그림 6과 같이  $r_{77}$ 에 해당하는 복원 영상을 생성하기 위해서는  $a_{11}$ 부터

3D 정보 획득을 위한 현미경 기술

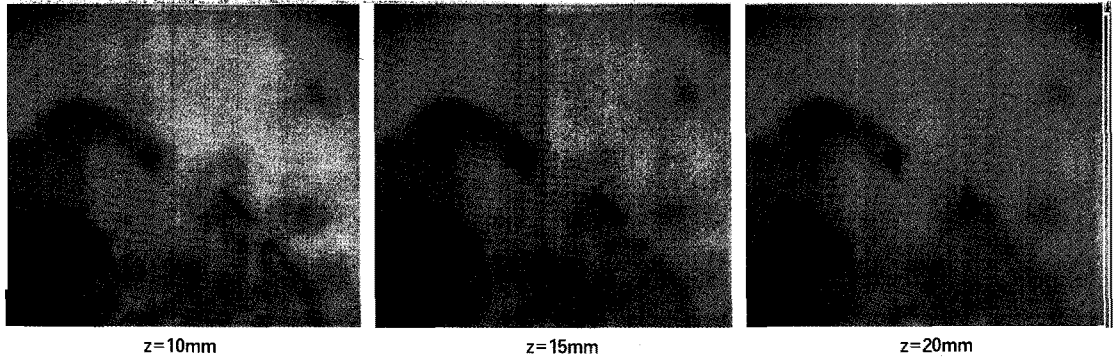


그림 7. Computational integral imaging reconstruction 방법을 이용해 복원한 영상

$a_{yx}$  까지의 요소 영상에서 [7, 7]의 위치에 해당하는 픽셀 정보들을  $r_{77}$ 의 [1, 1]의 위치부터  $[x, y]$ 의 해당하는 위치로 매핑을 하여 최종적인 영상을 얻게 된다.

집적 영상 기술을 이용하면 특정한 깊이면의 영상들의 복원이 가능하다. 이는 라이트 필드 현미경의 focal stack을 획득하는 효과와 같으며 computational integral imaging reconstruction 방법을 이용하여 복원할 수 있다[11]. 그림 5의 (a)의 영상을 이용하여 특정 깊이면의 영상을 복원 할 경우 그림 7과 같은 결과를 얻을 수 있다.

그림 5와 6에서 보듯이 복원된 영상의 해상도는 획득한 요소 영상의 개수와 관련된다. 일반적인 광학현미경에 의해 결정되는 field of view로 인해 중간면에 생성되는 시료의 정보를 획득하기 위해 한정된 마이크로 렌즈 어레이를 사용한다. 이로 인하여 마이크로 렌즈 어레이의 요소 렌즈의 개수가 많아져야 복원된 시점 영상의 픽셀 사이즈가 증가될 수 있다. 그러나 단순히 요소 렌즈의 개수만 증가하게 되면 이로 인해 요소 렌즈의 픽셀 사이가 줄어들게 되므로 복원 영상의 해상도는 증가할 수 있으나 시점영상의 개수가 줄어들게 되는 trade-off가 발생한다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 해상도를 증가시키는 방법이 제안되었다[12]. 마이크로 렌즈 어레이를 확대하고자 하는 배율만큼 이동하여 영상을 획득할 경우 복원된 영상의 해상도는 증가하면서 시점 영상의 개수는 유지가 됨을 보여주었다. 집적 영상 현미경을 이용해 획득한 요소 영상은 광학적인 방법으로 재생이 가능하다[13]. 광학적 재생에 있어서는 요소 영상의 획득과정과 재생과정에서 서로 다른 렌즈 어레이를 이용하기 때문에 각각의 요소 영상에 대한 스케일링 과정이 필요

하다. 스케일링 과정을 통해 생성된 요소 영상의 재생을 통해 3차원 정보 획득 후 광학적 재생이 가능한 light field 현미경과의 차이점을 보여준다.

#### 4. 디지털 홀로그래피 3차원 현미경

홀로그램은 레이저 빛이 사물에 반사될 때 만들어지는 복잡한 간섭 패턴을 기록한다. 튀어나오는 빛이 이러한 패턴의 파를 재현 하면 관찰자는 원래의 사물을 3차원으로 인식하게 된다. 이와 같은 홀로그래피는 특히 생물학에서 그 유용성을 발휘한다. 대부분의 생물학적 시료들은 투명하기 때문에, 홀로그램을 통해 위상정보를 검출함으로써 관찰이 가능한 것이다. 2005년 스위스 로잔대학(University of Lausanne) 연구팀은 이러한 홀로그래피의 원리와 디지털 처리 기술을 이용하여 살아있는 세포의 투명한 3차원 영상을 만들 수 있는 디지털 홀로그래피 현미경을 개발했다. 최근 의학 산업과 생명과학 산업은 물론, 3차원 이미지 측정과 물성 측정에 있어서 관련 장비들의 발전과 위상 도출 및 정보 알고리즘의 향상은 눈부시다. 이에 첨단 의료영상기술 및 치료진단기술 등 다양한 분야의 원천기술이 융합되어 나오, 바이오 등과 함께 더욱 발전하면, 의료공학 분야의 핵심적인 차세대 기술로 성장할 수 있을 것이다.

홀로그래피가 처음 소개될 당시에는 사진 건판을 이용하여 홀로그램을 기록한 후, 화학적 처리과정을 거쳐 현상한 뒤 다시 빛을 투사함으로써 홀로그램 복원이 완성되었다. 디지털 홀로그래피 3차원 현미경은 해석 프로그램을 이용하여 CCD를 통해 기록된 홀로그램의 파면의 크기와 위상을 3차원적으로 재생할 수 있다[14].

디지털 홀로그래피 3차원 현미경의 장점 중 첫 번째, CCD와 컴퓨터를 이용하기 때문에 실시간적인 화상처리가 가능하다. 두 번째, 물체를 계측할 때 빛을 이용하기 때문에 무접촉 계측이며, 생체 세포 같은 대상을 관찰하기에 특히 유리하다. 세 번째, 수직 분해능은 거의 수 nm 대이고, 수평 분해능은 사용하는 대물렌즈에 따라 틀리지만, 대략 수백 nm로 고해상도 분해능을 가진다. 네 번째, 컴퓨터에 영구 저장이 되므로 언제든지 재생하여 분석할 수 있다. 다섯 번째, 조작이 간단하고, CCD 카메라의 연결선을 연장하면 원거리에서도 계측이 가능하다. 이러한 장점 외에도 디지털 홀로그래피 현미경은 수치적 방법에 의해 거리 d를 임의로 입력함으로써 측정 물체의 각각의 층에 초점을 맞추는 것을 가능하게 해준다. 게다가 그 이미지는 광학 렌즈의 불완전성에 의한 수차에 영향을 받지 않는다.

디지털 홀로그래피 현미경에서 홀로그램 데이터는 CCD로 입력되는 물체광(O)과 참조광(R)의 간섭에 의하여 주어진다. 그림 8과 같은 디지털 홀로그래피 현미경을 고려하면, CCD에 형성되는 2차원 홀로그램의 빛 세기는 식 (1)과 같다.

$$I_h(x, y) = |R|^2 + |O|^2 + R^*O + RO^* \quad (1)$$

일반적인 디지털 홀로그래피와는 달리 대물렌즈를 사용하는 디지털 홀로그래피 현미경의 물체 광은 식 (2)과 같이 표현된다.

$$O(\xi_i, \eta_i) = \iint \exp\left[\frac{i\pi}{\lambda D}(\xi_i^2 + \eta_i^2)\right] \delta(\xi_i - M\xi_o) \delta(\eta_i - \eta M_o) O_o(\xi_o, \eta_o) d\xi_o d\eta_o \quad (2)$$

식 (2)에서  $D = f \frac{c+d}{b}$  이고,  $f$ 는 초점거리이다.  $O_o(\xi_o, \eta_o)$ 는 대물렌즈(MO)에 입사하는 물체 광,  $M$ 은 확대배율이다. 식 (2)은 렌즈의 변환함수  $\exp\left[\frac{i\pi}{\lambda D}(\xi_i^2 + \eta_i^2)\right] \delta(\xi_i - M\xi_o) \delta(\eta_i - \eta M_o)$ 와 물체 광  $O_o(\xi_o, \eta_o)$ 의 컨볼루션(Convolution)이다. 그리고 식 (1)에서  $R$ 은 참조 광,  $O$ 는 물체 광을 나타내고  $R^*, O^*$ 는 참조 광과 물체 광의 공액복소수이다. 식 (1)의 첫째항은 참조 광만의 세기이고, 둘째 항은 물체 광만의 세기이며, 첫 번째 항과 두 번째 항의 세기를 합쳐서 영차 회절 광(DC 항)이라 한다. 셋째 항과 넷째 항은 각각 허상과 실상을 나타낸다.

일반적으로 디지털 홀로그래피에서 홀로그램을 기록하는 장치로 쓰이는 CCD의 사양은 픽셀 수  $N_x \times N_y$ , 픽셀

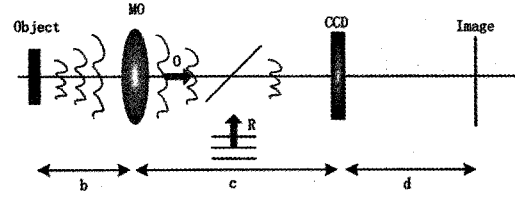


그림 8. 디지털 홀로그래피 현미경 개략도와 이미지 재생. b: 물체와 대물렌즈사이 거리, c: 렌즈와 CCD사이 거리, d: CCD와 이미지 plane 사이 거리.

크기  $\Delta x \times \Delta y$ 와 CCD의 센서 크기  $L_x \times L_y$ 로 주어진다. CCD의 임의의 픽셀에 저장되는 간섭세기  $I_H(k, l)$ 는 식 (3)과 같다.

$$I_H(k, l) = I_H(x, y) \text{rect}\left(\frac{x}{L_x}, \frac{y}{L_y}\right) \sum_{k=0}^N \sum_{l=0}^N \delta(x - k\Delta x, y - l\Delta y) \quad (3)$$

식 (3)은 참조 광과 물체 광에 의한 홀로그램 데이터가 CCD에 의하여 디지털화 되어 기록되는 것을 의미한다.

일반적인 홀로그램의 경우 기준 광을 홀로그램에 투사하는 것으로 3차원 영상이 재생된다. 수치 재생 파동은 참조 광과 홀로그래미세기를 이용하여 식 (4)과 같이 표현된다.

$$\psi = RI_H = R|R|^2 + R|O|^2 + |R|^2O + R^2O^* \quad (4)$$

식 (4)에서 프레넬-키르히호프 적분(Fresnel-Kirchhoff Integral)을 이용하면 홀로그램 재생 면에서의 파동분포는 식 (5)와 같다.

$$\begin{aligned} \psi(\xi, \eta) &= A \exp\left[\frac{i\pi}{\lambda d}(\xi^2 + \eta^2)\right] \\ &\times \iint I_H(x, y) \exp\left[\frac{i\pi}{\lambda d}(x^2 + y^2)\right] \exp\left[\frac{i2\pi}{\lambda d}(x\xi + y\eta)\right] dx dy \\ A &= \exp[i2\pi/\lambda] / (i\lambda d) \end{aligned} \quad (5)$$

여기서  $\lambda$ 는 파장이고  $A = \exp[i2\pi/\lambda] / (i\lambda d)$ 는 상수이다. 일반적으로 식 (5)를 계산하기 위하여 FFT(Fast Fourier Transform) 알고리즘을 이용한다. 수치 재생을 위한 식 (5)를 2차원 FFT로 변환하면,

$$\begin{aligned} \psi(m, n) &= A \exp\left[\frac{i\pi}{\lambda d}(m^2\xi^2 + n^2\eta^2)\right] \\ &\times FFTI_H(k, l) \exp\left[\frac{i\pi}{\lambda d}(k^2\Delta x^2 + l^2\Delta y^2)\right]_{m, n} \end{aligned} \quad (6)$$

와 같다. 여기서  $k, l, m, n$ 은 정수 ( $0 \leq k, l, m, n \leq N$ )이고,  $I_H(k, l)$ 은 CCD에 기록된 디지털 홀로그램이다. 식 (6)은 복소수이므로, 재생 영상은 식 (7)과 같이 얻어진다.

$$I(m, n) = \text{Re}[\psi(m, n)]^2 + \text{Im}[\psi(m, n)]^2 \quad (7)$$

### 3D 정보 획득을 위한 현미경 기술

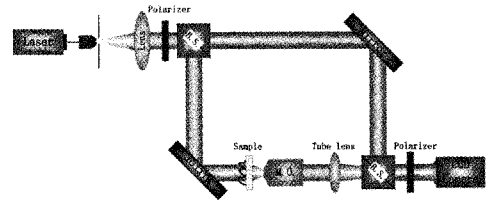
식 (7)은 진폭 대비 영상(Amplitude-Contrast Image)이고, 위상 대비 영상(Phase-Contrast Image)는 식 (8)로 표시할 수 있다.

$$\phi(m,n) = \arctan \frac{Im[\psi(m,n)]}{Re[\psi(m,n)]} \quad (8)$$

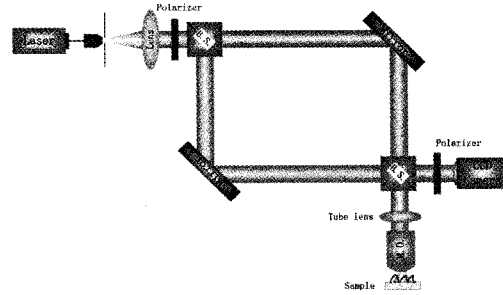
식 (8)과 식(9)을 이용하여 2차원, 3차원 영상을 구성할 수 있다.

홀로그래피 현미경의 경우 시료의 측정 방법에 따라 투과형 홀로그래피 현미경과 반사형 디지털 홀로그래피 현미경으로 구분된다. 투과형 디지털 홀로그래피 현미경은 시료 내부를 지나온 물체 광에 의하여 홀로그램이 형성되는 것이고, 반사형 디지털 홀로그래피 현미경은 시료 표면에서 반사되니 물체 광에 의하여 홀로그램이 형성되는 것이다. 투과형과 반사형은 같은 시료의 같은 위치를 같은 배율로 측정하더라도 근본적으로 다른 경로를 갖는다. 투과형의 경우 물체의 내부 굴절률에 따른 경로차가 발생하므로, 굴절률을 알지 못하는 경우 물체의 실제 크기를 측정할 수 없다. 반사형의 경우 시료의 실제 크기는 알 수 있으나, 굴절률은 알 수 없다. 즉 투과형과 반사형 두 경우 모두 시료의 실제 크기와 굴절률을 동시에 알 수 없다. 그림 9는 투과형과 반사형 디지털 홀로그래피 현미경의 개략도이다. 기본적인 구성은 모두 마흐젠더(Mach-Zender) 간섭계와 같다. 그림 9(a)는 투과형에서 물체 광이 시료 내부에서의 시료의 굴절률에 따라 속도가 바뀌게 되며, 공간적으로 같은 거리를 이동한 파의 위상이 시료의 두께에 따라 CCD(홀로그램) 면에서 차이가 발생한다. 이렇게 차이가 발생한 위상 값을 가진 물체광과 참조 광이 결합하여 간섭무늬가 형성된다. 그림 9(b)는 반사형에서 물체 광이 시료 표면에 반사되어 이동거리의 차가 발생되고, 참조 광과의 간섭에 의한 간섭무늬가 형성된다. 투과형에서는 굴절률에 의해 발생하는 위상차에 의한 홀로그램의 기록이고, 반사형에서는 경로차에 의해 발생하는 위상차에 의한 홀로그램의 기록이다.

레이저로부터 나온 빔이 핀 홀(pin-hole)과 대물렌즈(MO)로 구성된 빔 확산기(Beam Expander: BE)를 통과하면서 필터링 된 후 확산 방사된다. 이 빛이 다시 볼록 렌즈(L)를 통과하면서 평행 광으로 바뀌게 된다. 빔 분할기(Beam Splitter: BS)에서 두 갈래의 경로로 나뉘진다. 한 쪽은 참조파로서 CCD로 입사하고 한 쪽은 물체파로



(a) 투과형 홀로그래피 현미경



(b) 반사형 홀로그래피 현미경

그림 9. 홀로그래피 현미경 개략도

서 물체를 투과해 CCD로 유도된다. CCD앞의 BS에서 두 빔이 서로 간섭할 때, 최상의 대비 이미지를 얻기 위해서는 두 경로상의 빔의 세기를 1:1로 맞춰야 한다.

디지털 홀로그래피 3차원 현미경은 홀로그래피의 기록, 재생의 여러 가지 방법에 의해 많은 형태로 응용되고 있다. 푸리에 변환(Fourier Transform) 홀로그래피[15]를 이용한 생물, 의학용 현미경 (Biomedical Microscopy)뿐만 아니라 프레넬(Fresnel) 홀로그램 재생[16]을 위한 수치 재생방법을 이용한 위치 측정(Position Measurement), 내시경 검사(Endoscopy), 그리고 광간섭 단층 촬영(Optical Coherence Tomography) [17] 등에 다양하게 응용되고 있다.

## 5. 결론

3차원 영상 정보의 획득 기술은 종류가 다양한 만큼 각 기술의 특성을 잘 살릴 수 있는 형태의 연구가 진행되어 왔다. 특히 의료나 산업 분야에서 필요한 현미경에 이리한 3차원 정보 획득 기술이 적용된 연구들은 현재까지 끊임없는 연구가 진행되어오고 있다. 임상 실험이 가능한 저배율의 실제현미경에서부터 물체의 3차원 형태를 볼 수 있는 집적 영상 현미경, 그리고 홀로그램 기법을 이용

한 디지털 홀로그래피 현미경들은 이제 기초단계를 넘어 상용화단계에 들어서고 있다. 앞으로는 3차원 정보 획득 시 발생하는 문제점 특히 획득한 정보를 볼 때 생길 수 있는 디스플레이 문제나 수술 등에 필요한 환경이 개선 된다면 의료나 산업 분야 등에서 중추적인 역할을 할 것으로 판단된다.

## 참고문헌

- [1] C. Wheatstone, Philos. Trans. R. Soc. London B, 371-394 (1838).
- [2] G. Lippmann, C. R. Acad. Sci., 146, 446-451 (1908).
- [3] D. Gabor, Nature 161, 777-778 (1948).
- [4] Y. Lim, N. Kim, and K. Kwon, BIOINFO, 487-490, (2005).
- [5] Y. Lim, N. Kim, J. Yun and K. Kwon, CLEO-PR, 1211-1212, (2007).
- [6] J. Ilgenr, S. Biedron, M. Bovi, E. Fadeeva, and M. Westhofen, Proc. SD&A 7237-02, (2009).
- [7] N. Kim, Optics and Photonics Congress, DTuA6, (2008).
- [8] M. Levoy, R. Ng, A. Adams, M. Footer and M. Horowitz, Proc. SIGGRAPH, (2006).
- [9] M. Levoy and P. Hanrahan, Proc. SIGGRAPH, (2006).
- [10] Y. Lim, J. Park, N. Kim, and K. Kwon, Proc. SD&A 72371Q, (2009).
- [11] S. Hong, J. Jang, and B. Javidi, Opt. Express, 3, 483-491, (2004).
- [12] Y. Lim, J. Park, K. Kwon, and N. Kim, Opt. Express, 19253-19263, (2009).
- [13] Y. Lim, J. Park, K. Kwon, and N. Kim, 한국통신학회논문지 34권 11호, 1319-1327, (2009).
- [14] U. Schnars and W. Jueptner, ch. 3, Springer, (2005).
- [15] M. Gustafsson, M. Sebesta, B. Bengtsson, S. G. Pettersson, P. Egelberg, and T. Lenart, Opt. Lasers Eng. 41, 553-563 (2004).
- [16] E. Cucho, P. Marquet, and Ch. Depersinge, Appl. Opt. 38, 6994-7001 (1999).
- [17] J. Schmitt, IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron. 5, 1205-1215 (1999).

## 약 령



김 남

1981년 2월 : 연세대학교 전자공학과 졸업  
 1983년 2월 : 연세대학교 대학원 전자공학과 석사  
 1988년 8월 : 연세대학교 대학원 전자공학과 박사  
 1989년 2월~현재 : 충북대학교 전자정보대학 교수  
 1992년 8월~1993년 8월 : 미 Stanford 대학교 교환 교수  
 2001년 3월~2002년 2월 : 미 CalTech 방문연구원  
 2005년 4월~현재 : 충북 BIT 연구중심대학  
 육성사업단 사업단장



박재형

2000년 2월 : 서울대학교 전기공학부 졸업  
 2002년 2월 : 서울대학교 전기공학부 석사  
 2005년 8월 : 서울대학교 전기공학부 박사  
 2005년 9월~2007년 8월 : 삼성전자 책임연구원  
 2007년 10월~2009년 9월 : 충북대학교 전임강사  
 2009년 10월~현재 : 충북대학교 조교수



권기철

1996년 2월 : 상주대학교 전기전자공학과 졸업  
 2000년 2월 : 충남대학교 전자공학과 석사  
 2005년 2월 : 충북대학교 정보통신공학과 박사  
 2002년~2008년 : 프리젠테크 부설연구소 연구원  
 2008년~현재 : 충북대학교 연구교수



임영태

2005년 2월 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 졸업  
 2007년 2월 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 석사  
 2007년 3월~현재 : 충북대학교 전자정보대학  
 박사과정



박희환

2006년 8월 : 중국 연변대학교 전자정보공정 졸업  
 2009년 2월 : 충북대학교 전자정보대학 석사  
 2009년 2월~현재 : 충북대학교 전자정보대학  
 박사과정