

광섬유 다발과 Gradient-index Lens가 결합된 고 분해능 및 최소침습 직경의 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계

장선영 · 임천석[†]

한남대학교 광·전자물리학과

Ⓣ 306-791 대전광역시 대덕구 오정동 133번지

(2008년 2월 25일 받음, 2008년 4월 3일 수정본 받음)

공초점 내시 현미경의 경우 살아있는(in vivo) 동물체들의 뇌 속에서의 암세포나 특정 세포를 분석할 수 있으며, 비 침습적으로 얻을 수 있는 기술과 동시에 실시간으로 암을 검출할 수 있는 장점이 있다. 공초점 내시 현미경의 경우 최소 직경과 고 분해능을 요하게 된다. 본 논문은 최소 직경을 가지는 GRIN 렌즈와 유동적으로 움직일 수 있는 광섬유 다발을 연결시킴으로써 보다 측정에 용이하도록 하였다. 직경이 1 mm이고 수치구경이 0.5이며 pitch가 0.25인 GRIN 렌즈를 사용하였으며, 광섬유 다발은 30,000개의 코어로 구성된 유동적인 광섬유 다발을 사용하였다. 본 논문은 GRIN 렌즈에 의해서 발생되었던 구면수차는 광학보상자를 이용하여 보정하였다. 그 결과 설계되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 경우 종 분해능은 1.63 μm 이고 축상물점과 비축물점에서의 에너지 분포가 100%일 때 각각의 spot size는 축상물점에서 0.3 μm 비축물점에서 0.83 μm 의 결과를 얻었으며 보다 값싸고 제작에 용이한 양산 비구면 렌즈로 대체 구현된 결과에서는 종 분해능이 1.74 μm 이고, 축상 물점에 대한 spot size는 1.1 μm 이고 비축물점에서는 spot size가 2.94 μm 로 설계되었다.

주제어: Fiber optics, Biology, confocal microscopy, Aberration compensation, Gradient-index lenses

I. 서 론

지금까지 주로 세포의 기능, 구조 및 생리적 특성을 연구하며, 생명과학 분야의 괄목할 만한 발전에는 현미경의 발달이 중요한 역할을 하였다고 할 수 있다. 17세기 초 영국 왕립협회의 후크(Hook)이 복합렌즈 방식으로 광학현미경을 발명하여 세포 및 미생물을 눈으로 직접 관찰 할 수 있게 되었고, 이후 현미경은 물리학의 발전과 더불어 전자현미경이 개발되어 세포의 미세구조 관찰이 가능하게 되었으며, 최근에는 첨단원자 현미경을 활용하여 염색체는 물론 분자 수준에서의 DNA(DeoxyriboNucleic Acid) 및 단백질의 구조를 확인할 수 있게 되었다.^[1] 그러나 광학현미경의 경우 초점면 이외에서 오는 이미지에 의한 산란현상으로 인해 두꺼운 시료를 관찰하는데 많은 어려움을 가지고 있다. 이에 따라 지금까지 개발된 현미경의 단점을 보완하고 한계를 극복하기 위하여 공초점 현미경이 나오게 되었다.^[2,3] 공초점 현미경은 살아있는 생물체의 피부 속을 관찰하려는 시도에서 시작되어 그 응용분야를 점차적으로 넓혀가고 있으며, 그에 대한 연구들이 지속적으로 이어지고 있다.^[4-11] 공초점 현미경의 경우 레이저를 사용하며 높은 해상력을 얻을 수 있다. 또한 살아있는(in vivo) 생물의 분석을 위하여 최소 직경을 가지는 공초점 내시 현미경을 사용할 수 있다. 공초점 내시 현미경의 경우 피부의 깊이에 따라 조직의 변화를 살아있는 생물체에 직접 측정이 가능하며, 공초점 내시 현미경에서 중요한 요소는 투

과 깊이와 분해능, 장기의 표면을 관찰하기 위한 최소의 직경을 갖는 것이 중요하다.^[12]

본 논문에서는 현재 세계적으로 많은 연구가 이루어지고 있는 공초점 내시 현미경의 대물렌즈에 대한 설계를 제안하고자 하며 최소직경을 가지는 GRIN 렌즈(Gradient-index Lens)와 유동적으로 움직일 수 있는 광섬유 다발(Fiber bundle)을 연결하여 설계하였다. 또한, 기존에 GRIN 렌즈가 결합된 구조에서 발생되었던 구면 수차를 제거하기 위하여 광학 보상자를 사용하였다. 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 대한 설계는 고 분해능과 최소침습 직경을 갖도록 설계 되었으며, 최적으로 설계된 구조의 렌즈를 기존의 상용화된 비구면 렌즈로 대체 구현함으로써 저가격화와 더불어 제작상의 편의를 고려하였다.

II. 공초점 내시 현미경의 개요

공초점 내시 현미경의 경우 살아있는(in vivo) 동물체들의 뇌 속에서의 암세포나 특정 세포를 분석할 수 있으며, 비 침습적으로 얻을 수 있는 기술과 동시에 실시간으로 암을 검출할 수 있는 장점이 있다.^[4,6,7] 이러한 공초점 내시 현미경은 현미경이 가지고 있는 단점을 보완하기 위하여 연구되었다. 기존에 널리 쓰이고 있는 일반형 광학현미경의 경우 현미경의 시야에 들어오는 시료 전체를 발광시킴으로써 원하지 않는 점으로부터 오는 이미지의 간섭현상으로 인해 이미지의 선명도가 저하되는 단점이 있었다. 그로인해 개발된 것이 공초점 현미경인데 그림 1에서 공초점의 개념을 설명하고 있다.

[†]E-mail: csrim@hannam.ac.kr

공초점은 한 점의 광원인 단일파장의 레이저를 조리개를 사용해서 시료에 맞지 않는 빛을 제거하고 초점과 일치하는 빛만을 검출기에 전달하는 기술로 레이저의 초점과 현미경의 초점이 일치하도록 한다.^[12] 공초점 현미경은 앞서 설명한 공초점의 원리를 이용한 것으로 광원을 레이저로 사용하여 측정하고자 하는 시료 중 원하는 지점에 광원인 레이저의 초점과 현미경의 초점을 동시에 일치시켜 초점에서 벗어난 이미지에 의한 간섭현상을 최소화함으로써 이미지의 선명도를 극대화시킨 현미경으로 세포내의 생명현상을 보다 잘 이해할 수 있도록 해준다.^[11] 그러나 살아있는(in vivo) 세포내의 측정은 최소 침습직경을 가지는 것을 요구하므로 최소 면적과 직경을 가지는 현미경의 개발이 지속적으로 연구되어지고 있다. 기존의 현미경의 경우 대물렌즈의 직경이 커서 생체내의 측정에는 고통을 동반한 측정을 하여야 했으며, 현미경이 유동적이지 못하고 고정되어 있어 측정하고자하는 표본을 가지고 측정이 되어왔다. 그러나 미세크기를 가지는 공초점 내시 현미경이 연구되어지고 이것이 최소 직경을 가지는 광섬유 다발과 대물렌즈가 연결됨으로써 보다 유동적으로 움직여 측정이 가능하게 되었다. 또한, 내시 현미경이 개발되어짐으로써 수술 시 미세 직경이 보이지 않아 수술자의 경험과 감각에 의존하여 시행되어졌던 수술들이 시각부위까지 직접 지름 약 1~1.2 mm의 가는 내시 현미경을 넣어 확인할 수 있어 수술의 성공률에도 영향을 끼치며, 이외에도 산업과 생명, 화학, 의료 등의 분석에 많이 적용, 연구되어지고 있다.

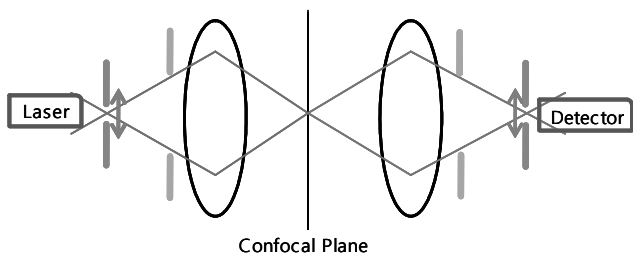


그림 1. 공초점의 개념.

III. 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계 시 고려사항

3.1 광학적 고려사항

오늘날의 현미경은 간단해지고 소형화 되었으며, 사용이 간단하고 다양한 용도에서 유용하게 사용되고 있다. 현미경에 쓰이는 대물렌즈는 물체를 확대하여 실상을 만드는 역할을 하는 것으로 현미경의 부품 중 가장 복잡한 부분이다. 현미경 대물렌즈를 디자인 할 때 가장 큰 요소로 생각해야 하는 것은 수차를 없애는 것이다. 대물렌즈의 경우 이미지 질과 연관되어 문제가 발생하는 구면수차와 색수차를 보정해주는 것이 중요하며, 현재 개발되어지고 사용되고 있는 공초점 내시 현미경을 설계할 때에도 이러한 수차를 고려하여 설계가 이루어진다. 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 경우 최소 직경을 가지고 있어야 생체 내에서 측정이 가능하며, 살아있는 생물체의 측정도 가능하게 된다.

그림 2와 3은 기존에 연구되어진 공초점 내시 현미경의 구조를 간단히 나타낸 것으로 그림 2은 참고문헌 5에 기재되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 구조 중 광섬유 다발과 렌즈가 결합된 공초점 내시 현미경 대물렌즈이며, 그림 3은 참고문헌 8에 광섬유 다발과 GRIN 렌즈가 결합된 구조를 보여주고 있다. 그림 2와 같이 구면렌즈로 이루어진 렌즈는 NA가 크면서도 회절한계성능을 나타낼 수 있으나 in vivo 측정 시 직경이 4~7 mm인 다소 큰 직경을 가지고 있는 단점이 있다. 이를 보완하기 위하여 나온 광학계가 광섬유 다발과 GRIN 렌즈가 결합된 구조로 GRIN 렌즈는 1 mm의 최소 직경을 가지나 수차를 가지고 있어 영상의 질에 영향을 주는 단점을 가지고 있다.^[5,8] 설계를 위한 2가지 조건은 첫째 유동적으로 움직이는 광섬유다발을 사용하는 것과, 둘째 각각의 광섬유 다발이 연결되어지는 렌즈들은 최소의 직경을 갖는 것이다. 이를 바탕으로 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 광학적 성능을 분석하면 표 1 같다. 표 1은 각각 광섬유(물체) NA와 GRIN(이미지) NA'을 알고 있을 때 분해능에

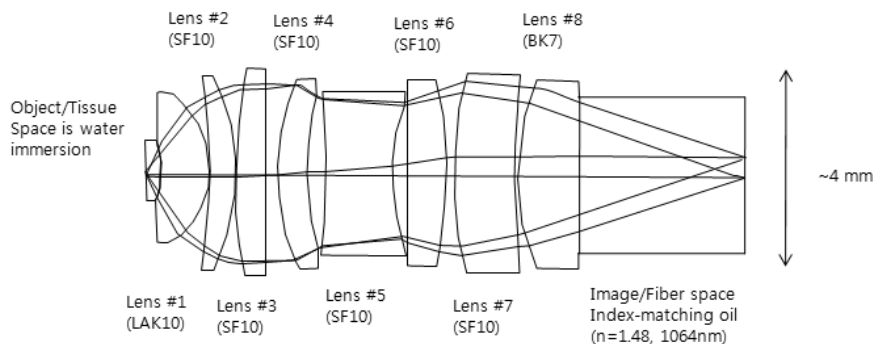


그림 2. 광섬유 다발과 렌즈가 결합된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 예.

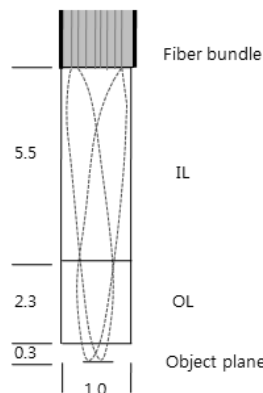


그림 3. 광섬유 다발과 GRIN 렌즈가 결합된 공초점 내시 현미경 대물렌즈.

표 1. 분해능에 따른 화각

광섬유 NA	Grin NA'	분해능(Resolution) Fiber spacing × M	이미지 FOV
0.1	0.5	0.8 μm	0.16 mm
0.15	0.5	1.2 μm	0.24 mm
0.2	0.5	1.6 μm	0.32 mm
0.25	0.5	2.0 μm	0.40 mm
0.3	0.5	2.4 μm	0.48 mm
0.35	0.5	2.8 μm	0.56 mm
0.4	0.5	3.2 μm	0.64 mm
0.45	0.5	3.6 μm	0.72 mm
0.5	0.5	4.0 μm	0.80 mm

다른 화각(Field of view)을 나타내었다.

배율과 분해능 및 화각은 식 (1), (2), (3)으로 계산되어진다.^[9]

배율(Magnification) = 광섬유(물체) NA / GRIN(이미지) NA' (1)

분해능(Resolution) = Fiber spacing(광섬유 간격) × 배율(M) (2)

화각(Field of View) = 광섬유 다발의 유효직경 × 배율(M) (3)

이러한 광학적 고려 사항들은 쓰고자 하는 광섬유(물체) NA와 GRIN(이미지) NA'에 따라서 배율과 분해능, 화각이 결정되어진다는 것을 확인하였다. 여기서 화각은 측정하고자 하는 견본을 얼마나 볼 수 있는 가를 나타내며 측정의 범위가 크면 좋으나 화각이 커지게 되면 배율과 렌즈 시스템 자체의 구경의 크기가 커지게 되어 복잡한 형상을 만들 수 있으므로 잘 고려해야 한다. NA는 대물렌즈의 분해 능력과 빛이 렌즈로 모일 수 있는 양에 영향을 주므로 값이 크면 좋으나, 사용하고자 하는 렌즈나 광섬유 다발의 영향으로 인해 NA값의 설정에 제한이 따르게 된다.^[9]

3.2. GRIN 렌즈의 수차 보정 원리

GRIN 렌즈는 계단 형 굴절률 분포 광섬유와 같은 형태의 굴절률 분포를 가진 막대 모양의 렌즈로서 굴절률이 일정한 유리 막대인 원통렌즈와는 사용 목적이 구별된다. GRIN 렌즈는 자오면과 구결 면에서 초점까지의 거리가 렌즈의 길이에 비례하여 주기적으로 변화하며 일반적으로 사용되는 길이는 1/4 피치, 1/2 피치, 3/4 피치 단위이고, 직경은 0.5 mm, 1 mm, 1.8 mm, 2 mm이 주로 사용된다.^[13,14] 이와 같이 GRIN 렌즈는 작은 직경을 가지고 있어 내시경과 소형 현미경 광학계에 많이 사용되고 있으며, 그 사용 목적에 따라 길이 및 직경 굴절률 분포를 적당히 선택하여 사용한다. 그림 4는 GRIN 렌즈 형상을 나타내는 그림이며, 광선의 경로가 표시되어 있다.

그림 4에서 (a)는 축 상에서 출발한 광선의 경로이며 (b)는 비 축 상에서 출발한 광선의 경로를 나타내고 있다. GRIN 렌즈의 반경 방향의 굴절률 분포를 $n(r)$ 라 하면

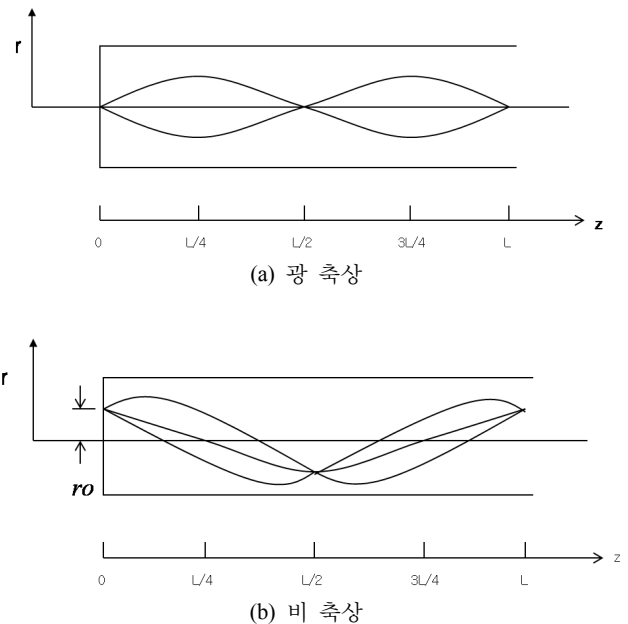


그림 4. GRIN 렌즈의 광선 경로.

$$n^2(r) = n_o^2 [1 - (\alpha r)^2 + \alpha_2 (\alpha r)^4 + \alpha_3 (\alpha r)^6 + \dots] \quad (4)$$

여기서 r 은 중심축으로부터의 거리, n_o 은 중심축의 굴절률, α 는 GRIN 렌즈의 집광 능력을 나타내는 상수이다. 만약, $\alpha r \ll 1$ 이라면 식(4)은 식 (5)처럼 표현 되어진다.

$$n^2(r) = n_o^2 [1 - (\alpha r)^2] \quad (5)$$

그림 4의 (b)에서 sin 형태를 갖는 자오 광선을 GRIN 렌즈의 어떠한 위치 z 에서 광선 높이를 기술하고자 할 때는 식 (6)로 표기되어지며 $r(z)$ 는 자오 광선이 지나는 지점의 광선 높이를 나타낸다.

$$r(z) = r_0 \cos(\alpha z) + \frac{r'_0}{\alpha} \sin(\alpha z) \quad (6)$$

여기서, r_0 는 광선의 초기 위치이며 r'_0 은 초기의 기울기, $L = 2\pi/\alpha$ 광축에 대한 피치를 말한다. 그림 1에서 축 상에서 $r_0 = 0$ 이며, 비축상에서는 $r_0 > 0$ 크다. 그리고 GRIN 렌즈의 초점거리는 식 (7)과 같이 표현한다.^[15-17]

$$f = [n_o \alpha \sin(\alpha z)]^{-1} \quad (7)$$

GRIN 렌즈는 축 상에서 출발한 광선과 비축에서 출발한 광선이 만나는 위치에서의 굴절률이 틀리므로 다른 광 경로를 가지고 초점을 맺는다. 이로 인해 수차가 발생하게 된다. 그림 5는 GRINTECH사의 GRIN 렌즈^[18]의 광 경로를 나타내고 있으며, 그림 6은 GRIN 렌즈의 매수에 따른 구면수차

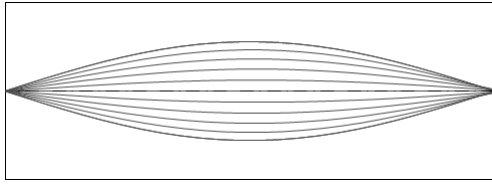


그림 5. NA 0.5인 GRIN렌즈(GRINTECH).

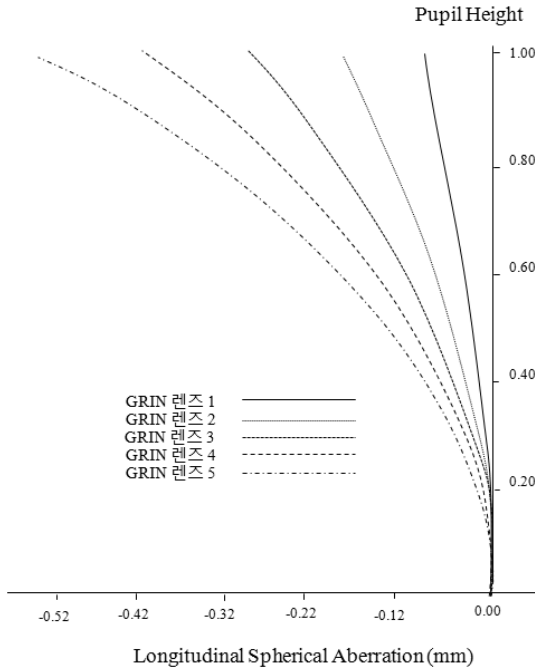


그림 6. GRIN 렌즈의 매수에 따른 구면수차(직경 1 mm, NA 0.5; GRINTECH).

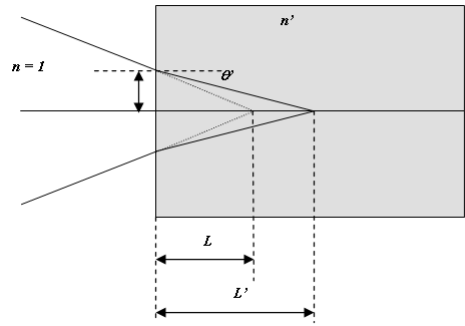
를 계산한 것이다.

광학 보상자는 광학계 시스템에서 발생되어지는 구면수차 즉, GRIN 렌즈에 의해서 생기는 구면수차를 제거해주는 렌즈이다. 광학보상자의 형태는 각각 평면일 때와 구면일 때에 대해서 제거 되는 수차량을 계산 하였다.^[5] 그림 7은 광학 보상자의 형태를 나타내며, 간단한 구조를 가지는 평면과 구면에 대해서 살펴보았다.

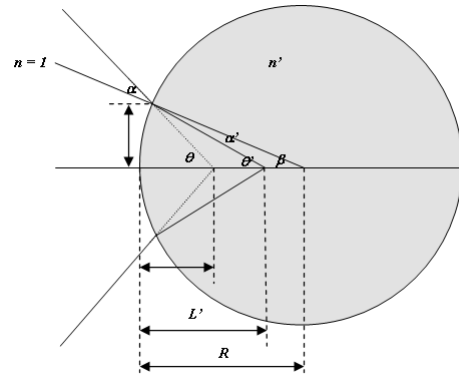
식 8과 9는 광학보상자의 형태가 평면일 때와 구면일 때의 경우에 대한서의 종 구면수차 식을 나타내었다. 여기서 l' 은 근축 상거리이다.

$$LSA = L' - l' = nL \left\{ \cos \left[\sin^{-1} \left(\frac{\sin \theta}{n} \right) \right] - \cos \left[\sin^{-1} \left(\frac{\theta}{n} \right) \right] \right\} \quad (8)$$

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



(a) 평면일 때



(b) 구면일 때

그림 7. 광학 보상자의 형태.

이를 바탕으로 광학보상자의 형태에 따른 구면수차를 그림 8에 나타내었다.

그림 8에서 (a)는 광학 보상자가 구면일 때 insertion depth을 조절함에 따른 구면수차의 그래프를 나타내며, (b)는 GRIN 렌즈의 매수에 따른 구면수차와 광학 보상자의 depth를 조절하였을 때의 보정 가능 여부를 확인하였다.

IV. 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계

4.1. 광섬유 다발이 결합된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계

공초점 내시 현미경 대물렌즈는 자유로이 움직이는 동물에 대한 뇌 영상 촬영과 같은 생물의학 분야에서의 적용하기 위한 내시경에 대해서 설계하였으며, 광학계는 직경이 작은 GRIN 렌즈와 GRIN 렌즈의 수차를 제거해 줄 수 있는 광학 보상자, 광섬유 다발 앞단에 연결되는 부분에서의 렌즈 모듈을 설계하였다. 광원은 Ti; sapphire 레이저의 880 nm을 사용하였으며,^[7] 광섬유 다발은 Sumitomo Electric Industries 사의 IGN-08/30으로 코어 직경이 2.4 μm, NA는 0.35 총 두께는 0.96 mm를 사용하였다.^[19] 광섬유 다발의 조건들은 광섬유 다발과 결합되어지는 렌즈모듈과 GRIN 렌즈의 NA에 따라 화각과 배율, 분해능이 달라진다. 본 논문에서는 GRIN 렌즈

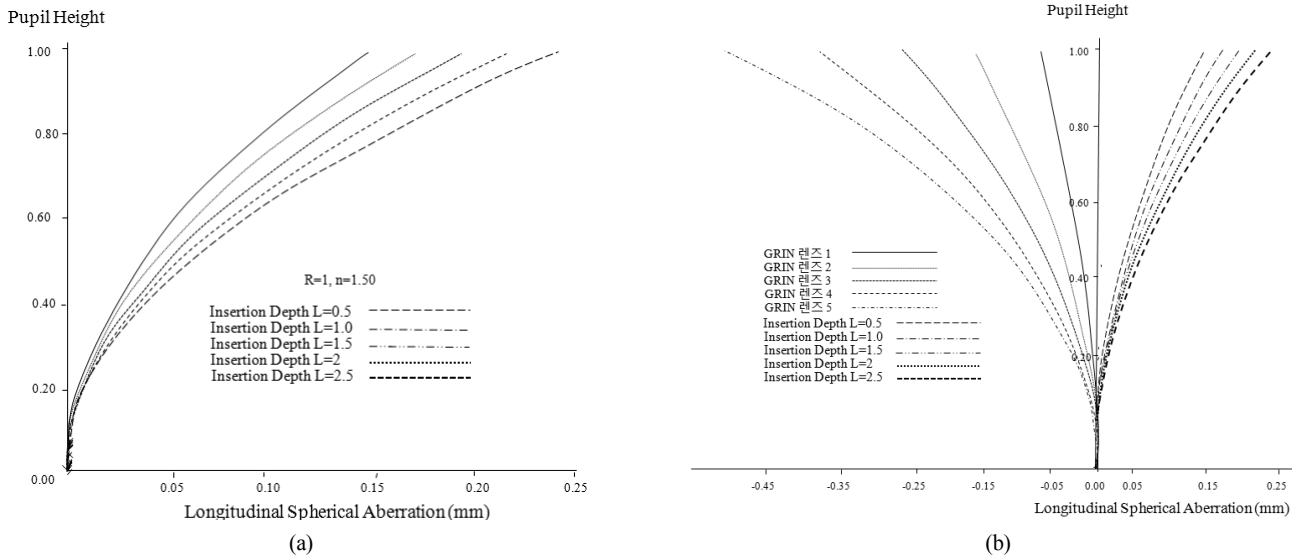


그림 8. (a) 광학보상자가 구면일 때 insertion depth에 따른 구면수차 (b) GRIN렌즈 매수에 따른 수차도와 광학보상자가 구면일 때 insertion depth에 따른 수차도.

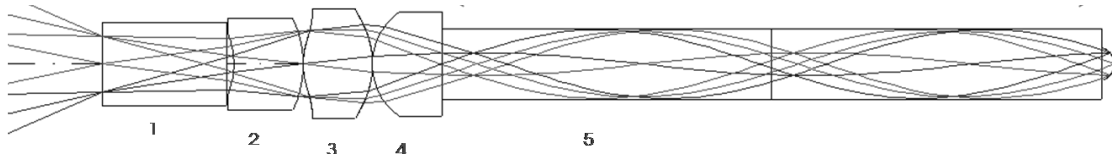


그림 9. 설계되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 구조.

표 2. 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계입력 스펙

내시 현미경 대물렌즈의 특성	값
Numerical Aperture	0.49
Wavelength (nm)	880 nm
Field of view	320 μm
렌즈 구경	1.6 mm 이내
GRIN 렌즈의 구경	1 mm
렌즈와 GRIN렌즈의 총 길이	14.57 mm 이내

를 사용하여 공초점 내시 현미경 대물렌즈를 설계하였다. GRIN 렌즈는 GRINTECH사의 제품을 사용하였으며, 직경이 1 mm에 NA가 0.5이고 0.25 Pitch를 사용하였다.^[18] 설계 되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 회절 한계 점 사이즈 (즉, 에어리 디스크)는 주어진 파장과 물체 축의 NA값에 영향을 받아 변하게 되므로 아래와 같이 표기가 된다.

$$Airy\ disk = 1.22 \left(\frac{\lambda}{NA} \right) = 3.07 \mu m \quad (10)$$

중 분해능(Lateral Resolution)은 광섬유 중심간격(Fiber center to center spacing)과 물체축과 이미지 축에 배율에 따라서 결정되며, 아래와 같이 계산된다.

$$Lateral\ Resolution = \frac{Fiber\ spacing}{M} = 1.63 \mu m \quad (11)$$

이러한 사항을 바탕으로 표 2에 공초점 내시 현미경 대물 렌즈의 설계입력 스펙을 나타내었으며, 이를 바탕으로 설계 되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈는 그림 9에 나타내었다.

그림 9에서 광섬유 다발과 연결되는 부분에서 광선이 진행 할 수 있도록 렌즈 4개가 들어간다. 광섬유 다발 앞 단에 결합된 렌즈 1, 2, 3은 모듈부분으로 렌즈 1은 Optical plate로 광섬유 다발에서 나오는 빛의 경로를 진행시켜주며, 렌즈 2 와 렌즈 3 그리고 광학보상자인 렌즈 4를 통과한 광선은 GRIN렌즈로 들어가기 위해 필요한 NA값을 확보해준다. 렌즈 모듈 부분인 렌즈 1, 2, 3은 광선이 통과 한 후 구면수차 량을 최소의 값을 갖도록 설계되었으며, 광학보상자인 렌즈 4는 GRIN렌즈에 의한 수차를 보정할 수 있도록 곡률과 두 계를 조절하여 구면수차를 보정하였다.

그림 10은 공초점 내시 현미경 대물렌즈에 사용된 GRIN 렌즈와 광학보상자의 구면수차를 나타내는 것으로 확인결과 구면수차를 보정할 수 있었다.

그림 11은 설계 되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 축 상물점과 비축물점에서의 에너지에 따른 spot size를 나타내 며, 축상물점과 비축물점에서의 에너지분포에 따른 spot size 는 크게 차이가 나지 않았다. 에너지가 100%일 때 축상물점

의 spot size는 0.3 μm , 비축물점에서의 spot size는 0.83 μm 의 결과를 얻었다. 에너지 분포에 따른 Spot size는 다시 반사되어 광섬유 다발로 들어갈 때에 광섬유의 코어 직경을 따라 들어가므로 Spot size는 코어 직경에 가깝거나 작아야 손실이 적게 된다.

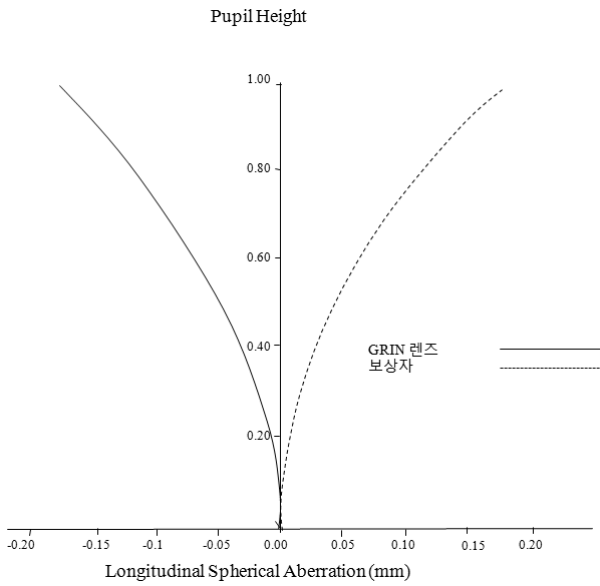


그림 10. 설계된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 GRIN렌즈와 광학보상자의 구면수차 그래프.

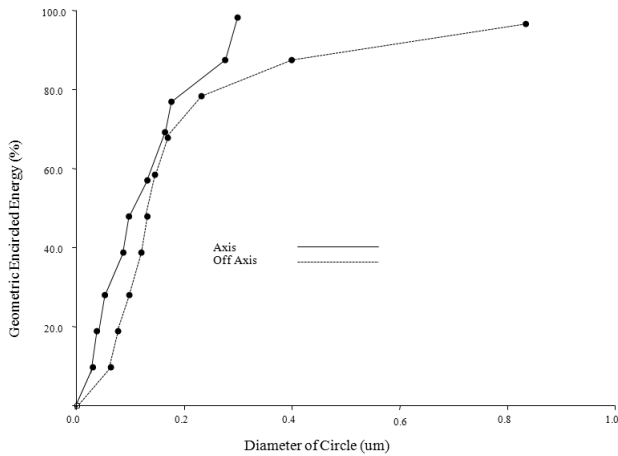


그림 11. 설계 되어진 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 축 상물점과 비축물점에서의 에너지에 따른 spot size.

4.2. 상용화된 비구면 렌즈를 이용한 내시 현미경 대물렌즈의 구현방법

공초점 내시 현미경 대물렌즈 설계 시 사용된 비구면 렌즈를 시장에서 쉽게 구입할 수 있는 비구면 렌즈로 대체함으로써 제작상의 어려움을 덜고 제작비용의 대폭적인 절감을 이루었다. 또한, 각각의 연결되는 렌즈들은 거리공차에 의해 광학계 수차가 굉장히 민감하게 작용을 하여 축의 중심을 두께 없이 맞춰 놓았다. 4.1에서 고려된 설계되어진 공초점 내시 현미경의 구조에서 기존의 양산되는 렌즈의 대체를 위하여 초점거리를 고려하여 결정하였으며 그 결과 Thorlabs사의 350710 $f = 1.49 \text{ mm}$ 의 비구면 렌즈를 사용하였다.^[21]

그림 12 상용화된 비구면 렌즈를 이용하여 대체 구현된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 구조로 렌즈 1번과 3번은 구면 렌즈를 사용하였으며, 재질은 LASFN9이다. 렌즈 3의 경우는 광학 보상자의 역할을 하며, 렌즈 2는 대체되어진 Thorlabs사의 비구면 렌즈이다. 그 결과 종 분해능 값은 식 12와 같다.

$$Lateral Resolution = \frac{Fiber\ spacing}{M} = 1.74 \mu\text{m} \quad (12)$$

표 3은 상용화된 비구면 렌즈로 대체 했을 때에 대한 설계 입력 스펙을 나타내어 주고 있으며, 그림 13은 GRIN 렌즈의 구면수차와 광학 보상자의 구면수차 그래프를 보여주고 있으며, 그림 14는 상용화된 비구면 렌즈를 이용하여 대체하여 구현된 공초점 내시 현미경 대물렌즈에 대한 에너지에 따른 spot size를 나타내며, 축상물점과 비축물점에서의 에너지 분포가 100%일 때 각각 1.10 μm , 2.94 μm 로 확인되었다.

V. 결 론

본 논문에서는 현재 많은 연구가 진행 되고 있는 공초점 내시 현미경 대물렌즈에 대해서 설계하였고 이것의 광학적

표 3. 그림 12의 설계입력 스펙

내시 현미경 대물렌즈의 특성	값
Numerical Aperture	0.46
Wavelength(nm)	880 nm
Field of view	340 μm
렌즈 구경	2 mm 이내
GRIN 렌즈의 구경	1 mm
렌즈와 GRIN렌즈의 총 길이	18.71 mm 이내

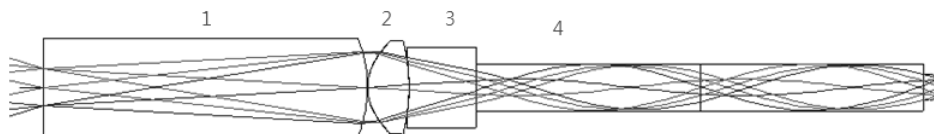


그림 12. 상용화된 비구면 렌즈를 이용하여 대체 구현된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 구조.

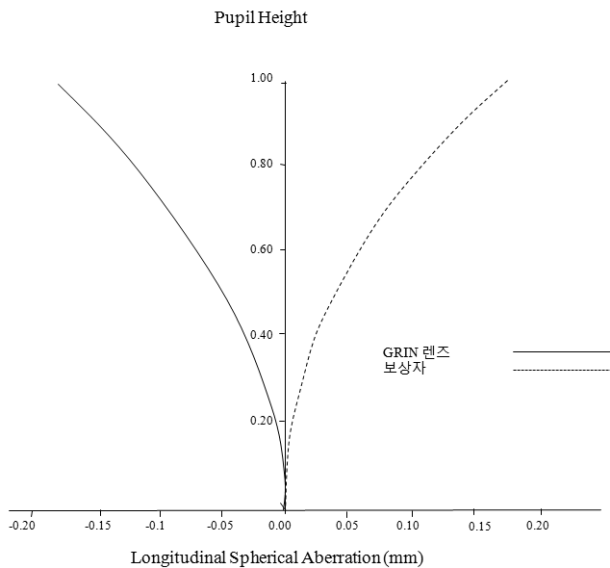


그림 13. 상용화된 비구면 렌즈를 이용하여 대체된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 GRIN 렌즈와 광학 보상자의 구면수차.

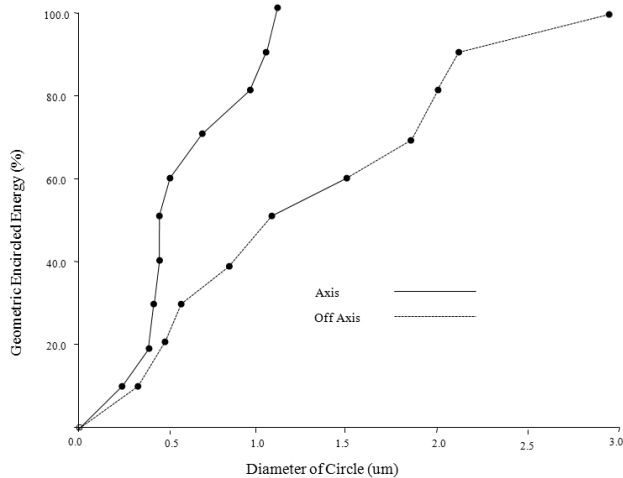


그림 14. 그림 12의 설계된 공초점 내시 현미경 대물렌즈의 축상물점과 비축물점에서의 에너지에 따른 spot size.

성능을 분석하였다. 공초점 내시 현미경 대물렌즈에 대해서는 광섬유 다발과 최소 직경을 가지는 GRIN 렌즈를 결합시킨 구조로 설계하였으며, 광섬유 다발과 렌즈가 결합되었을 때 in vivo 측정 시 다소 큰 직경(4~7 mm)을 가지는 문제점을 직경 1 mm의 GRIN 렌즈를 사용하여 해결하였다. 또한, GRIN 렌즈와 광섬유 다발이 결합되었을 때 발생되었던 구면수차의 문제를 광학보상자를 사용하여 해결하였다. 본 논문은 설계된 비구면 렌즈와 상용화된 비구면 렌즈로 대체한 공초점 내시 현미경 대물렌즈를 구현하여 후에 제작상의 발생하는 문제를 보완하였다. 설계되었던 공초점 내시 현미경의 경우 중 분해능은 1.63 μm 이고 축상물점과 비축물점에서의 에너지 분포가 100%일 때 각각의 spot size는 축상물점에서 0.3 μm 비축물점에서 0.83 μm 의 결과를 얻었으며, 상용

화된 비구면 렌즈로 대체 구현 시 중 분해능은 1.74 μm 이고, 축상물점에 대한 spot size는 1.1 μm 이고 비축물점에 대하여는 spot size가 2.94 μm 로 설계되었다.

공초점 내시 현미경 대물렌즈의 설계 결과 최소 직경과 고 분해능을 가지는 공초점 내시 현미경 대물렌즈를 설계하였으며, 이것을 바탕으로 생체 내에서의 측정이 가능하도록 하여 조기 암 진단과 같이 판단하기 어려운 병들의 원인 분석 하는데 널리 이용 될 수 있으며, 세포 생물학, 신경생리학, 의학, 식품, 금속, 반도체 등의 광범위한 분야에 걸쳐서 활용될 것이다. 나아가 본 논문에 사용한 GRIN 렌즈를 사용하여 길이를 자유롭게 조절 할 수 있도록 하는 구조를 만들 수 있다.

참고문헌

- [1] 김홍중, 김현석, “공초점레이저 주사현미경의 원리와 생물학적 응용”, *Oral Biology Research*, vol. 24(I), pp. 151-153, 2000.
- [2] 배한성, 김종배, 권남익, “광섬유를 이용한 공초점 내시현미경”, *Optical Society of Korea Annual Meeting*, pp. 244-245, 2005.
- [3] 김명국, “공초점레이저 주사 현미경”, *치과임상*, 192: 18-21, 1997.
- [4] B. A. Flusberg, J. C. Lung, E. D. Cocker, E. P. Anderson, and M. J. Schnitzer, “In vivo brain imaging using a portable 3.9 gram two-photon fluorescence microendoscope,” *Opt. Lett.*, 30, pp. 2272-2274, 2005.
- [5] 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, pp. 4603-4610, 2002.
- [6] Cheon-Seog Rim, Design of an Endoscope Objective Lens with a High Numerical Aperture and a Minimally -Invasive Outer Diameter, *Journal of the Korean Physical Society*, vol. 51, no. 1, July 2007.
- [7] J. C. Jung, A. D. Mehta, E. Aksay, R. Stepnoski, and M. J. Schnitzer, “In vivo mammalian brain imaging using one- and two- photon fluorescence microendoscopy,” *Journal of Neurophysiology* 92, pp. 3121-3133, 2004.
- [8] Werner Gobel, Jason N. D Kerr, Axel Nimmerjabhn, and Fritjof Helmchen, “Miniaturized two-photon microscope based on a flexible coherent fiber bundle and a gradient index lens objective,” *OSA*. vol. 29, no. 21, November 1, 2004.
- [9] Chen Liang and Michael R. Descour, “Fiber confocal reflectance microscope (FCRM) for in-vivo imaging,” *Optical Society of America*, vol. 9, no. 13, p. 824, December 2001.
- [10] Hyun-Joon Shin, Mark C. Pierce, Daesung Lee, Hyejun Ra, Olav Solgaard, and Rebecca Richards-Kortum, “Fiber-optic confocal microscope using a MEMS scanner and miniature objective lens,” *OPTICS EXPRESS*, vol. 15, no. 15, 23 July 2007.

- [11] J. Knittel, L. Schnieder, G. Buess, Messerschmidt, and T. Possner, "Endoscope-compatible confocal microscope using a gradient index-lens system," *Optics Communications*, vol. 188, no. 5, pp. 267-273, 15 February 2001.
- [12] I. Veilleux, D. Cote, and C. P. Lin, "In vivo Multimodality Video Rate Laser Scanning Confocal Microscope," *Optical Society of America*, 2005.
- [13] 임천석, '기하광학', 테그미디어, pp. 249-254, pp. 70-71, 2003.
- [14] W. J. Smith, "Modern Optical Engineering," 3rd ed, McGraw-Hill, New York, 2000.
- [15] W. J. Tomlinson, Aberration of grin-rod lenses in multi-mode optical fiber devices. -*Applied optics* v. 19 no. 7, pp. 1117-1126, 1980.
- [16] K. B. Paxton and W. Streifer, "Aberration and Design of Graded-index (GRIN) rods used as image relays", *Applied optics*, vol. 10, no. 9, pp. 2090-2096, 1971.
- [17] Xiaohong Sun, Hui Ma, Hai Ming, Zhiqiang Zheng, Jiwen Yang, and Jianping Xie, "The measurement of refractive index profile and aberration of radial gradient index lens by using imaging method," *Optics & Laser Technology*, Volume 36, Issue 2, pp. 163-166, March 2004.
- [18] GRINTECH, Inc., Frankfurt, Germany, <http://www.grintech.de>.
- [19] Sumitomo Electric Industries, Ltd, <http://www.sei.co.jp>.
- [20] U. S. Patten: 5,881,195, "Image guide comprising plurality of gradient-index optical fibers," Janes K. Waller. Mar; 9, 1999.
- [21] Thorlabs, Inc., Newton, N. J., <http://www.thorlabs.com>.

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

Sun Young Jang and Cheon Seog Rim[†]

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

[†]*E-mail: csrim@hannam.ac.kr*

(Received February 25, 2008, Revised manuscript April 3, 2008)

We present a new design for an endoscope objective lens composed of a flexible fiber bundle with 30,000 core, and a gradient-index (GRIN) objective lens with an optical adaptor. The characteristic of this objective lens is to be minimally-invasive to be able to insert easily in the internal organs of live animals. The GRIN lens has a small diameter and a very simple construction, which is selected with the diameter of 1.0 mm and numerical aperture of 0.5 to achieve a minimally-invasive outer diameter and a high resolution. The resultant designed lens shows the performance as follows; a lateral resolution of 1.63 μm and diameters of 100% encircled energy of 0.3 μm and 0.83 μm for the on-axis and the off-axis image point, respectively. Also, we can present a cheap solution with a lateral resolution of 1.74 μm and diameters of 100% encircled energy of 1.10 μm and 2.84 μm for the on-axis and the off-axis image point, respectively.