Journal of the Korean Society for Nondestructive Testing, Vol. 34, No. 2: 190-195, 2014
ISSN 1225-7842 / eISSN 2287-402X

디지털 홀로그래피 단층 촬영

Digital Holographic Tomography

정현철(조선대학교, 학술제6분과 간사)
Hyunchul Jung (E-mail: hyunchul.jung@chosun.ac.kr)

1. 서 론

광학적 단층 촬영은 단면 데이터를 효율적으로 찾을 수 있고 대상체의 3차원 구조를 측정할 수 있다. 디지털 홀로그래피 단층 촬영(digital holographic tomography; DHT)은 디지털 홀로그래피와 단층 촬영을 결합한 일종의 광학적 단층 촬영이라 할 수 있다. 기본적인 개념은 위상 정보와 같은 대상체의 3차원 프로파일을 복원하고 컴퓨터 단층 촬영(computer tomography; CT)이나 광학적 가간섭 단층 촬영(optical coherence tomography; OCT)을 이용하여 대상체의 3차원 구조를 재구성하기 위해 디지털 홀로그래피 기술을 활용한다는 점이다. DHT는 비접촉 방식이고, 간단하면서도 안정적인 수집 시스템이며, 좋은 동적 성능을 보이는 등의 몇 가지 뛰어난 장점을 지니고 있다. 이 기술은 경사기능재료(functions gradient materials)와 같은 다층 굴절률을 갖는 불균질 재료(heterogeneous materials)의 검출 능력이 있다.

1969년, Wolf는 반투명 물체를 재구성하는데 홀로그래피 단층 촬영을 사용하였고[1], 이어서 홀로그램 저장(recording)과 3차원 복원(reconstruction) 알고리즘, 활용 등이 제시되었다. 고전적인 홀로그래피 단층 촬영은 주로 공기 유동, 온도 분포, 밀도 분포 등의 3차원 검사와 같은 동적인 물리량을 측정하였다[2]. 지난 수 년 동안 생체조직의 성분 검사, 굴절율의 3차원 복원, 몇 가지 물리량의 측정, 살아있는 세포의 영상화, 복원 오차 해석과 같은 디지털 홀로그래피 단층 촬영과 관련된 연구가 점차 활성화 되었다[3].

지금까지 CT, OCT 등은 폭넓게 사용되고 있는 반면 DHT는 상대적으로 많이 알려져 있지 않은 관계로, 본 지면을 통해서 DHT의 종류와 원리 및 그 응용[4]에 대해 소개하고자 한다.

2. 디지털 홀로그래피 단층 촬영의 종류

DHT의 홀로그램 저장 시스템은 결합된 기술에 따라 홀로그래피 스캐닝(holographic scanning) 방법과 가간섭 슬라이싱(coherent slicing) 방법의 두 종류로 구분할 수 있다.

홀로그래피 스캐닝 방법은 주로 투명한 재료의 기록에 집중하고 있다. 이 방법은 CT에서 사용되는 3차원 복원 알고리즘과 결합된 Mach-Zehnder 홀로그래피 간섭 시스템을 채택하고 있다.

홀로그램(hologram)을 저장할 때, 측정 대상은 0°부터 180°까지 회전되어야 한다[5]. 그림 1에 디지털 홀로그래피 현미경(digital holographic microscopy)을 기반으로 한 DHT 시스템의 개략도를 나타냈다. 실험을 하는 동안, 측정 대상은 투명함에 고정되어 회전되고, 홀로그램은 매 2° 마다 총 90장의 홀로그램이 저장된다. 90장의 홀로그램은 각각 수치 처리를 통하여 복원된다. 최종적으로, CT에 사용되는 필터 처리된 역투영(back-projection) 알고리즘에 의해 측정된 대상의 3차원 굴절율 분포가 얻어진다.

가간섭 슬라이싱 방법은 반투명 또는 반사형 대상을 저장하기 위해 주로 사용된다. 이 방법은 Michelson 간섭 시스템과 낮은 가간섭성 광원과 결합된 OCT 이론에 기반을 두고 있다. 디지털 홀로그램은 공초점 주사 방식(confocal scanning method)에 의해 층별로 획득된다. 그림 2에 디지털 홀로그래피 현미경을 이용한 OCT에 사용되는 광학 시스템을 나타냈다[6].

ⓒ 2014, Korean Society for Nondestructive Testing

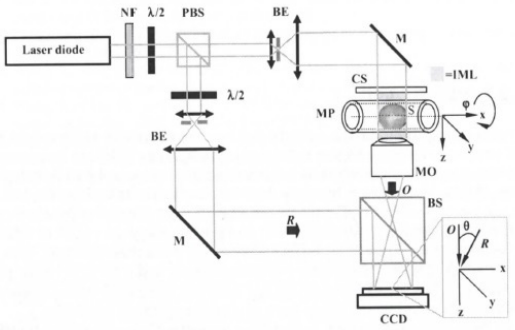

그림 1 전송 이미징을 위한 홀로그래피 현미경(NF: neutral density filter, PBS: polarizing beam splitter, BE: beam expander, $\lambda/2$: half wave plate, MO: microscope objective, M: mirror, BS: beam splitter, O: object wave, R: reference wave, MP: micropipette, S: specimen, IML: index matching liquid)

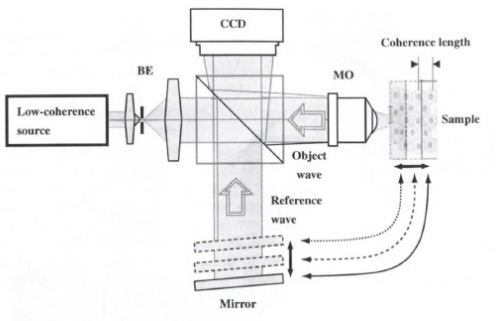

그림 2 OCT에 사용되는 광학 시스템(BE: beam expander, MO: microscope objective)

DHT의 3차원 복원 알고리즘도 변환형 알고리즘(컨볼루션 알고리즘)과 급수 전개형 알고리즘(대수적 복원 알고리즘)의 두 가지 형태로 구분된다. 변환형 알고리즘은 완전한 투영 데이터(projection data)를 이용한 3차원 복원에 적합하며, 이 알고리즘은 180° 범위에서 물체를 스캔해야 한다. 급수 전개형 알고리즘은 투영 데이터가 부족한 경우의 3차원 복원에 적합하다.

3. 디지털 홀로그래피 단층 촬영의 원리

DHT는 디지털 홀로그래피와 CT 복원 기술을 통합한 기술이다. DHT는 여러 장의 디지털 홀로그램을 저장하기 위해 디지털 홀로그래피 저장 시스템을 사용하고 물체를 통과한 파면(wavefront)의 투영 데이터가 포함되어 있는 위상도(phase map)를 얻기 위해 홀로그램을 복원한다. 내부 굴절율의 변화는 파면에 대한 위상도의 변화를 일으키며, 서로 다른 투영 뷰(view)로부터 얻은 위상도들은 CT 복원을 위한 투영 데이터로써 사용된다. 내부 구조나 다층 굴절율과 연관된 파라미터들은 적합한 CT 복원 알고리즘에 의해 얻어진다.

3.1. 디지털 홀로그래피의 원리

디지털 홀로그래피의 원리는 광학 간섭식 저장(optical interferential recording)과 수치 회절 복원(numerical diffraction reconstruction)에 의해 설명된다. 1) 회절된 물체파(object wave)와 참조파(reference wave)의 간섭 줄무늬(interference fringe)는 홀로그램 면(plane) 상의 CCD 카메라를 통해 수집된다. 즉, 물체의 파면 데이터는 디지털 홀로그램에 기록된다. 2) 원래 물체의 파면은 이 디지털 홀로그램으로부터 수치적으로 복원된다[7].

3.2. 컴퓨터 단층 촬영(CT)의 복원 원리

CT의 복원은 투영 뷰의 원리에 기반을 둔다. 다른 방향에서의 투영을 통해 물체의 원래 이미지를 복원할 수 있다. 그림 3에 CT 작동 원리의 개략도를 나타냈다.

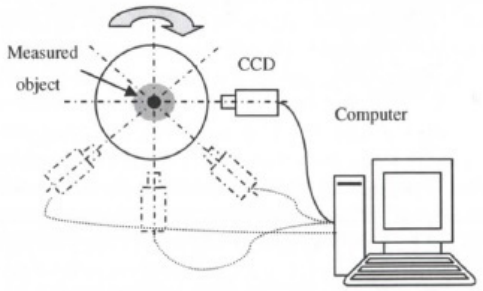

그림 3 CT 작동 원리의 개략도

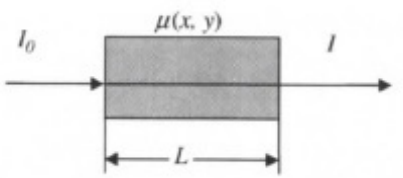

그림 4 감쇠계수 μ, 길이 L인 물체를 지나는 광

광이 물체를 지나갈 때, 광전효과와 Compton 효과, 굴절효과로 인해, 물체에 의해 흡수되는 광의 방사나 산란이 야해진다.

감쇠(attenuation)는 Beer의 법칙을 따른다. 입사 강도 I_O를 갖는 광이 감쇠계수 μ, 길이 L인 물체를 지날 때, 물체를 통과해서 나온 광의 입사 강도는 I이다. Beer의 법칙에 의해, I_O, I, $\mu(x,y)$ 사이의 관계는

$$I = I_O \exp\left[-\int \mu(x,y)dxdy\right] \tag{1}$$

$$\int_L \mu(x,y)dxdy = Ln\frac{I_O}{I} \tag{2}$$

극좌표 형태로 식(2)를 표현하면

$$\int_L \mu(x,y)dxdy = Ln\frac{I_O}{I} = p(\rho,\theta) \tag{3}$$

여기서, θ는 투영각, ρ는 밀도, p는 광 경로이다.

투영각과 광 경로의 변화에 의해, 다른 방향에서의 투영값($\widetilde{O_n}$)을 얻을 수 있다. 이들로부터 투영값에 의한 감쇠계수가 계산될 수 있고, 이것은 투영 이미지를 이용하여 원래 이미지를 복원하는 과정이다.

순수한 위상 물체의 데이터를 기록하기 위해 홀로그래피 방법을 사용할 때, 광 경로 길이는 물체의 다른 굴절율에 따라 식(4)와 같이 변화하게 된다.

$$\phi = \phi_0 + \int_L d(x,y)dl \tag{4}$$

여기서, ϕ_0는 초기 위상, ϕ는 물체를 지난 후의 광의 위상이다.

따라서, 디지털 홀로그래피에 의한 위상이 구해지면, 굴절율 분포나 획득 이미지 또는 관련 물체의 구조는 반투영(anti-projection)을 통해 복원될 수 있다.

4. CT 복원 알고리즘

CT 복원의 수학적 원리는 라돈(Radon) 변환에 기반을 두고 있다. 물리량의 2차원 또는 3차원 분포 함수는 명확한 경계 내에서 모든 라인의 합에 의해 정의된다. 2차원 또는 3차원 물체는 투영의 갯수에 의해 표시될 수 있다. 이와 같은 원리의 중요한 점은 2차원 분포 함수의 모든 라인의 합이 주어지면, 2차원 분포 함수를 구할 수 있다는 것이다.

CT 복원 알고리즘은 변환 알고리즘(transform algorithm)과 반복 알고리즘(iteration algorithm)의 두 가지 방법으로 요약될 수 있다.

4.1. 변환 알고리즘

변환 알고리즘[8]은 Radon 변환에 기반을 두고 있으며, 현재까지 사용되고 있는 대부분의 복원 알고리즘이 이 방법이다. 기본 개념은 1) 저장 시스템에 의한 다른 방향에서 투영 이미지들 획득하고, 모든 방향에서 얇은 조각(slice)을 얻기 위해 투영 이미지에 대해 1차원 Fourier 변환을 실시한다. 모든 조각을 합하면 원점을 지나는 2차원 Fourier 변환 이미지를 얻을 수 있다. 최종 복원 이미지는 Fourier 역변환을 통해 얻을 수 있다. 예로써, 극좌표계에서 필터링 역투영 알고리즘을 이용하면, 복원된 이미지의 2차원 Fourier 역변환은 식(5)와 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} f(x,y) &= \int_0^{2\pi}\int_0^{\infty} F(\rho,\theta)e^{2\pi j(x\cos\theta + y\sin\theta)}\rho d\rho d\theta \\ &= \int_0^{\pi}\int_0^{\infty} F(\rho,\theta)e^{2\pi j(x\cos\theta + y\sin\theta)}|\rho| d\rho d\theta \end{aligned} \tag{5}$$

CT 장비에서 폭넓게 사용되고 있는 변환 알고리즘의 기본 특징은 간단한 수학적 원리를 이용하고, 복원의 높은 효율, 완전한 투영 데이터를 이용한 좋은 복원 결과를 얻을 수 있다는 점이다. 그러나 고유한 특징으로 인하여, 특정한 단면을 복원하기 전에 180° 각도로 물체를 스캔하여 완전한 투영 데이터를 확보할 필요가 있다. 그렇지 않으면, 복원 결과는 제한된 투영각이나 완전하지 못한 희박한(sparse) 투영 데이터로 인해 뚜렷하게 나빠지게 된다. 그러나 실험 환경이나 시간, 경제적 한계로 인해 실제 적용에 있어서 완전한 투영 데이터를 얻기는 어렵다.

4.2. 반복 알고리즘

반복 알고리즘은 큰 희박행렬(sparse matrices)의 선형연립방정식을 풀기 위해, 1937년 Kaczmarz에

의해 제안되었다. 먼저, 복원될 단면을 하나의 미지행렬(unknown matrix)로써 가정하고, 거기에 초기 값을 적용하여 투영 광의 방향에 대한 일련의 미지의 행렬 대수식을 설정한다. 이후, 실제 투영값을 이용하여 대수식을 통해 계산된 투영값을 비교하고, 미지 행렬을 수정하는 과정을 3회 반복하여, 고정값으로 수렴할 때까지 반복한다. 최종적으로 복원될 이미지를 획득한다.

대표적인 반복 알고리즘은 대수 복원 기술(algebra reconstruction technique; ART)이다[9]. 복원된 이미지는 이산값이므로, 일련의 초기값은 그림 5에 나타낸 바와 같이 기본 함수의 선형 조합을 통해서 함수 $f(x,y)$의 값을 근사한다. 이미지를 복원하기 위해, 원래의 이미지는 1차원 배열 $[f_1,f_2,...,f_N]$, $(N=n\times n)$처럼 불연속적으로 변환된다.

이미지 투영 과정은 식(6)과 같이 표현할 수 있다.

$$\sum_{j=1}^{N} w_{ij} f_j = p_i \tag{6}$$

여기서, p_i는 $i=1,2,...,M$ 일 때의 광 i의 투영값, w_{ij}는 광 i의 선적분(line integral)에 대한 픽셀 j의 기여를 나타내는 중첩 인자, M은 전체 투영의 수, f_j는 요구되는 블록 j의 픽셀이다.

이 문제를 해결하기 위해, ART는 선형대수로부터 연속적인 과완화(successive over-relaxation)를 채택한다. 이 과정은 식(7)과 같이 표현할 수 있다.

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \lambda \frac{p_i - \sum_{j=1}^{N} w_{ij} f_j^{(k)}}{\sum_{j=1}^{J} w_{ij}^2} w_{ij} \tag{6}$$

여기서, k는 반복횟수, λ는 완화 인자이며, 일반적으로 0 ~ 2 사이의 값이다.

따라서, 실험을 통해서 각 방향의 투영값 p_i와 초기값 f_j^0을 구할 수 있고, 복원되어야 할 함수 $f(x,y)$의 근사를 현실화할 수 있다. ART에서, 시작 단계에서 대수적 반복 근사에 의해 식의 해를 구하기 위해 이미지 복원을 전달하게 된다. 또한, 각각의 미지의 파라미터에 대해서 식의 해를 구하기 위해, 오직 3개의 식만이 원리적인 면

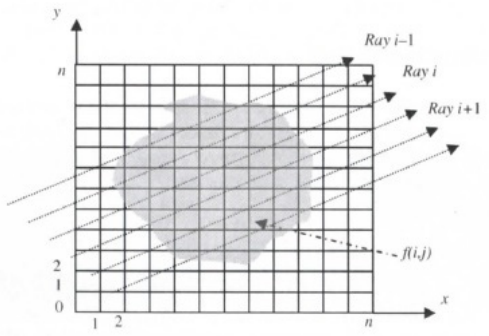

그림 5 ART의 복원 모드

에서 수렴 한계(convergence limit)를 근사하게 된다. 최대 3개의 식으로 구성된 시스템의 해를 구하기 위해, 원리적인 면에서 미지수를 위한 수렴 한계에 대한 반복 근사(iterative approximation)가 가능하다.

5. DHT의 응용

기존의 홀로그래피 CT는 주로 온도장의 3차원 측정과 같은 가스 상태 검사에 활용된다. DHT는 생체조직의 내부 주고 검출과 기능성 재료의 굴절율과 같은 생물학적 형태학에 종종 활용된다. 본 강좌에서는 표면이 다른 물체로 덮여있는 복합물체 표면[6]과 광섬유 나선 코어[10]의 단층 촬영에 대한 활용 사례를 살펴보고자 한다.

5.1. 복합물체 표면 단층 촬영

그림 6은 양파 조직 층에 덮여있는 USAF 시험 타겟으로 구성된 복합물체의 단층 촬영 이미지를 보여주고 있다. 짧은 가간섭성을 이용한 디지털 홀로그래피 현미경을 이용한 OCT를 구성하는데 사용된 광학 시스템에 의해 홀로그램이 저장된다. 이들 이미지는 양파 조직의 표면 수준과 USAF 시험 타겟 수준에서 가간섭 게이트(coherence gates)에 잡힌 홀로그램의 복원에 의해서 획득된 것들이다. 그림 6(a)는 복합물체의 구성 상태를 보여주고 있고, 그림 6(b)는 표면에서 가간섭 게이트에 잡힌 홀로그램으로부터의 표면 이미지를 보여주고 있으며, 그림 6.(c)는 USAF 시험 타겟 수준에서, 표면 아래 150 μm 영역을 저장한 홀로그램으로부터의 표면 이미지를 보여주고 있다.

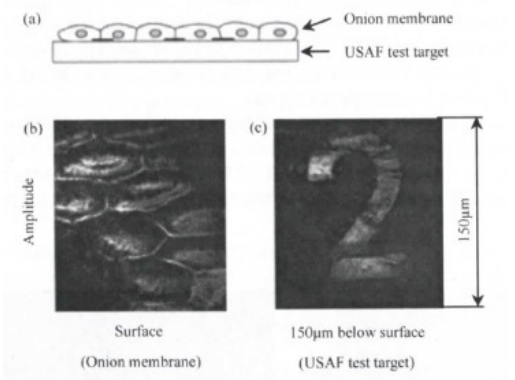

그림 6 양파 조직 층에 덮여져있는 USAF 타겟으로 구성된 복합물체 표면의 단층 촬영 이미지. (a) 복합물체의 구성 상태, (b) 표면에서 가간섭 게이트에 잡힌 홀로그램으로부터의 표면 이미지, (c) USAF 시험 타겟 수준에서, 표면 아래 150 μm 영역을 저장한 홀로그램으로부터의 표면 이미지

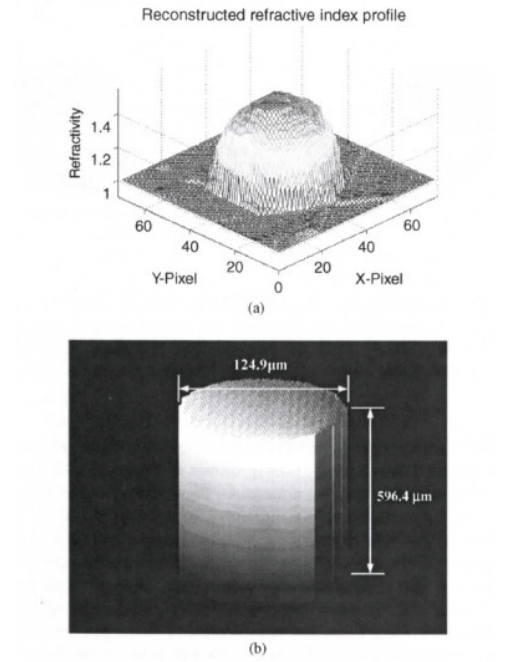

그림 7 3개의 투영을 사용한 광섬유나선 코어의 DHT 복원 결과. (a) 광섬유 단면의 3차원 굴절율 분포, (b) 100장의 조각의 중첩에 의한 광섬유의 3차원 구조 이미지

5.2. 광섬유 코어 단층 촬영

2010년 중국 상하이대학교에서는 몇 개의 투영만을 이용한 DHT를 개발하였다. 이 연구는 축대칭 물체(axisymmetric object)에 대하여 몇 개의 투영(3~4개의 투영)을 기반으로 한 굴절율과 3차원 구조 복원에 관한 것이다.

그림 7은 단일 홀로그램에 의해 획득된 광섬유 나선(bare fiber)의 단면에 대한 DHT 복원 결과이다. 그림 7(a)는 광섬유 단면의 3차원 굴절율 분포를 보여주고 있으며, 굴절율 분포는 1부터 1.5까지 점차적으로 변화한다. 그림 7(b)는 100장의 조각의 중첩에 의한 광섬유 나선의 3차원 복원 결과이며, 복원된 광섬유의 단면부 직경은 122.12 μm(실제 직경은 125 μm)이다. 복원 과정 동안, 한 장의 홀로그램이 디지털 형태로 저장되고 수치적으로 복원된다. 광섬유의 축대칭 특성에 따라서, 이 복원된 위상 투영은 60° 간격으로 3방향의 투영으로 연장된다.

6. 맺음말

본 강좌에서는 디지털 홀로그래피와 단층 촬영이 결합된 DHT의 종류와 원리, 그리고 그 응용에 대하여 소개하였다. DHT는 비접촉 방식이고 간단한 시스템이므로 활용성이 좋은 기술이며, 다층 굴절율을 갖는 재료에 대해서 적용이 가능하다는 장점이 있다. 첨단 부품의 경우 다양한 재료에 의한 코팅이 적용되고 있으며, 이들은 반투명 형태의 복합구조물을 이루는 경우가 있으므로, 이들에 대하여 적용할 수 있는 기술이라 할 수 있다. 아무쪼록 본 강좌가 디지털 홀로그래피 단층 촬영(DHT)을 이해하는데 도움이 될 수 있기를 바란다.

참고문헌

[1] U. Schnars and W. P. O. Jüptner, "Digital recording and numerical reconstruction of holograms," *Meas. Sci. Technol.*, Vol. 13, pp. 85-101 (2002)

[2] L. H. Lira and C. M. Vest, "Refraction correction in holographic interferometry and tomography of transparent objects," *Appl. Optics*, Vol. 26, No. 18, pp. 3919-3928 (1987)

[3] S. S. Kou and C. J. R. Sheppard, "Image formation in holographic tomography," *Opt. Lett.*, Vol. 33, No. 20, pp. 2362-2364 (2008)

[4] A. Asundi, “Digital Holography for MEMS

and Microsystem Metrology," Wiley (2011)

[5] F. Charrière, N. Pavillon, T. Colomb, C. Depeursinge, T. J. Heger, E. A. D. Mitchell, P. Marquet and B. Rappaz, "Living specimen tomography by digital holographic microscopy: morphometry of testate amoeba," *Opt. Express*, Vol. 14, No. 16, pp. 7005-7013 (2006)

[6] P. Massatsch, F. Charrière, E. Cuche, P. Marquet and C. D. Depeursinge, "Time-domain optical coherence tomography with digital holographic microscopy," *Appl. Optics*, Vol. 44, No. 10, pp. 1806-1812 (2005)

[7] K.-S. Kim, "Principle of digital holography," *JKSNT*, Vol. 33, No. 5, pp. 472-478 (2013)

[8] A. M. Cormack, "Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications," *J. Appl. Phy.*, Vol. 34, pp. 2722-2727 (1963)

[9] B. J. Bilski, A. Jozwicka and M. Kujawinska, "3-D phase microobject studies by means of digital holographic tomography supported by algebraic reconstruction technique," *Proc. of SPIE*, Vol. 6672, pp. 66720A1-66720A7 (2007)

[10] Z. Wenjing, X. Qiangsheng and Y. Yingjie, "Study on 3-D refractive index reconstruction based on digital holographic tomography by few projected data," *Acta Phys. Sin.*, Vol. 5, No. 12, pp. 8499-8511 (2010)