산란 매질을 이용한 광학 이미징

DOI: 10.3938/PhiT.23.003

윤창형·최영운·김문석·최원준·최원식

Optical Imaging Using a Scattering Lens

Changhyeong YOON, Youngwoon CHOI, Moonseok KIM, Wonjun CHOI and Wonshik CHOI

“Turbidity” caused by multiple light scattering distorts the propagation of waves and, thus, undermines optical imaging. For example, translucent biological tissues exhibiting optical turbidity have posed limitations on the imaging depth and energy transmission. Here, we introduce a novel method called turbid lens imaging (TLI) that records the transmission

matrix of a scattering medium and characterizes the input-output response of the medium. The knowledge of this transmission matrix allows us to find an incident wave from the distorted transmitted wave. Therefore, the transmission matrix converts the highly complex medium into useful imaging optics. We demonstrate that the image distortion caused by a scattering medium can be eliminated by using a transmission matrix and that a clean object image can be retrieved as a result. We extend TLI to imaging through a multimode optical fiber, which is also a scattering medium, and demonstrate endoscopic imaging by using a single multimode optical fiber itself as a lens. Our method of using multiple light scattering will lay the foundation for advancing optical bio-imaging methods.

서론

광학 이미징은 높은 해상도를 가지고 있고, 객체의 다양한 분자 특성을 시각화할 수 있으며, 생체에 거의 무해하기 때문에 생명현상을 연구하는 데 있어서 매우 중요한 역할을 해 왔다. 하지만 X-ray나 컴퓨터 단층촬영(CT)과는 달리 피부 속 깊은 곳까지 이미징할 수 없다는 점 때문에 그 응용성이 크게 제한되어 왔다. 광학적 이미징이 가능한 깊이가 신체의 표면에 국한되는 이유는 빛이 피부 표피와 같은 매우 복잡하고 불균질한 매질을 지나면서 여러 번에 걸쳐 산란이 되기 때문이다. 이러한 다중산란 때문에 우리 눈에는 내부에 있는 객체의 정보가 사라진 것처럼 보인다. 최근에 이런 불균질 매질 반대편에 있는 물체를 광학적으로 이미징하려는 연구가 활발히 진행되고 있다. 예를 들면 Mosk 그룹은 불균질 매질에 입사하는 파면을 조절하여 매질 반대편의 한 점에서 보강간섭을 일으키고(point optimization), 이렇게 생성된 보강간섭 점을 기억 효과(memory effect)에 의해 스캔함으로써 물체의 이미지 정보를

저자약력

윤창형 연구원은 고려대학교 물리학과에서 2010년과 2012년에 학사 및 석사 학위를 받았고, 현재 바이오 이미징 연구실에서 고해상도 현미경 및 내시경 개발 연구를 주제로 박사학위 연구를 진행 중이다.

최영운 박사는 서울대학교 물리학과에서 2001년, 2003년, 2009년에 학사, 석사 및 박사 학위를 받았고, 2009년부터 2011년 사이에 고려대학교 물리학과에서 박사후 연구원으로 있었으며 2012년부터는 미국 MIT의 G. R. Harrison Spectroscopy Laboratory에서 박사후 연구원으로 재직 중이다.

김문석 박사는 서울대학교 물리학과에서 2003년, 2005년, 2010년에 학사, 석사 및 박사학위를 받았으며, 2010년부터 고려대학교 물리학과에서 박사후 연구원으로 재직 중이다. 2014년부터는 미국 보스턴의 Massachusetts General Hospital에서 박사후 연구원으로 재직할 예정이다.

최원준 박사는 고려대학교 물리학과에서 2005년 및 2012년에 학사 및 박사 학위를 받았고, 동 대학에서 현재까지 박사후 연구원으로 재직 중에 있다.

최원식 교수는 서울대학교 물리학과에서 1997년, 1999년 및 2004년에 학사, 석사 및 박사학위를 받았고, 2006년부터 2009년까지 MIT G. R. Harrison Spectroscopy Laboratory에서 박사후 연구원으로 재직했으며, 2009년 가을부터 고려대학교 물리학과 조교수로 재직하였고, 현재는 부교수로 재직 중이다. Biomedical Optics Express 저널의 Editor, Journal of Optical Society of Korea의 편집간사로 활동 중이다. 현재까지 Nature Photonics 1편, Nature Methods 1편, Physical Review Letters 6편, PNAS 3편 등 총 50여 편의 논문을 발표하였다.

(wonshik@korea.ac.kr)

었는데 성공하였다.^[1-3] 또 Fink 그룹은 불균질 매질의 광학적 입출력 관계를 행렬 형태로 측정하고 이를 이용하여 불균질 매질의 뒤편에 위치한 물체의 정보를 찾아내기도 하였다.^[4] 다중산란 효과에 의해 발생하는 또 다른 문제점은 신체 조직 내부로 빛이 전파되는 것을 방해하여 빛의 진행 거리가 깊어질수록 도달하는 빛의 에너지가 급격히 줄어든다는 것이다. 이 때문에 in vivo 바이오 센싱의 감도가 제한되고, 광 역학 치료와 같이 빛을 이용한 치료 방법의 효율이 감소하게 된다.

본 글에서는 이와 같은 불균질 매질에 의해 발생하는 문제점들을 극복하고 더 나아가 불균질 매질을 이용하여 광학 이미징의 품질을 향상시키는 방법에 대해 소개한다. 불균질 매질의 투과행렬을 측정하고 이로부터 불균질 매질의 광학적 입출력 특성을 정량화하면, 이 매질을 보통의 광학 렌즈와 유사한 산란 렌즈로 사용할 수 있다. 산란 렌즈는 그 독특한 다중산란 특성으로 인하여 오히려 분해능과 같은 광학 이미징의 품질을 향상시키게 된다. 또 이 방법을 발전시켜 다중모드 광섬유 한 가닥으로 렌즈 없이 작동하는 내시경을 만들 수 있다. 일반적으로 다중모드 광섬유는 고유모드 분산 특성으로 인해 이미지 전달에 적합하지 않지만, 다중산란을 정량화하는 방법으로 일반적인 내시경과 같이 반사 형태로 작동하여 물체의 이미지를 획득할 수 있다. 마지막으로 불균질 매질의 고유 모드를 찾아내어 매질 속 깊은 곳까지 효율적으로 빛에너지를 보낼 수 있는 방법에 대해 알아본다. 측정한 투과행렬을 분석하면 불균질 매질의 고유 에너지 모드들을 찾아낼 수 있고 이중 가장 높은 에너지 전달 능력을 갖는 모드를 구현하면 불균질 매질의 건너편으로 훨씬 더 많은 빛 에너지를 전달할 수 있다.

복잡매질 렌즈(Turbid Lens Imaging)

복잡한 매질을 통과하는 물체의 이미지는 매질 내부에서 다중산란으로 인해 파면이 망가지게 되는데 이는 얼핏 생각하면 정보를 잃어버린다고 생각할 수 있다. 그렇지만 렌즈의 전달행렬처럼 복잡 매질의 투과특성을 정량화하면, 이를 이용하여 산란된 빛으로부터 물체의 원래 정보를 되찾을 수도 있다. 복잡 매질의 투과특성을 행렬형태로 측정하는 것을 투과행렬(transmission matrix)이라고 부른다. 이것을 이용하여 매질 반대편에 있는 물체의 이미지를 어떻게 복원할 수 있는지 알아보자.

그림 1과 같이 물체가 놓여있고 평면파가 z축을 따라 진행할 때 파면은 물체를 지나가면서 물체에 대한 정보를 가지는 파면으로 바뀐다. 물체면(OP)에서 이 파는 여러 각도로 진행하는 평면파들의 선형합으로 생각할 수 있다. OP에서 물체 이미

Fig. 1. Object wave propagation through a turbid medium. $E_{OP}(\xi, \eta)$ is an object wave which is composed of multiple plane waves and $E_{IP}(x, y)$ is a distorted image due to the turbid medium. OP: object plane and IP: image plane.

지에 대한 복소 전기장은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{OP}(\xi, \eta) = \sum_{k_\xi, k_\eta} A(k_\xi, k_\eta) e^{i(k_\xi \xi + k_\eta \eta)} \quad (1)$$

여기서 $A(k_\xi, k_\eta)$ 는 각각의 평면파의 복소 계수이며 (k_ξ, k_η) 는 (ξ, η) 를 향하는 파 벡터이다. $A(k_\xi, k_\eta)$ 의 집합은 물체의 각도 스펙트럼으로 불린다. 전기장 E_{OP} 가 복잡 매질의 첫 번째 단면으로 입사하여 매질내부를 진행한 후 반대편으로 나온다. 복잡매질을 지나갈 때 물체이미지를 구성하는 각각의 평면파들은 각자 독립적으로 다른 왜곡을 겪게 된다. 그러나 매질을 지나면서 모든 파들이 공간적으로 망가지게 되더라도 그들의 중첩관계인 $A(k_\xi, k_\eta)$ 들은 선형관계에 의해 바뀌지 않는다. 즉 이미징면(IP)에서 측정된 물체의 왜곡된 이미지 E_{IP} 는, OP에서의 계수 $A(k_\xi, k_\eta)$ 를 가지고 왜곡된 평면파들의 합으로 구성되어 있음을 의미한다. 우리가 평면파를 $e^{i(k_\xi \xi + k_\eta \eta)}$ 로 표현하고 매질을 지나면서 각자 독립적으로 왜곡된 평면파들을 E_{tr} 이라고 하면 망가진 물체의 이미지 E_{IP} 는 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$E_{IP}(x, y) = \sum_{k_\xi, k_\eta} A(k_\xi, k_\eta) E_{tr}(x, y; k_\xi, k_\eta) \quad (2)$$

왜곡된 평면파들의 집합은 입사파와 출력파 사이의 관계를 나

REFERENCES

- [1] I. M. Vellekoop, A. Lagendijk and A. P. Mosk, Nature Photonics **4**, 320 (2010).
- [2] I. M. Vellekoop *et al.*, Opt. Lett. **35**, 1245 (2010).
- [3] E. G. van Putten, D. Akbulut, J. Bertolotti, W. L. Vos, A. Lagendijk and A. P. Mosk, Phys. Rev. Lett. **106**, 193905-1 (2011).
- [4] S. M. Popoff, G. Lerosey, R. Carminati, M. Fink, A. C. Boccard and S. Gigan, Phys. Rev. Lett. **104**, 100601-1 (2010).

Fig. 2. Live cell imaging under a rat skin tissue of 450 μm thickness. (a) A quantitative phase image of a microglia cell extracted from a rat brain. (b) A distorted cell image taken under the skin tissue. (c) Reconstructed image from (b) by TLI. (d) A quantitative phase image of red blood cells. (e) Distorted image of the red blood cells by the skin tissue. (f) Reconstructed cell image. Color bar: phase in radians.

타내는 투과행렬의 구성요소이다^[5-7] 실험적으로는 물체가 없는 상태에서 불균질 매질에 각도별로 입사하는 평면파의 투과 패턴을 기록함으로써 투과행렬을 얻을 수 있다.

E_{IP} 로부터 원래의 물체의 이미지 E_{OP} 를 얻기 위해 우리가 필요한 것은 E_{IP} 를 이루는 각도 스펙트럼 $A(k_\xi, k_\eta)$ 에 대해 알기만 하면 된다. 이것은 투과행렬의 각도별 구성요소인 E_{tr} 을 E_{IP} 에 내적을 취함으로써 얻을 수 있다. 내적계산은 다음과 같이 진행된다.

$$\begin{aligned}
 & \langle E_{tr}^*(x, y; k_\xi, k_\eta) E_{IP}(x, y) \rangle_{x, y} \\
 &= \left\langle \sum_{k'_\xi, k'_\eta} E_{tr}^*(x, y; k_\xi, k_\eta) A(k'_\xi, k'_\eta) E_{tr}(x, y; k'_\xi, k'_\eta) \right\rangle_{x, y} \\
 &= \sum_{k'_\xi, k'_\eta} A(k'_\xi, k'_\eta) \delta(k'_\xi - k_\xi, k'_\eta - k_\eta) \\
 &= A(k_\xi, k_\eta)
 \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 E^* 는 투과행렬 요소의 복소 conjugate를 의미하며 $\langle \rangle$ 는 전체 이미지에서 공간평균을 의미한다. 여기서 투과행렬의 성분이 각각 직교한다고 가정하였다. 투과행렬 성분에 모두 내적을 취한다면 물체의 이미지에 들어있는 각도 스펙트럼을 투과행렬의 각도 측정범위 안에서 알 수 있게 된다. 이런 식으로 각도 스펙트럼을 얻으면 OP에서의 원래 물체 이미지를 식 (1)을 이용하여 복원해 낼 수 있다. 이를 Turbid Lens imaging이라고 한다.^[5]

그림 2는 실험적으로 구현한 TLI의 결과이다. 샘플로는 배양액 안에 있는 microglia 세포를 사용하였고(그림 2(a)) 불균질 매질로는 쥐의 배 부분에서 적출한 약 0.45 mm의 두께를 가지는 피부조직을 사용하였다. 세포 샘플을 피부 조직의 뒤면에

두고 그 이미지를 측정하면 심한 다중산란에 의해 그림 2(b)와 같이 원래의 형태를 전혀 알아볼 수 없다. TLI 방법을 적용하기 위해 20,000장의 이미지를 사용하여 피부조직의 투과행렬을 기록하였다. 이 과정은 고속 카메라를 이용하여 약 40초 동안 이루어진다. 이 시간은 피부조직이 변화하는 시간 스케일(보통 수 분)보다 훨씬 짧기 때문에 불균질 매질의 변화로부터 발생하는 에러는 매우 적다. 앞서 기술한 TLI의 방법을 사용하여 피부조직을 투과하면서 망가진 세포의 이미지로부터 그림 2(c)와 같이 정량적인 위상 이미지를 성공적으로 복원해낼 수 있었다. 그림 2(d)는 적혈구의 위상 이미지이며 피부조직 밑에서는 그림 2(e)와 같이 이미지가 모두 망가지지만 TLI를 적용하면 그림 2(f)와 같은 원래의 이미지를 획득할 수 있다.

복잡매질 렌즈를 이용한 회절한계 극복

이미징 시스템이 얼마나 작은 물체까지 구별해 낼 수 있는가를 의미하는 분해능을 결정하는 주요 요인 중 하나는 시스템의 개구수(Numerical Aperture)이다. 개구수가 클수록 물체에서 큰 각도로 산란되는 빛을 측정할 수 있기 때문에 개구수를 늘리는 것은 고분해능 이미징에서 중요한 문제다. 최근에 네덜란드의 Mosk 그룹에서는 불균일 매질의 산란특성을 이용하여 매질 반대편에 렌즈가 제공하는 회절한계보다 더 작은 광점을 집속할 수 있음을 보인 바 있다.^[1] 이 연구는 불균질 산란 매질을 사용하여 이미징 시스템의 회절한계를 극복할 수 있는 가능성을 보였다는 점에 그 의의가 있다. 또 후속 연구를 통해 집속된 광점을 스캔하는 방법으로 이미지 관점에서 회절한계를 극복할 수 있음도 보였다.^[2,3] 그러나 광점을 집속하는 과정이 되먹임 방법을 기반으로 하기 때문에 매우 느리고 기억효과를 이용한 스캔 영역도 매우 제한적이어서 기술적으로 여러 한계를 지니고 있다. 그에 반해 TLI 방법은 고속으로 불균질 매질의 투과행렬을 기록하여 이미지를 복원하는 방법을 사용하기 때문에 기존 방법보다 훨씬 빠르면서 대면적 이미징이 가능한 장점을 가지고 있다. 따라서 본 연구팀은 대면적 이미징 관점에서 불균일 매질로 이루어진 산란렌즈의 이용이 이미징 시스템의 회절한계를 넘어서도록 할 수 있음을 실험적으로 증명하였다.

REFERENCES

- [1] Y. Choi, T. D. Yang, C. Fang-Yen, P. Kang, K. J. Lee, R. R. Dasari, M. S. Feld and W. Choi, Phys. Rev. Lett. **107**, 023902-1 (2011).
- [2] S. Popoff, G. Leroosey, M. Fink, A. C. Boccara and S. Gigan, Nat. Commun. **1**, 81-1 (2010).
- [3] M. Kim, Y. Choi, C. Yoon, W. Choi, J. Kim, Q.-H. Park and W. Choi, Nat. Photon **6**, 581 (2012).

Fig. 3. (a) Conventional imaging with an objective (L_O) and a tube (L_T) lenses. θ_{max} is the maximum angle that the object lens can accept. (b) Scattered wave whose angle θ_T exceeding θ_{max} can be captured after inserting a disordered medium.

그림 3(a)에서 보는 것과 같이 획득할 수 있는 회절한계 분해능은 렌즈가 측정할 수 있는 가장 큰 각도 θ_{max} 에 의해 $\frac{1.22\lambda}{n \sin \theta_{max}}$ 로 결정된다. 그렇지만 그림 3(b)에서 보듯이 불균일 매질이 물체와 이미징시스템 사이에 놓이면 다중산란에 의해 θ_{max} 보다 더 큰 각도 θ_T 로 산란된 빛도 광검출기로 측정할 수 있다. 이처럼 불균일 매질은 입사하는 파를 반대편에서 더 큰 입체각도(solid angle)로 뿌려주며 이 현상을 이용하면 작은 개구수를 가지는 렌즈로도 물체에서 큰 각도로 산란되는 빛을 측정할 수 있다. 따라서 불균질 매질을 끼워넣는 것은 일반적 렌즈가 가지는 회절한계를 넘어서 줄 수 있게 해준다.

그림 4는 불균일 산란렌즈를 이용하여 대면적 이미지의 분해능 증가를 실험적으로 측정한 결과이다. 그림 4(a)는 테스트 물체에 대한 구조를 모두 구별이 가능한 높은 개구수를 가지는 대물렌즈(1.0 NA)를 사용하여 이미징한 결과다. 제일 작은 구조는 0.45 NA에 해당하는 크기를 가지며 빨간색 사각형으로 표시되어 있다. 이 구조는 그림 4(e)의 파란색 그래프처럼 각도 스펙트럼상에서 두 개의 강한 신호로 나타나게 된다. 같은 이미지를 작은 개구수를 가지는 대물렌즈(0.15 NA)로 측정하면 그림 4(b)와 같이 낮은 분해능으로 인해 사각형과 화살표로 표시된 가는 패턴은 구별하지 못하게 된다. 그림 4(e)의 녹색 그래프가 보여주듯이 이 주기적인 구조에 상응하는 각도 스펙트럼이 사라졌다. 이후 불균일 산란렌즈를 낮은 분해능을 갖는 대물렌즈(0.15 NA) 앞에 위치 시키면 대물렌즈의 작은 개구수 제한에도 불구하고 이를 훨씬 넘어서는 넓은 영역에서 투과행렬을 측정할 수 있다. 이것은 불균일 산란렌즈에 의해 높은 각도성분이 낮은 각도 성분으로 변환되었기 때문이며 산란렌즈가 없다면 투과행렬은 대물렌즈의 작은 개구수 영역까지 밖에 측정할 수 없다. 실험에서 산란렌즈로는 나노미터 사이즈의 ZnO 입자로 이루어진 25 μm 두께의 박막을 사용하였고

Fig. 4. TLI breaks the diffraction barrier. (a) Imaging with high NA (1.0 NA), and (b) low NA (0.15 NA), respectively. Red arrows indicate invisible structures. Scale bar: 10 μm . (c) A distorted object image through a ZnO layer ($T=6\%$). The image is taken with low NA. (d) The object image recovered from the distorted image in (c). (e) Angular spectra from the finest lines (red box in (a)). Blue: high NA, green: low NA. The peak indicated by the arrow is conjugate to the periodicity of the structure. (f) The angular spectra acquired from the distorted image for turbid media. Red: high turbidity, $T=6\%$, black: low turbidity, $T=70\%$. (g) Normalized signal to noise ratio is plotted for various turbid media.

투과행렬로는 5,000장의 이미지를 측정하였다. 이후 산란렌즈를 이용하여 그림 4(c) 같이 물체의 이미지를 얻는다. 물체의 이미지 정보가 모두 사라진 복잡 패턴으로 보이지만 여기에는 높은 각도와 낮은 각도로 산란된 물체의 정보가 모두 포함되어 있다. 이제 TLI 방법을 사용하면 원래 물체 이미지를 복원할 수 있다. 그림 4(d)에서 보듯이 복원된 이미지는 제일 가는 선들까지 선명하게 구별되며 각도 스펙트럼에서도 그에 해당하는 성분이 선명하게 있음을 확인할 수 있다(그림 4(f)). 그림 4(g)는 산란렌즈의 불균질 정도(실제 실험에서는 ZnO 박막의 두께)를 바꾸어가며 최종 복원된 이미지에서 제일 작은 선폭을 같은 구조의 신호대 잡음비를 측정한 결과이다. 직관과는 다르게 매질의 불균질함이 심할수록 이미징의 신호 대 잡음비가 높아짐을 알 수 있다. 이것은 산란렌즈에서 일어나는 다중산란이 심할수록 높은 각도성분이 많이 측정되기 때문이다.

Imaging through Optical Fiber Using TLI

생명현상을 연구함에 있어서 내시경이 가지는 이점은 굉장히 크다. 내시경은 복잡하게 굽어있는 공간이나 쉽게 접근할 수 없는 곳에 있는 물체의 영상촬영을 가능하게 해준다. 주로 광섬유다발이 많이 이용되는데, 다발을 이루는 작은 광섬유 하나가 하나의 이미지 픽셀에 대응한다. 이 방식은 분해능 면에서

Fig. 5. Image reconstruction process. (a) Representative images of the measured TM following the scheme shown in (b). (b) Scheme of the separate setup for measuring a TM of the single fiber from OP to IP. (c) Reflected object images. (d) Reconstructed object images by applying TLI method on the images in (c). (e) Averaging of all reconstructed images in (d).

는 구성하고 있는 작은 광섬유의 직경의 크기 때문에 생물 연구에서 필요한 세포수준의 분해능까지 획득할 수 없는 한계가 있다. 반면 높은 입사 개구수를 가지는 다중모드 광섬유를 이용하여 고분해능 이미징을 하고자 할 때는 내부모드의 분산으로 인해 이미지가 광섬유를 통과하면서 왜곡이 심하게 일어나므로 이미지의 직접적인 전송이 불가능하다. 최근에 Cizmar와 Dolokia 그룹^[8]이나 Psaltis 그룹^[9]에서는 단일 다중 모드 광섬유를 통해 물체의 이미지를 전송하거나 출력되는 빛의 형태를 조절하려는 시도가 있었다. 그러나 내시경으로 사용하고자 할 때는 단순히 이미지를 광섬유의 한 쪽 끝에서 다른 쪽 끝으로 전송하는 것에 그쳐서는 안 된다. 광섬유의 입사쪽에서 보낸 빛이 다른 편으로 전달되어 물체로부터 반사된 후 다시 입사 쪽으로 되돌아 나오는 빛으로부터 이미징하는 방식을 고안해야 한다. 이 경우 빛이 광섬유를 통해서 물체 측으로 전파할 때와 물체에서 산란된 빛이 다시 광섬유를 되돌아 나올 때 두 번의 왜곡이 발생하기 때문에 이를 모두 해결해야 이미징이 가능하다. 최근 연구에서는 광섬유 끝에 광 초점이 맺히도록 표면을 조절한 뒤 이를 스캔하여 형광이미징을 얻은 결과가 있었다.^[10] 우리 연구팀은 TLI를 바탕으로 이 두 번의 왜곡 문제를 해결하여, 형광 표지 없이 다중모드 광섬유 한 가닥으로 작동하는 대면적 내시경을 고안하였다.

그림 5의 (b)와 같이 광섬유의 물체면(OP)에서 입사 각도를 다르게 스캔하면서 반대측 IP에서 투과패턴을 기록하여 투과행렬(그림 5(a))을 얻는다. 그리고 OP에 보고자 하는 물체를 위치시킨 뒤 이번에는 IP를 통하여 빛을 입사시킨다. OP쪽에서 빠져나온 빛은 물체에 부딪혀 반사되면서 물체의 이미지 정보를 얻어 되돌아 나오게 된다. 반사된 이미지는 다시 OP쪽 광

Fig. 6. Image of villi in a rat intestine tissue. (a) A composite bright field image taken by a conventional transmission microscope. Scale bar, 100 μm . (b) A composite image at the same site. (c) The same image with (b) but after numerical refocusing by 40 mm toward the fiber end. The arrows indicated by A point to the villus in focus at (c) while those indicated by B refer to the villus in focus at (b).

섬유 끝단으로 들어가 IP에서 반사 이미지를 얻게 된다. IP쪽에서 여러 각도로 빛을 입사 시키면서 물체의 반사 이미지를 기록한다(그림 5(c)). 이 물체의 반사 이미지와 투과행렬을 이용하면 TLI 방법을 통해 OP에서의 이미지를 복원해 낼 수 있다(그림 5(d)). 그러나 복원된 이미지는 앞서 소개한 TLI의 결과들과는 달리 여전히 물체의 정보를 알아볼 수 없다. 그 이유는 물체에 조명하기 위해 광섬유를 통해 빛을 입사시켰을 때 복잡한 패턴으로 왜곡된 빛이 OP의 물체에 입사되었기 때문이다. 그러나 이렇게 복원된 이미지는 여전히 물체의 이미지 정보를 포함하고 있다. 만약 우리가 이 복원된 이미지들을 모두 더한다면 물체 이미지정보는 계속 더해질 것이고 배경의 무작위한 스펙클패턴은 평균적으로 사라지게 될 것이다. 이처럼 물체에 무작위한 광학적 스펙클을 뿌리고 이를 합하여 이미징하는 방법을 스펙클 이미징이라고 부른다.^[11-13] 이를 이용하면 그림 5(e)와 같이 선명한 물체의 이미지를 얻을 수 있다. 생체 조직의 이미징을 위하여 쥐의 소장내벽에 있는 용모를 샘플로 사용하였다. 그림 6(a)는 일반적인 bright field로 촬영한 용모의 모습이다. TLI를 통해 복원한 이미지는 그림 6(b)와 같다. 그림 6(a)의 형태와 잘 일치함을 알 수 있으며 대비도 면에서는 복원된 이미지가 훨씬 나음을 알 수 있다. 그 이유는 투과

REFERENCES

- [8] T. Cizmar and K. Dholakia, Nat Commun. **3**, 1027-1 (2012).
- [9] I. N. Papadopoulos, S. Farahi, C. Moser and D. Psaltis, Biomed. Opt. Exp. **4**, 260 (2013).
- [10] S. Bianchi and R. Di Leonardo, Lab Chip **12**, 635 (2012).
- [11] M. C. Pitter, C. W. See and M. G. Somekh, Opt. Lett. **29**, 1200 (2004).
- [12] Y. Park, W. Choi, Z. Yaqoob, R. Dasari, K. Badizadegan and M. S. Feld, Opt. Exp. **17**, 12285 (2009).
- [13] Y. Choi, T. D. Yang, K. J. Lee and W. Choi, Opt. Lett. **36**, 2465 (2011).

bright field 이미징에서는 용모의 광흡수도가 낮는데 비하여 반사 광섬유 이미징에서는 용모의 표면에서 반사되어 나오는 것이 더 강하기 때문에 그림 6(b)가 더 강한 대비도를 가지게 된다. 추가로 광섬유 끝단을 깊이 방향으로 스캔하지 않고도 물체의 3차원 정보를 얻을 수 있다. 반사된 파의 복소 정보를 가지고 있기 때문에 수치적으로 파를 진행시켜서 다른 깊이에 있는 물체에 초점을 맞출 수 있다. 그림 6(c)는 그림 6(b)에서 광섬유 끝단 쪽으로 수치적으로 40 μm 정도 파를 진행시켜 재초점한 결과다. 그림 6(b)에서 A라고 표시된 부분은 흐릿하게 보이지만 초점깊이를 달리함에 따라 선명해짐을 알 수 있다. 반면에 B로 표시된 부분은 초점을 벗어나면서 흐릿하게 되었다. 이로써 우리는 광섬유 끝단에 렌즈나 다른 스캐닝 장비도 부착하지 않고 단일 다중 모드 광섬유를 이용하여 대면적 내시경 이미징을 구현하는 방법에 대해 알아보았다.^[14]

Maximal Energy Transport through Disordered Media

복잡매질의 투과행렬을 이용하면 이미징이 가능할 뿐 아니라 빛의 투과 에너지 조절이 가능하다. 이에 대한 이론적인 배경으로 1980년대 초반 무작위 행렬 이론(random matrix theory)에서는, 복잡매질에서 투과에너지가 최대가 되는 특정한 입사파가 항상 존재할 수 있다는 가능성을 제시하였다.^[15] 투과 에너지가 최대가 되는 입사파는 수학적으로는 투과행렬의 고유벡터(eigenvector) 중 고유값(eigenvalue)이 최대가 되는 것이고, 이것을 열린고유모드(open eigenchannel)라고 부른다. 이는 물리적으로는 복잡 매질을 통과한 빛의 보강간섭을 최대화하는 공명 모드를 의미한다. 비슷한 예로 거울 두 개가 마주 보고 있는 단순한 구조의 선형 공진기를 들 수 있는데, 이 경우 특정 파장의 빛에 대해 내부에서 보강간섭을 이루는 모드를 공명모드라고 한다. 임의의 복잡매질에서도 선형 공진기와 마찬가지로 열린고유모드라고 불리는 공명모드가 존재한다는 것이다. 이때 고유값은 해당하는 공명모드의 투과율의 기댓값으로 이상적인 조건에서 1, 즉 100% 빛의 투과를 달성할 수 있다.

이후로 이러한 복잡매질의 열린공명모드를 구현하고, 투과에너지를 최대화하려는 많은 연구들이 시도되었으나, 그것을 실현하기엔 기술적인 어려움이 있었다. 그러한 요인으로 첫째 복잡 매질 투과행렬의 정확한 측정, 둘째 열린고유모드 파면의 정확한 생성 등이다. 본 연구진은 이러한 요인을 극복할 수 있는 실험을 다음과 같이 진행하였다.

먼저 무작위 매질의 투과행렬을 측정하기 위하여 스캐닝 거울을 회전시켜 무작위 매질에 입사하는 빔의 각도를 바꾸어가

Fig. 7. Construction of a transmission matrix for a disordered medium. (a) Phase maps of the recorded waves acquired in the absence of a disordered medium as a function of incident angle. (b) Phase maps of the transmitted waves through a disordered medium as a function of incident angle. (c) Amplitude part of a transmission matrix. Horizontal and vertical axes are the position vectors at the input and output planes, respectively. (d) Phase part of the transmission matrix.

며, 각 각도별로 무작위 매질을 통과한 이미지를 기록하였는데, 이들 중 몇 개의 대표적인 입사각에서의 위상이미지를 그림 7(b)에 나타내었다. 이로부터 입사각에 대한 투과파를 기저로 하는 행렬 S 를 생성하였다. 또한 각 입사각도별 정확한 입사파를 알기 위하여 무작위 매질을 제거한 후 각 각도별 이미지를 기록하였다. 그림 7(a)에서는 몇 개의 대표적인 입사각에서의 입사파의 위상이미지를 나타내었고, 이로부터 입사각에 대한 입사파를 기저로 하는 행렬 P 를 생성하였다. 입사파를 나타내는 행렬 P 와 투과파를 나타내는 행렬 S 로부터, 빛이 무작위 매질을 통과할 때의 입사파와 투과파의 관계를 나타내는 투과행렬 T 를 $T = SP^{-1}$ 로부터 얻었다. 그림 7(c)와 그림 7(d)는 각각 투과행렬의 진폭과 위상이미지이고, 행과 열은 각각 투과면과 입사면의 공간 좌표를 의미한다.

측정한 투과 행렬을 singular value decomposition ($T = U\Sigma V^T$)하여 그 고유 모드를 얻을 수 있다. 여기서 Σ 는 양의 실수인 singular value를 대각 원소로 갖는 직사각행렬이다. V 와 U 는 각각 입사파와 고유모드, 고유모드와 투과파를 연결해

REFERENCES

- [14] Y. Choi, C. Yoon, M. Kim, T. D. Yang, C. Fang-Yen, R. R. Dasari, K. J. Lee and W. Choi, Phys. Rev. Lett. **109**, 203901-1 (2012).
- [15] O. N. Dorokhov, Solid State Communications **51**, 381 (1984).

Fig. 8. Intensity maps of the transmitted waves when (a) a plane wave, (b) experimentally generated eigenchannel are sent to the disordered medium, respectively.

주는 Unitary 행렬이다. 이때 고유값(eigenvalue)은 singular value의 제곱으로부터 얻을 수 있고 이것의 물리적 의미는 각 고유모드의 투과율의 기댓값이다. 이때 고유값이 가장 큰 고유모드가 열린고유모드가 된다.

투과 행렬로부터 얻은 열린고유모드를 실제 광원으로 생성해서 이를 무작위매질에 보내야만 실험적으로 광에너지 전파를 향상시킬 수 있다. 그런데 복잡한 매질의 고유모드 또한 일반적으로 매우 불균일한 파면 구조를 가지고 있다. 고유모드의 정확한 입사파를 시료에 보내기 위하여 빛의 진폭과 위상을 독립적으로 조절할 수 있어야 한다. 정교한 파면을 생성하기 위하여 공간광변조기(SLM: spatial light modulator)를 사용한

나노스케일의 파면생성 시스템을 구축하였다.

이와 같은 방법으로 열린고유모드를 생성시켜 무작위 매질 시료를 통과한 투과파를 측정해보았다(그림 8(b)). 빛의 파면을 조절하지 않은 평면파가 투과한 경우(그림 8(a))와 비교하면 상대적으로 매우 밝아진 것을 볼 수 있다. 이때 투과에너지는 약 4배 향상되었다.^[16]

맺음말

위에서 살펴본 바와 같이 최근 수 년간 복잡 매질이 광학 이미징이나 센싱을 방해하는 문제점을 해결하고, 더 나아가 복잡 매질을 적극적으로 활용하려는 연구들이 많은 주목을 받았다. 이러한 연구들이 높은 응용 가능성을 제시해 왔지만, 여전히 실제 응용에 적용되기까지는 가야할 길이 멀다. 향후에는 지금까지의 연구들을 더욱 발전시켜 생명공학 및 의학에 보다 직접적인 도움이 될 수 있는 방향으로 많은 연구가 진행될 것으로 기대한다.

REFERENCES

- [16] M. Kim, Y. Choi, C. Yoon, W. Choi, J. Kim, Q. H. Park and W. Choi, Nat. Photon. **6**, 583 (2012).