

GRIN 렌즈로 구성된 주사방식의 내시현미경 대물렌즈의 설계

김경정 · 임천석[†]

한남대학교 광·전자물리학과
Ⓞ 306-791 대전광역시 대덕구 오정동 133번지

(2009년 10월 23일 받음, 2009년 11월 4일 게재 확정)

본 논문에서는, 2가지 종류의 광학보정소자에 의해 고차의 구면수차와 상면만곡이 보정된, 서브마이크론 (1.0 μm이하)의 광학 분해능을 갖는 매력적인 실시간 in-vivo 내시현미경을 소개한다. 덧붙여 소개된 내시현미경은 대물렌즈부의 직경이 1 mm인 GRIN (Gradient Index) 렌즈로 구성되어 있기 때문에 최소 침습적인 장점도 갖고 있다.

Design of an Endoscopic Microscope Objective Composed of GRIN(Gradient-Index) Lens with Scanning Devices

Keyong-Jeong Kim and Cheon-Seog Rim[†]

Department of Applied Optics and Electromagnetics, College of Natural Science,
Hannam University, 133 Ojeong-dong, Daedeok-gu, Daejeon 306-791, Korea

[†]E-mail: csrim@hnu.kr

(Received October 23, 2009; Accepted November 4, 2009)

We present an attractive real time in-vivo endoscopic microscope with a resolution of submicron, in which two kinds of optical correcting plates are inserted to eliminate higher order spherical aberration and field curvature. And, since the conventional objective lens is replaced to GRIN lenses with diameter of 1 mm, the above endoscopic microscope can be effectively utilized to invade minimally for live animals.

Keywords: Microendoscopy, Endoscopic objective lens, Gradient index lens, GRIN lens, Real time in-vivo endoscope
OCIS codes: (080.0080) Geometric optics; (220.0220) Optical design and fabrication; (170.0180) Microscopy; (170.0110) Imaging systems

I. 서 론

21세기 들어 인류는 이제껏 독립적으로 발달해 온 과학과 기술의 제 분야를 융합하여 인류의 당면과제를 해결하고자 각고의 노력을 기울이고 있고, 아직 시작단계 이지만 이런 노력의 성과로 기존과치와는 다른 차원의 획기적인 결과물들을 내놓기 시작하고 있다. 이런 융합분야 중 하나인 실시간 in-vivo 내시현미경은 암, 백혈병과 같은 고질적인 질병의 전이 메커니즘에 대한 이해 또는 각종 정신질환의 미시적인 작동체계에 대한 이해를 위해 활발히 연구되고 있다.

In-vivo 내시현미경을 위해서는 주로 GRIN (Gradient Index) 렌즈를 사용하여 광학장치를 구성하는데, 이미 여러 연구그룹에서 다양한 영상을 획득하였고 흥미로운 결과물들을 발

표하였다. 하지만, 아쉽게도 이런 연구는 주로 미국, 일본, 독일과 같은 선진국을 중심으로 진행되고 있고 국내의 연구^[1]는 미미한 실정이다. 독일의 막스플랑크 연구소^[2], 미국의 벨 연구소^[3], 미국의 코넬^[4], 스텐퍼드^[5], 하버드 대학^[6-7], 영국의 옥스포드 대학^[8] 등에서 발표한 GRIN 렌즈를 사용한 이광자 혹은 다광자 in-vivo 실시간 내시현미경은 살아있는 생쥐의 뇌세포, 뉴런, 혈액세포의 동역학 등을 영상화하고 있다. 참고로 미국의 애리조나 대학의 광과학연구소에서 직경과 길이가 각각 7 mm와 20 mm인 전통적인 형식의 소형 대물렌즈를 발표한 바 있지만 큰 관심을 끌지는 못했다.^[9-12] 이는 최소 침습적인 요구조건을 만족해야하는 실시간 in-vivo 내시현미경에 사용되기에는 직경이 너무 크기 때문이다. 그리고 직경 1 mm의 GRIN 렌즈와는 대비된다.

내시현미경용 GRIN 렌즈에 대한 연구는 2007년 7월 국내

[†]E-mail: csrim@hnu.kr

에서 처음으로 JKPS^[13]에 소개되었고, 이어서 2008년 4월 광학회지^[14]에도 발표되었다. 이전의 연구는, 주로 고 NA의 GRIN 렌즈에서 발생하는 구면수차의 보정에 중점을 두었을 뿐, 부가적으로 동시에 발생하는 상면만곡은 제거하지 못하였다. 그래서 이전의 연구에서는 상면만곡을 보정하기 위해 상면자체에 만곡을 주었고 이로 인해 깊이에 따른 분해능의 감소를 초래할 수밖에 없었다. 본 연구에서는 상면만곡의 원인에 대한 이론적인 분석을 통해 이를 제어할 수 있는 대책을 세웠고, 이로부터 다른 수차에 대한 영향은 최소로 하면서 상면만곡을 효과적으로 보정할 수 있었다. 또, 본 연구에서는 고차의 구면수차를 보정하기 위해 사용되던 평면과 볼록 형상의 광학보정판을 오목형상까지 확대하였고 이를 통해 광학보정판의 한 면이 평면, 볼록, 오목 모두를 포함할 수 있도록 이론을 일반화하였다. 참고로, 앞으로 광학보정판은 광학보정소자 혹은 광학보정블록으로도 불려진다.

II. GRIN 렌즈의 구면수차 보정이론

수치구경 값이 큰, 예를 들면 수치구경 0.5와 같은, GRIN 렌즈에서는 근축영역광선들의 경로와 주변 광선들의 경로차가 매우 커서 적절한 수차보정을 하지 않고서는 원하는 고분해능을 얻을 수 없다. GRIN 렌즈는 샤프심과 같이 가늘고 긴 원통형의 렌즈이므로 통상의 렌즈와는 달리 살아있는 생물체 내에 최소 침습적으로 찔러 넣을 수 있으므로 in-vivo

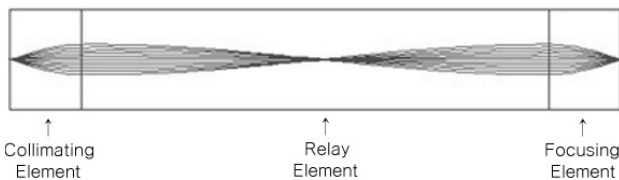


FIG. 1. Typical type of GRIN objective lenses for endoscopic microscope. GRIN lenses are composed of three parts which perform collimating, relay, and focusing function, respectively.

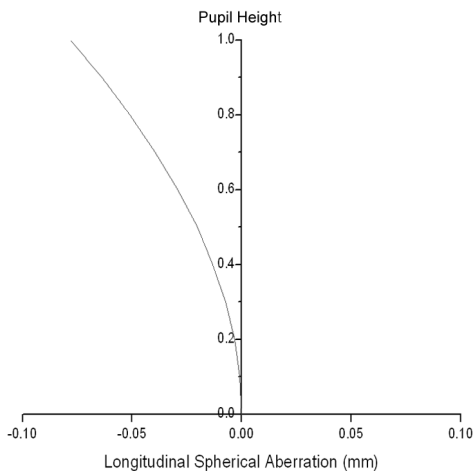


FIG. 2. Typical type of under-corrected spherical aberration for GRIN lenses.

생체관측에는 아주 적합한 소자이다. 그리고 내시현미경의 대물렌즈용으로 사용되는 GRIN 렌즈에서는, 생체 내의 미시적인 기전연구를 위해, 서브마이크론(1.0 μm 이하)의 분해능을 요한다.

GRIN 렌즈로 구성된 전형적인 내시현미경 대물렌즈의 구면수차 크기나 형태에 대해서는 이미 이전 논문에서 논의한 바 있다.^[13-14] 그림 1과 그림 2를 참조하기 바란다. 그림 1은 내시현미경용 GRIN 대물렌즈이다. 그리고 그림 2는 근축영역에서 주변 광로부로 갈수록 상점이 앞쪽에 위치하는 전형적인 미만보정(under-corrected)된 구면수차를 보여주고 있다. 이러한 수차를 보정하기 위해서는 미만보정된 구면수차와는 반대방향을 가지면서 크기는 동일한 초과보정(over-corrected)된 구면수차를 만들면 되는데, 이전 논문에서 보정블록(correcting block)을 사용하는 매력적인 아이디어를 제시한 바 있다. 보정블록은 한쪽 면이 평면 또는 볼록한 형상의 광학블록으로써 수렴하는 빔을 사용한다. 즉, 수렴하는 빔이 평면 또는 볼록한 형상의 광학블록에 입사하면 초과보정된 구면수차를 만들어 낼 수 있고 수렴빔의 블록 내 침투깊이에 따라 크기를 조절 할 수 있다는 것이다. 그림 3과 4를 참조하기 바란다.

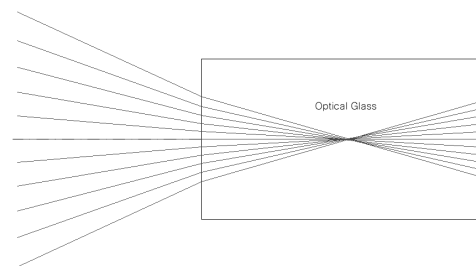


FIG. 3. A converging beam incident to plane parallel plate (or plane optical block) in which a converging beam splits onto optical axis to make over-corrected spherical aberration by optical path difference.

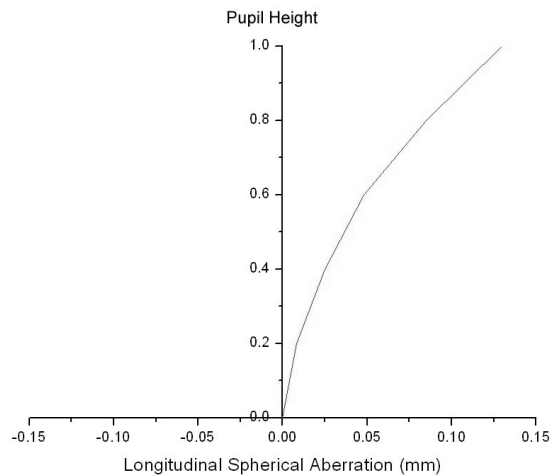


FIG. 4. Over-corrected spherical aberration by the interaction of a converging beam and plane parallel plate.

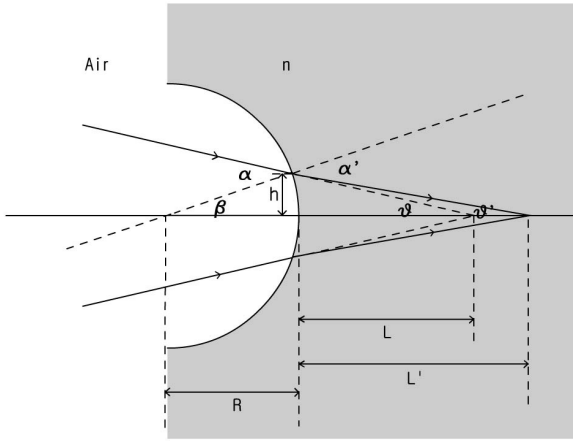


FIG. 5. Schematic description of a converging beam incident to the concave-plane optical block.

위에서 기술한 바와 같이, 이전의 연구에서는 평면 또는 볼록 형상의 광학보정블록에 대해서만 연구가 되었고 오목 형상에 대해서는 구체적으로 연구를 진행하지 못하였다. 본 논문에서는 평면과 곡면(볼록 또는 오목)의 보정블록에 대한 일반적인 형태의 초과보정 구면수차의 표현식을 구하고자 한다. 방법은 먼저 오목 형상의 보정블록에 대한 구면수차 표현식을 유도해 낸 후, 이전 논문의 결과식과 통합하는 것이다. 그림 5를 참조하면 다음과 같은 대수적인 표현식을 얻을 수 있다.

$$\alpha = \theta + \beta \quad (1)$$

$$\alpha' = \theta' + \beta \quad (2)$$

$$h = L \tan \theta = L' \tan \theta' \quad (3)$$

$$\beta = \tan^{-1} \left(\frac{h}{R} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{L \tan \theta}{R} \right) \quad (4)$$

여기서, $\alpha > 0$, $\alpha' > 0$, $\theta > 0$, $\theta' > 0$, $\beta > 0$, 그리고 $R > 0$ 임에 주의하기 바란다.

그럼, 식 (1)과 스넬의 법칙($n_{air} \sin \alpha = n \sin \alpha'$)을 사용하면 식 (2)은 다음과 같이 표현된다.

$$\alpha' = \sin^{-1} \left(\frac{\sin \alpha}{n} \right) = \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta + \beta)}{n} \right] \quad (5)$$

식 (3)은 식 (4)와 식 (5)를 사용하여 다음과 같은 표현될 수 있다.

$$L' = \frac{L \tan \theta}{\tan \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta + \beta)}{n} \right] - \tan^{-1} \left[\frac{L \tan \theta}{R} \right] \right\}} \quad (6)$$

식 (6)은 약간의 대수적인 계산을 거쳐 다음과 같이 표현된다.

$$L' = \frac{1}{\frac{\sin(\theta + \beta)}{n L \tan \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta + \beta)}{n} \right] \right\}} - \left| \frac{1}{R} \right|} \quad (7)$$

근축광선 영역에서 $\theta \ll 1$ 이고 $\beta \ll 1$ 이므로 L' (혹은 l') 은 다음과 같은 식으로 표현된다.

$$l' = \frac{1}{\frac{(\theta + \beta)}{n L \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left(\frac{(\theta + \beta)}{n} \right) \right\}} - \left| \frac{1}{R} \right|} \quad (8)$$

그럼, 구면수차는 근축영역과 주변영역 간의 상점 차이로 정의되므로 다음과 같이 표현된다. 즉, $LSA = L' - l'$ 이다.^[15] 식 (9)에서 LSA 는 Longitudinal Spherical Aberration, 즉, 종구면수차를 의미한다.

$$LSA = \frac{1}{\frac{\sin(\theta + \beta)}{n L \tan \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta + \beta)}{n} \right] \right\}} - \left| \frac{1}{R} \right|} - \frac{1}{\frac{(\theta + \beta)}{n L \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left(\frac{(\theta + \beta)}{n} \right) \right\}} - \left| \frac{1}{R} \right|} \quad (9)$$

이전 논문에서 볼록면에 대한 종구면수차는 식 (10)과 같이 표현되었다.

$$LSA = \frac{1}{\frac{\sin(\theta - \beta)}{n L \tan \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta - \beta)}{n} \right] \right\}} + \left| \frac{1}{R} \right|} - \frac{1}{\frac{(\theta - \beta)}{n L \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left(\frac{(\theta - \beta)}{n} \right) \right\}} + \left| \frac{1}{R} \right|} \quad (10)$$

그러면 평면 또는 곡면 보정블록에 대한 통합적인 구면수차 식은 다음과 같이 표현된다.

$$LSA = \frac{1}{\frac{\sin(\theta \pm \beta)}{n L \tan \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left[\frac{\sin(\theta \pm \beta)}{n} \right] \right\}} \mp \left| \frac{1}{R} \right|} - \frac{1}{\frac{(\theta \pm \beta)}{n L \theta \cos \left\{ \sin^{-1} \left(\frac{(\theta \pm \beta)}{n} \right) \right\}} \mp \left| \frac{1}{R} \right|} \quad (11)$$

여기서, +는 오목형상, -는 볼록형상의 보정블록을 의미한다. 그리고 평면인 경우는 $R = \infty$ 이므로 $|1/R| = 0$ 이됨을 유의하기 바란다. 식 (11)을 수치계산 하는데 있어 다음 식을 순차적으로 활용하여 최종적인 구면수차 량을 구하도록 한다.

$$\theta = \sin^{-1}(NA') \quad (12)$$

$$h = L \tan \theta \quad (13)$$

$$\beta = \tan^{-1}\left(\frac{h}{R}\right) \quad (14)$$

여기서, 수치구경 NA'는 보정블록에 침투하기 위한 수렴 빔을 만드는 렌즈의 상 공간에 대한 양이다. 그리고 L는 수렴 빔의 침투깊이를 나타내고 h는 보정블록 표면에서의 수렴 빔의 높이를 나타낸다.

III. 구면수차가 보정된 내시현미경 대물렌즈

높은 수치구경을 가지는 GRIN 렌즈에서 두드러지게 나타나는 미만보정된 구면수차는 앞 절에서 논의된 보정이론을 활용하여 손쉽게 회절한계내내(diffraction-limited performance)로 보정할 수 있다. 다음 그림 6을 보라. 그림 6은 광축에 평행으로 입사하는 빔을 주사요소(scanner)를 사용하여 연속적으로 회전시켜가면서 필요한 시야각을 확보하고 있고, 이를 모듈렌즈, 보정블록, 그리고 GRIN 렌즈로 결상시킨다. 모듈렌즈는 주사요소에 의해 만들어진 입사 빔을 보정블록 내에 집속시켜, 앞 절에서 설명한 것처럼, 초과보정된 구면수차를 만들어 낸다. 만약, 보정블록이 없다면 모듈렌즈는 구면수차를 발생시키지 않는 완전렌즈(perfect lens) 혹은 무수차 렌즈(aberration-free lens)가 된다. GRIN 렌즈는 세 부분, 즉, 시준(collimating), 중계(relay), 결상(focusing) 부분으로 구성되어

져 있다. 시준 및 결상 GRIN 렌즈는 SELFOC 사의 ILH-1.00^[16]을 사용했고, 중계 GRIN 렌즈는 GRINTECH사의 GT-LFRL-100-025-20-CC^[17]를 사용했다. 설계사양은 다음과 같다. 수치구경(NA')은 0.5이고, 파장(λ)은 632.8 nm이고, 그리고 프라운호프 회절의 유용한 표현식으로부터 주어지는 에어리 원판(Airy disk)의 직경은 1.54 μm 이다(직경 = $1.22\lambda/NA'$). 상면 상에서의 주사면적은 직경 200 μm 크기의 원판이다. 참고로 사용 소프트웨어는 CODE V이다.^[18]

그림 7을 참조하기 바란다. 설명된 광학 시스템에 대한 스폿의 분산정도(혹은 상면 상에서의 광선의 흔적의 분산정도)와 광학분해능을 보여준다. 가로축(x축)은 원의 직경을 나타내고 세로축(y축)은 원의 직경에 포함된 스폿의 개수를 나타낸다. 만약 수차가 없다면 광선의 흔적은 모두 한 점에 모일 것이므로, 대응되는 가로축의 원의 직경은 제로에 접근하게 된다. 다시 그림 7을 보라. 축 상의 지점(주사면적의 중심지점)과 비축 상의 끝 지점(주사면적의 가장자리 지점)에 대한 데이터가 표시되어 있다. 분산되어 있는 스폿들을 모두 포함하는 세로축의 100 %에 대응되는 가로축의 크기는 각각 0.93 μm , 1.57 μm 이다. 이것들을 에어리 원판의 직경 1.54 μm 와 비교해보면, 거의 회절한계 이내로 잘 보정되어 있음을 확인할 수 있다. 회절한계성능을 가지는 광학분해능은 에어리 원판의 직경의 반으로 정의되므로, 분해능은 에어리 원판 기준으로는 0.77 μm 이고 100 %의 에너지를 포함하는 직경 기준으로는 0.79 μm 이다. 즉, 서브마이크론의 분해능을 갖는다.

보는 바와 같이 GRIN 렌즈의 구면수차 보정이론을 잘 활용하면 자이텔 3차의 구면수차뿐만 아니라 고차의 구면수차도 간편하게 보정할 수 있다. 그러나 여전히 상면은 만곡을 가지는 상태로 남아 있다. 상면의 만곡으로 인해 상면이 휘어진 양 만큼 길이방향 혹은 종방향으로 분해능이 줄어든다. 게다가 평평하게 고른 면의 미시현상도 관찰할 수 없게 된다. 그림 7에 나타난 곡률반경의 값은 약 0.47 mm이다. 어떻게 하면 상면만곡을 제거할 수 있을 까? 상면만곡을 제거하

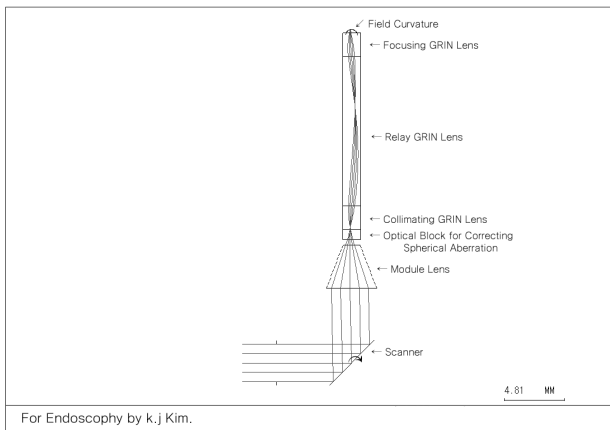


FIG. 6. An endoscopic microscope objective composed of GRIN lenses with scanning devices. Note that the collimated beam from scanner is converged by the module lens of CODE V in a ideal way.

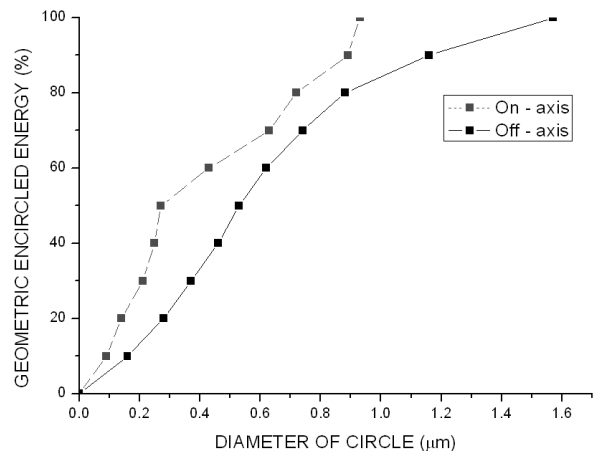


FIG. 7. The diameters of encircled energy on the image surface within which fixed percentages of light energy are contained. Where, Off-axis means the end point of off-axis, that is, the edge point of scanning area.

기 위해서는 상면만곡의 원인을 파악하는 것이 우선이다. 다음 절에서 상면만곡에 대해 다룬다.

IV. 주사방식 GRIN 렌즈의 상면만곡의 발생원인 분석

앞 절에서 집속 빔을 만드는 소자로 실제 렌즈를 사용하지 않고 모듈렌즈라고 하는 이상적인 소자를 사용하였다. 모듈렌즈는 CODE V에서 활용되어지는 이상적인 렌즈소자로서 자체로는 수차를 발생시키지 않는다. 주사요소와 결합하는 경우에 있어서도 구면수차 혹은 상면만곡을 발생시키지 않는다. 이와 같은 장점 때문에 집속 빔을 만드는 소자로서 현미경 대물렌즈와 같은 실제렌즈를 사용하지 않고 모듈렌즈를 사용하였다. 왜냐하면 상면만곡의 원인을 분석하는데 있어서 발생할 수 있는 다양한 상황을 단순화시킬 수 있기 때문이다.

상면만곡에 대한 분석을 시작해 보자. 그림 7에 나타난 바와 같이 상면의 휨 정도인 곡률반경 값(R)은 0.47 mm 이므로 이에 대응되는 상면만곡 량(FC)은 다음 식 (15)에 의해서 쉽게 계산될 수 있다.

$$FC = \frac{Y_i^2/R}{1 + \sqrt{1 - (Y_i/R)^2}} \quad (15)$$

여기서, Y_i 는 상면 상에서의 주사직경의 반, 즉, $100 \text{ }\mu\text{m}$ 로 주어진다. 이로부터 계산된 상면만곡 량 FC 는 $10.8 \text{ }\mu\text{m}$ 이다.

GRIN 렌즈에 의한 상면만곡의 발생 정도를 분석해 보자. 다음 그림 8을 참조하기 바란다. 광축 혹은 비축의 물체 면 상에서 출발하는 주광선이 제 1 절점(N_f)과 제 2 절점(N'_f)을 통과한 후 결상 하게 되는데, 페르마의 원리에 의해 광축과 비축 상의 상점은 임의의 곡률반경 값으로 연결되어야 한다. 즉, 상면의 만곡이 발생한다. 그리고 물체 면 상에서 볼 때, 평평한 물체 면과 임의의 곡률로 휘어진 물체 면이 표현되어 있다. 만약 휘어진 물체 면이 점점 퍼지게 되어 평평한 물체 면에 접근하게 되면 상면 상에서는 점선방향으로 상면이 이동하여 원래보다 더 휘어지게 된다. 그러므로 상면만곡의 총량 FC 은 그림 8에서 보듯이 f_{c1} 과 f_{c2} 의 합으로 주어진다.^[15] 먼저 f_{c1} 에 대한 표현식을 구해보자. 만약, 시야각 (θ) 또는 주사범위가 매우 작다면, 식 (16)과 식 (17)을 사용하여 약간의 대수적인 계산으로 식 (18)과 같이 표현할 수 있다. 여기서, efl_f 는 결상 GRIN 렌즈의 유효초점거리를 의미하고, Y_i 는 광축으로부터 주사범위의 끝단까지 이르는 높이를 의미한다. f_{c2} 에 대한 표현식을 구해보자. 다음 그림 9를 참조하기 바란다. N 과 N' 는 시준, 중계, 결상 GRIN 렌즈의 전체에 의한 제 1 절점과 제 2 절점임에 유의하기 바란다. 그러면 f_{c2} 는 근축광학적인 물상 간의 관계식에 의해 식 (19)와 같이 표현된다. 여기서, 시준 GRIN 렌즈와 결상

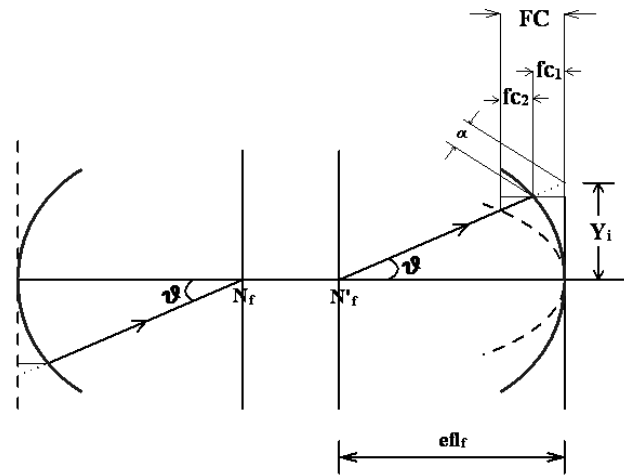


FIG. 8. Field Curvature caused by focusing GRIN lens.

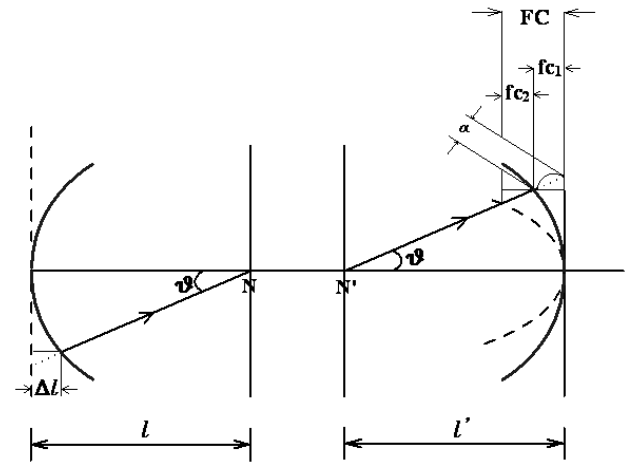


FIG. 9. Field Curvature caused by collimating and relay GRIN lens. Note that N and N' mean first and second nodal point of the whole GRIN lenses which are composed of collimating, relay, and focusing element, respectively.

GRIN 렌즈 양단간에는 $1 : 1$ 배율 조건이기 때문에 $l = -2efl$ 과 $\Delta l = \alpha \cos \theta = f_{c1}$ 의 관계식을 사용하였다 (efl : 전체 GRIN 렌즈의 유효초점거리). 결과적으로 상면만곡의 총량 FC 는 f_{c1} 과 f_{c2} 의 합이기 때문에 식 (20)과 같이 간단히 표현된다.

$$\alpha = \frac{efl_f}{\cos \theta} - efl_f \quad (16)$$

$$\theta = \frac{Y_i}{efl_f} \quad (17)$$

$$f_{c1} = \alpha \cos \theta = \frac{1}{2} \theta^2 efl_f = \frac{Y_i^2}{2efl_f} \quad (18)$$

$$f_{c2} = -\frac{(efl)(\Delta l)}{l + efl} = f_{c1} \quad (19)$$

$$FC = fc_1 + fc_2 = \frac{Y_i^2}{efl_f} \quad (20)$$

자, 그림 식 (20)을 사용하여 앞 절에서 논의된 GRIN 렌즈의 상면만곡 량을 계산해 보자. 식 (20)을 사용하는데 있어서 유념해야할 점이 있다. 그림 6을 다시 보기 바란다. 모듈렌즈에 의한 상면만곡은 발생하지 않는다. 결상 GRIN 렌즈의 초점거리는 약 0.79 mm이므로 상면만곡 량 FC는 약 12.7 μm로 계산된다. 설계 데이터로부터 계산된 상면만곡 량은 10.8 μm이었고 식 (20)으로부터 계산된 이론적 값은 12.7 μm이므로 두 값이 거의 일치함을 알 수 있고, 이로부터 상면만곡의 원인은 GRIN 렌즈임을 분명히 확인할 수 있다.

그러면 어떤 방식으로 상면만곡을 보정할 것인가가 문제인데, 다음 세 가지를 생각해 볼 수 있다. 첫째, 렌즈모듈은 통상적으로 사용되는 현미경 대물렌즈로 대체될 수 있으므로, 현미경 대물렌즈의 상면만곡 량이 GRIN 렌즈의 상면만곡 량과 크기는 같되 부호가 반대가 되도록 선택하는 방법이 있다. 하지만 이는 식 (20)으로부터 살펴볼 때 적절한 방법이 아님을 곧 알 수 있다. 왜냐하면 초점거리가 0.79 mm와 같이 짧은 초점거리를 가지는 대물렌즈를 구하기란 쉽지 않고, 동시에 상면만곡 량도 크기는 같되 부호가 반대가 되도록 구하기란 더 더욱 쉽지 않기 때문이다. 즉, 식 (20)은 통상의 초점거리(2-5 mm)를 갖는 대물렌즈를 최소화법 혹은 최적 설계 법에 의해 수정설계해도 GRIN 렌즈의 상면만곡 량은 쉽게 보정할 수 없음을 강력히 시사해 주고 있다. 둘째, 현미경 대물렌즈에서와 같이, 상면만곡 량이 GRIN 렌즈의 상면만곡 량과 크기는 같되 부호가 반대가 되도록 특별한 비구면 렌즈를 설계하는 방안이 있다. 이는 두 가지 관점에서 문제가 발생한다. 먼저, 초점거리가 0.79 mm와 같이 매우 짧게 되면 유효구경을 확보하기가 쉽지 않다는 것이다. 그리고 구면수차와 코마수차가 없이 완전한 초점을 이루면서 원하는 크기와 방향의 상면만곡을 확보하기 위해서는 제 2, 제 3의 렌즈 소자가 필요하다는 것이다. 그러므로 본 논문에서는 이와 같은 분석을 바탕으로 GRIN 렌즈의 상면만곡을 가장 효과적으로 보정할 수 있도록 세 번째의 방법을 제시하고자 한다. GRIN 렌즈의 미만보정된 구면수차를 제거하기 위해 통상의 현미경 대물렌즈와 보정블록을 사용하고, 상면만곡을 보정하기 위해서는 별도의 비구면 보정판을 주사요소 바로 앞쪽 혹은 뒤쪽에 사용하는 것이다. 주사요소 바로 앞쪽 혹은 뒤쪽은 시준 빔이 입사하거나 출사하기 때문에 상면만곡 보정판의 유효구경을 확보하기 좋은 장점이 있고 다른 수차에 영향을 주지 않고 상면만곡 만을 효과적으로 보정할 수 있다. 다음 절에 계속해서 이에 대해 논의한다.

V. 구면수차 및 상면만곡이 보정된 내시현미경 대물렌즈

GRIN 렌즈의 미만보정된 구면수차와 물체 면 쪽으로 상당히 크게 휘어진 상면만곡을 보정하기 위해서는, 앞 절에서 이미 논의된 것처럼, 두개의 독립적인 소자가 필요하다. 즉, 초과보정된 구면수차를 만들어 내는 구면수차 보정소자와 주사요소 바로 앞 혹은 뒤쪽에 배치되는 상면만곡 보정소자

이다. 그림 10을 참조하기 바란다. 상면만곡 보정소자는 주사요소 앞 쪽에 위치하고 첫째 면은 평면이고 둘째 면은 회전대칭형 비구면이다. 여기서 유념할 점은 상면만곡 보정소자는 상면만곡을 제외한 다른 수차에는 거의 영향을 주지 않고, 주사요소를 통해 현미경 대물렌즈로 빔을 전달하고만 있다. 사용한 현미경 대물렌즈는 통상적으로 실험실에서 사용되는 현미경 대물렌즈이고 초점거리는 4.5 mm이다. 현미경 대물렌즈에 의해 만들어진 집속 빔은 구면수차 보정소자와 결합하여 GRIN 렌즈의 구면수차와 크기는 같고 부호는 반대인 초과보정된 구면수차를 만들어 낸다. 이로부터 시준, 중계, 그리고 결상 GRIN 렌즈를 통과한 빔의 구면수차가 보정된다. 동시에 상면만곡은 앞에서 설명한 상면만곡 보정소자에 의해, 그림 10에서 보듯이, 평평하게 보정된다. 그림 11을 참조하기 바란다. 분산되어 있는 스폿들을 모두 포함하는 세로축의 100 %에 대응되는 가로축의 크기는 각각 1.42 μm, 2.73 μm, 3.84 μm이다. 여기서 가로축 크기는 100 % 원의

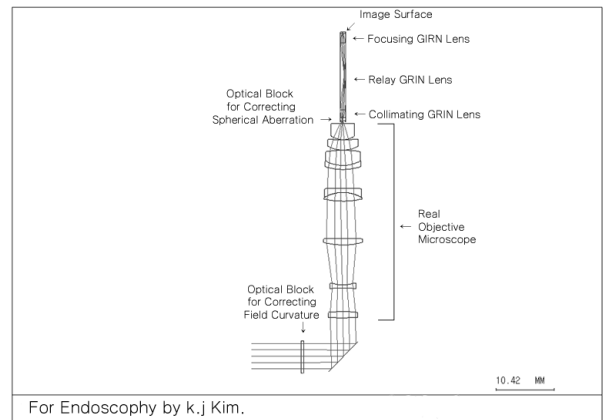


FIG. 10. An endoscopic microscope objective composed of GRIN lenses with scanning devices. Note that the collimated beam from scanner is converged by the real microscope objective.

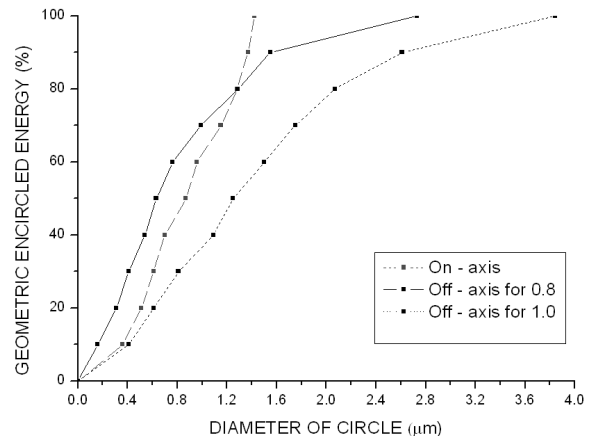


FIG. 11. The diameters of encircled energy on the image surface within which fixed percentages of light energy are contained. Where, Off-axis for 1.0 means the end point of off-axis, that is, the edge point of scanning area.

TABLE 1. The design data of an endoscopic microscope objective composed of GRIN lenses

#	R(mm)	T (mm)	n	Glass	Element
1	-0.754	0.5354	1.489603	'PMMAO'	Aberration Correcting
2	plan	0			Block
3	plan	1.3913	1.624	'ILH'	Collimating
4	plan	0			GRIN Lens
5	plan	12	1.524	'GRINTECH'	Relay
6	plan	0			GRIN Lens
7	plan	1.6528	1.624	'ILH'	Focusing
8	plan	0			GRIN Lens
9	plan	0.25	1.35		
10	plan	0			Image Surface

직경을 의미하고 각각 축 상의 위치, 비축 상의 0.8 위치, 비축 상의 1.0 위치 혹은 주사끝단에서의 위치를 나타낸다. 에어리 원판의 직경 1.54 μm 와 비교해보면, 축 상에서는 회절 한계 이내로 완벽히 보정되어 있음을 알 수 있다. 비축 상의 지점들은 회절한계 이내로 완벽히 보정되어 있지는 못하지만, 90 %의 에너지를 포함하는 직경을 잡는다면 비축 상의 0.8 위치에서는 1.55 μm 로 역시 거의 완벽하게 보정되어 있음을 알 수 있다. 다만, 비축 상의 1.0 위치에서는 90 %의 직경은 2.61 μm , 70 %의 직경은 1.75 μm , 그리고 60 %의 직경은 1.50 μm 로 다소 회절한계와는 차이가 난다. 여기서, 수차가 없을 때, 프라운호프(Fraunhofer) 회절에 의해 발생하는 에너지 분포의 비, 즉, 중심부(에어리원판)와 주변부의 에너지 비는 각각 84 %, 16 % 이므로 회절한계의 기준을 84 %의 에너지를 포함하는 직경으로 정했다. 이 기준에 의하면 직경 160 μm 의 주사면적(혹은 비축 상의 0.8 위치)에 대해서는 회절한계 이내로 구면수차와 상면만곡 수차가 잘 보정되어 있다고 할 수 있을 것이다. 하지만, 다만, 약간의 가시도 혹은 선명도 (visibility or contrast)의 저하는 발생할 것으로 예상된다. 직경 200 μm 의 주사면적 끝단에서는 60 %의 에너지를 포함하는 직경이 에어리 원판의 직경과 거의 일치하게 되므로 다소 분해능의 저하를 수반하게 된다. 이와 같은 현상이 발생하는 원인은 다음 두 가지로 요약된다. 즉, 사용된 현미경 대물렌즈에서부터 오는 부가적인 수차와 GRIN 렌즈 자체가 내포하고 있는 상당히 큰 상면만곡 수차 때문인 것으로 판단된다. 이 중에서도 주원인은 GRIN 렌즈일 것이다. 그러므로 서브마이크론 수준의 광학분해능을 가지는 소자로서 주사요소와 GRIN 렌즈를 함께 사용할 때는 반드시 상면만곡을 주의 깊게 고려해야함을 알 수 있다. 다음 표 1에 지금까지 설명한 그림 10의 설계 데이터를 제시하여 놓았으니 참조하기 바란다.

VI. 결 론

본 논문에서는 구면수차 보정소자가 평면, 볼록, 그리고 오

목형상까지를 모두 포함하도록 구면수차보정이론을 확장하였다. 또, 길이방향, 즉, 종 분해능의 저하를 가져오는 상면만곡에 대해서도 이론적인 접근을 통해 원인을 분석하였고 이를 보정하기 위해 주사요소 앞쪽에 비구면 보정판을 설치하였다. 설치(설계)된 비구면 보정판은 구면수차에 대한 영향은 최소로 하면서 독립적으로 상면만곡 수차를 보정한다. 이를 통해, 수치구경 0.5와 주사면적 160 μm 에 걸쳐 고차의 구면수차와 상면만곡이 보정된, 서브마이크론의 분해능을 갖는 매력적인 실시간 in-vivo 내시현미경을 소개할 수 있었다. 덧붙여 소개된 내시현미경은 대물렌즈부분의 직경이 1 mm인 GRIN 렌즈로 구성되어 있기 때문에 최소 침습적인 장점도 갖고 있다. 이전 논문에서는 상면만곡으로 인해 깊이에 따른 분해능이 최소 12 μm 로 제한되어 있었지만 본 논문에서 소개된 내시 현미경은 이를 제거하였다. 결과적으로 말하면, 고차구면수차 보정용 구면소자와 상면만곡 보정용 비구면소자 두 종류를 활용하면 최소 침습적이고 서브마이크론 분해능을 갖는 실시간 in-vivo 내시현미경을 구성할 수 있다는 것이다.

감사의 글

본 논문은 2009년도 한남대학교 교비학술연구비로 이루어졌으며, 이에 감사드립니다.

References

1. H.-J. Shin, M. C. Pierce, D. Lee, H. Ra, O. Solgaard, and R. Richards-Kortum, "Fiber-optic confocal microscope using a MEMS scanner and miniature objective lens," *Opt. Exp.* **15**, 9113-9122 (2007).
2. W. Göbel, J. N. D. Kerr, A. Nimmerjahn, and F. Helmchen, "Miniaturized two-photon microscope based on a flexible coherent fiber bundle and a gradient-index lens objective," *Opt. Lett.* **29**, 2521-2523 (2004).
3. J. C. Jung and M. J. Schnitzer, "Multiphoton endoscopy,"

- Opt. Lett. **28**, 902-904 (2003).
4. M. J. Levene, D. A. Dombeck, K. A. Kasischke, R. P. Molloy, and W. W. Webb, "In vivo multiphoton microscopy of deep brain tissue," *Journal of Neurophysiology* **91**, 1908-1912 (2004).
 5. J. C. Jung, A. D. Mehta, E. Aksay, R. Stepanoski, and M. J. Schnitzer, "In vivo mammalian brain imaging using one- and two-photon fluorescence microendoscopy," *Journal of Neurophysiology* **92**, 3121-3133 (2004).
 6. P. Kim, M. Puoris'haag, D. Côté, C. P. Lin, and S. H. Yun, "In vivo confocal and multiphoton microendoscopy," *J. Biomedical Optics* **13**, 010501 (2008).
 7. G. Scarcelli and S. H. Yun, "Confocal Brillouin microscopy for three-dimensional mechanical imaging," *Nature Photonics* **2**, 39-43 (2008).
 8. M. J. Booth and T. Wilson, "Strategies for the compensation of specimen-induced spherical aberration in confocal microscopy of skin," *Journal of Microscopy* **200**, 68-74 (2000).
 9. C. Liang, K.-B. Sung, R. R. Richards-Kortum, and M. R. Descour, "Design of a high-numerical-aperture miniature microscope objective for an endoscopic fiber confocal reflectance microscope," *Appl. Opt.* **41**, 4603-4610 (2002).
 10. K. Carlson, M. Chidley, K.-B. Sung, M. Descour, A. Gillenwater, M. Follen, and R. Richards-Kortum, "In vivo fiber-optic confocal reflectance microscope with an injection-molded plastic miniature objective lens," *Appl. Opt.* **44**, 1792-1797 (2005).
 11. A. Kikuchi, "Objective system for endoscopes," U. S. Patent 5,359,456 (1994).
 12. H. Miyano, "Endoscope objective lens," U. S. Patent 7,027,231 B2 (2006).
 13. C. S. Rim, "Design of an endoscope objective lens with a high numerical aperture and a minimally-invasive outer diameter," *J. Korean Phys. Soc.* **51**, 52-64 (2007).
 14. S. Y. Jang and C. S. Rim, "Design of an endoscopic microscope objective lens composed of flexible fiber bundle and gradient-index with a high resolution and a minimally-invasive outer diameter," *Hankook Kwanghak Hoeji (Korean J. Opt. Photon.)* **19**, 87-94 (2008).
 15. W. J. Smith, *Modern Optical Engineering* (MacGraw-Hill, NY, USA, 2001), Chapter 10.
 16. NSG America, Inc., "SELFOC® Imaging Lenses - Technical Charts," http://www.nsgamerica.com/index.php?lang=english&page=lenses_imaging_charts.
 17. GRINTECH, Inc., "GRIN Rod Lenses," <http://www.grintech.de/datasheets/GRIN%20Rod%20Lenses.pdf>.
 18. Optical Research Associates, Inc., "CODE V version 10.0," <http://www.opticalres.com>.