## 1. 광학 시스템의 이해

시스템은 둘 이상의 부분이나 요소들이 일정한 체계에 따라 서로 유기적으로 관련되어 작용하는 통일된 조직이다. 시스템에 대한 정의를 설명하기 위하여 요리를 예로 들어 보자. 된장찌개를 끓인다면 아마도 다음과 유사한 재료가 필요하다.

재료

두부 150g, 호박 80g, 쇠고기 · 생표고 · 양송이버섯 · 애느타리버섯 70g씩, 팽이버섯 $\frac{1}{2}$봉지, 대파 $\frac{1}{2}$뿌리(30g), 풋고추 · 붉은 고추 1개씩

된장 국물

된장 3큰술, 고추장 · 다진 마늘 1큰술씩, 생강즙 $\frac{1}{2}$작은술, 멸치 육수 2컵

# 특집 ▶ 첨단 광학 및 광기술 해설

# 안광학계의 기초이론 및 이해

김상기*, 박성찬**

위 재료들의 각각은 된장찌개를 구성하는 하나의 요소이나 된장찌개 자체는 아니다. 하지만 이러한 구성요소들은 유기적으로 연결이 되어 된장찌개를 만들게 된다. 즉, 된장찌개는 요리 재료라는 구성요소를 가진 시스템인 것이다. 아마도 사람들이 고향의 맛을 찾는 것은 자신의 고향에서 재배되는 미세한 재료의 차이가 다른 음식의 맛을 만들어 내기 때문이 아닐까?

이와 같은 개념이 적용되는 광학 시스템은 빛의 굴절, 반사, 회절의 원리를 이용하여 렌즈, 거울, 구경조리개(aperture stop), 시야조리개(field stop), 회절격자, 필터 등의 광학 소자를 사용한 계이다. 광학 시스템 안에는 이러한 여러 개의 광학 소자가 유기적으로 구성이 되어 있다. 광학 소자 중 가장 대표적인 것이 렌즈이다. 그러므로 렌즈 하나의 작은 변화가 전체 광학 시스템에 어떠한 영향이 미치는지 살펴보자.

그림 1(a)는 미국 특허 번호 USP 2350035인 사진기 광학계이다. 광학계는 유효초점거리 100 mm, 전장 158 mm, 상공간의 밝기 F/1.4, 근축 상 크기 27 mm, 최대 시야(half field of view) 15°, 파장 범위는 가시광선 영역, 렌즈는 7매로 구성이 되어있다. (b)는 이 광학계에 의하여 만들어진 축 상점의 크기이다. 이 때 광선은 파장 F, d, C 선을 고려하여 그려졌다. 축 상점의 직경은 상측초점에서 2000 ㎛보다 작음을 알 수 있다.

그림 2(a)는 그림 1의 광학계에서 제 1렌즈를 별로도 그린 그림이다. 렌즈의 제 1면 곡률반경은 88.9 mm 이고, 제 2면의 곡률반경은 458 mm, 렌즈 두께는 12.5 mm 이며, LAK31의 재질로 설계된 전형적인 볼록 메니스커스형

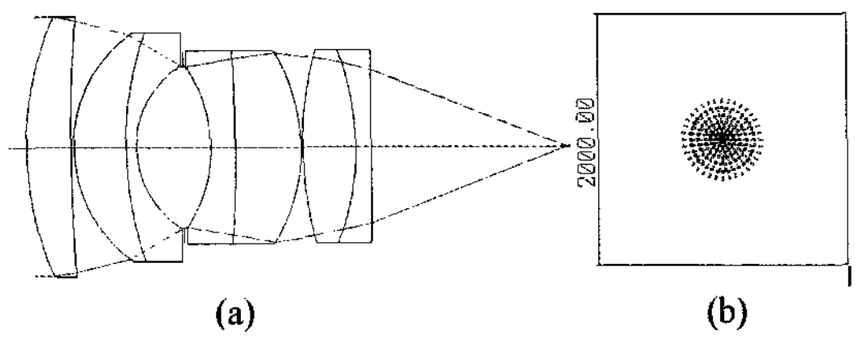
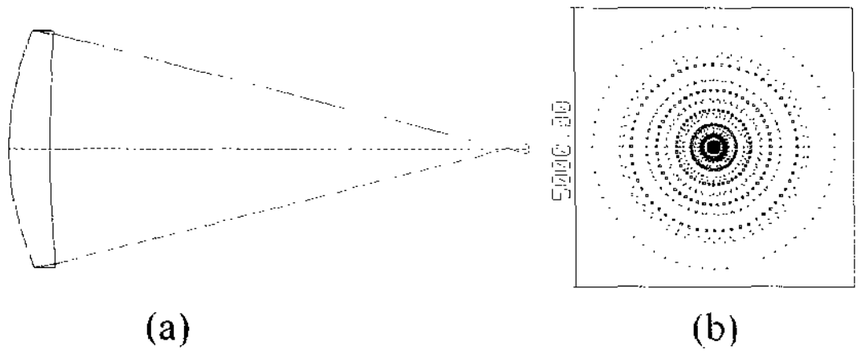



그림 1. (a) USP 2350035인 사진기 광학계의 개략도, (b) 광학계의 파장 F, d, C 선을 고려한 축 상점의 크기(정사각형의 한 변의 크기는 2000 ㎛이다.)

* 동남보건대학 안경광학과, ** 단국대학교 첨단과학부 전자물리학과

# 안광학계의 기초이론 및 이해

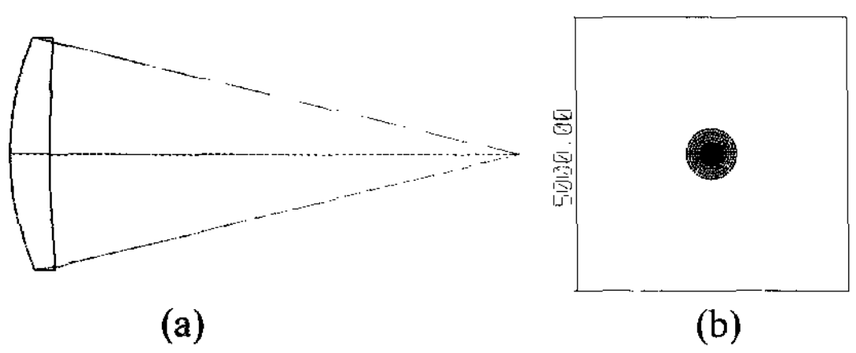
이다. 하지만 전면 굴절능이 후면 굴절능보다 6배가 되어 성립하는 "crossed lens"의 조건을 만족하지 못하기 때문에 그림 2(b)에서 보듯이 렌즈는 광학적으로 best form은 아님을 알 수 있다.[1]




(a) (b)

그림 2. (a) USP 2350035인 사진기 광학계의 제 1렌즈의 개략도, (b) 렌즈의 파장 F, d, C 선을 고려한 축 상점의 크기(정사각형의 한 변의 크기는 5000 ㎛이다.)

그림 3(a)는 제 1렌즈의 광학적 특성에 대한 변화를 최소화하기 위하여 그림 2의 광학 시스템의 제 1면에 비구면을 추가하여 최적화한 렌즈의 개략도이다. 즉, 렌즈의 제 1 · 2면의 곡률반경, 렌즈 두께, LAK31인 재질은 변동이 없이 유효초점거리를 기준으로 최적화하였다. 그림 3(b)에서 보듯이 상점의 크기가 작아져서 렌즈 자체의 광학적 성능은 향상되었음을 알 수 있다.

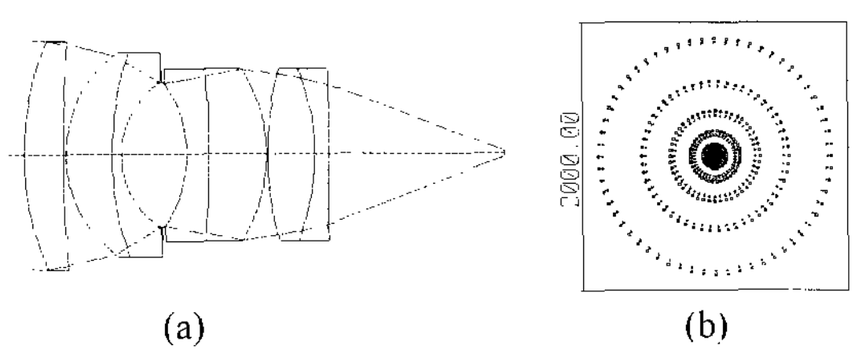



(a) (b)

그림 3. (a) 제 1렌즈의 전면에 비구면을 적용하여 최적화한 개략도, (b) 렌즈의 파장 F, d, C 선을 고려한 축 상점의 크기(정사각형의 한 변의 크기는 5000 ㎛이다.)

그림 2와 3의 축 상점의 크기만을 비교하여 보면 상의 품질은 렌즈의 전면에 비구면을 첨가한 렌즈가 좋은 광학적 성능을 가진다. 하지만 이 비구면을 첨가한 렌즈를 USP 2350035인 사진기 광학계에 제 1렌즈 대신에 첨가를 하면 그림 4와 같은 결과를 얻게 된다.

그림 4와 그림 1을 비교하여 보면 성능이 더 좋은 제 1렌즈를 첨가한 그림 4의 광학계의 축상점에 대한 상점이




(a) (b)

그림 4. (a) 제 1렌즈 전면에 비구면이 첨가된 USP 2350035인 사진기 광학계의 개략도, (b) 광학계의 파장 F, d, C 선을 고려한 축 상점의 크기(정사각형의 한 변의 크기는 2000 ㎛이다.)

오히려 성능이 더 나쁜 제 1렌즈를 첨가한 그림 1의 광학계보다도 축상점은 더 커져서 광학적 상의 품질은 더 떨어짐을 알 수 있다. 이러한 경향은 광학계의 모든 렌즈들은 렌즈 각각의 광학적 성능 보다는 다른 렌즈와의 수차를 포함한 광학적인 조화가 필요하기 때문이다.

이러한 시스템의 경향은 사람의 눈앞에 광학 기기가 위치할 때에도 적용이 된다. 하지만 사람의 눈에 대한 정확한 광학적 이해 없이는 안광학기기의 광학시스템을 정확히 설명하고 설계한다는 것은 한계가 있다. 그러므로 사람의 눈에 대하여 광학적으로 근사 없이 묘사하고자 하는 시도가 오래전부터 있어 왔다. 본 글에서는 안구를 안광학기기로 묘사하는 정밀 모형안에 대하여 다루고자 한다. 또한 안경원에 가면 자각식 검사에 의한 사람의 소수식 시력을 측정한다. 이에 대한 광학적 이해를 정밀 모형안을 사용하여 설명 한다. 그리고 이러한 사람의 시력을 고려한 안광학기기 설계의 필요성에 대하여 논하고자 한다.

## 2. 안광학계 이론

먼저 안구가 해부학적으로 어떠한 구조를 가지는지 그림 5에서 간략하게 묘사하였다. 안구는 후방에 광수용체를 가진 수렴광학계이다.

안구는 형태면에서 젤리와 같은 유리체(vitreous), 액상의 방수(aqueous), 수정체(crystalline lens)를 감싸고 있는 상대적으로 튼튼한 외부 껍질을 가진 구에 가깝다. 흰 공막(sclera)는 빛이 들어오는 제 1렌즈인 투명한 각막(cornea)과 연결되어 있다. 각막 전면의 평균 곡률반경은 7.8 mm인 반면 공막의 곡률반경은 12~13 mm이다. 얼

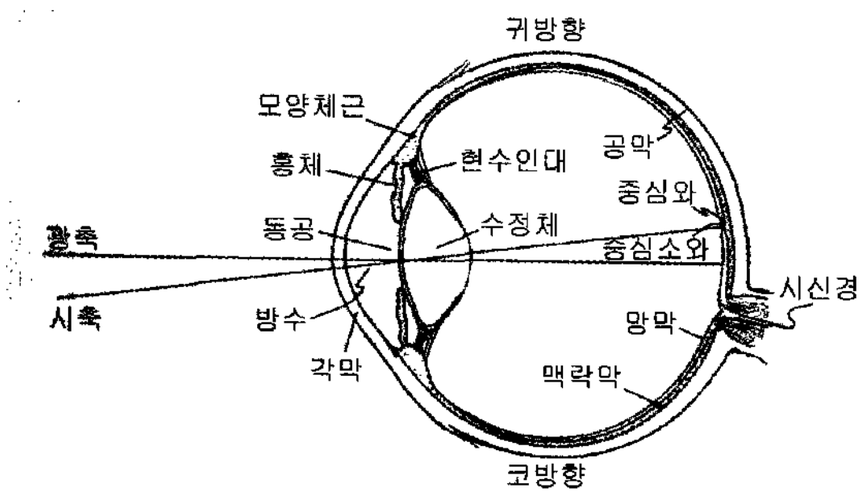



**그림 5. 인간 안구의 개략도. 안구의 수평방향의 단면이며 우안(right eye)이다.**

굴 전면에서 볼 때 각막은 수평으로 더 긴 약 12 mm × 11 mm인 타원의 형태를 가진다. 각막은 공막과 연결되는 부위, 즉 각막의 주변부는 굴절능이 다소 감소되어서 각막 전면 전체는 장축타원 형태의 비구면을 가진다.

각막 후면은 전면보다 약 1 mm정도 곡률반경이 짧고, 각막의 두께는 약 1/2 mm이다. 평균적인 각막의 광학 상수는 전 · 후면의 곡률반경은 각각 7.8 mm, 6.7 mm이고, 굴절률 1.376, 전 · 후면의 굴절능은 각각 48.205 디옵터(D) 및 -5.970 디옵터이다. 이러한 각막 후면의 굴절능은 방수의 굴절률이 1.336이기에 가능하다. 그러므로 각막의 등가 굴절능은 +42 D이다. 따라서 광원의 광선속(pencil of ray)은 각막에서 많은 부분 수렴되어 굴절하게 된다. 각막의 물 · 상측 주점들은 서로 매우 가깝고 각막 전면에서 약 0.05 mm 떨어져 있어서 단일면으로 근사하여 사용하는 것이 가능하다.

동공(pupil)으로 알려진 방수안에 있는 홍채(iris)에 의하여 만들어진 원형의 공간은 사실 광학적으로는 가변조리개(iris stop)에 해당된다. 동공의 직경은 밝은 빛일 때 약 2~3 mm에서 부터 어두울 때 약 8 mm까지 변화를 한다. 광순응(adaptation) 일 때, 동공의 직경은 나이에 따라서도 변화를 하며, 십대 초기에는 최대 5~6 mm까지 변화하지만 80세일 때 약 3 mm까지 감소한다. 광순응 상태에서 25세의 사람의 동공직경은 평균적으로 약 3 mm~ 6 mm 사이에 있다. 동공은 수정체 전면과 접촉되어 있다. 수정체는 곡률이 변화되어 굴절능이 변하여 근거리의 물체를 보게 한다. 이러한 굴절능의 변화를 조절(accommodation)이라 한다. 수정체는 탄성외피로 둘러싸인 복잡한 층구조이다. 수정체의 굴절률은 중심부가 1.41이며 주변부에서는 1.38 으로, 굴절률이 감소하는 GRadient-INdex(GRIN) 렌즈이다. 수정체의 전 · 후면 평균 곡률반경은 각각 10 mm, -6 mm 정도 이다. 수정체의 등가 굴절능은 굴절능이 제일 약할 때 약 +20 D이다.

수정체 뒤에는 안구의 대부분의 부피를 차지하는 굴절률 1.336인 유리체(vitreous)가 자리한다. 유리체는 균질성 매질(homogenous medium)으로 가정한다.

사진에서 halation이라는 현상은 광수용체인 필름막 면에서 생기는 현상이다. 필름은 필름베이스에다 빛을 감광하는 유제를 칠해놓은 것인데 이 감광유제에 강한 빛이 닿으면 유제층을 뚫고 들어가서 필름베이스의 뒷면에까지 닿고, 뒷면에서 반사된 빛이 또다시 감광유제에 반응하여 찍어 놓은 피사체의 윤곽 등을 흐리게 만드는 현상이다. 안구의 망막에서도 이와 유사한 현상이 일어난다. 안구에서 광수용체는 라틴어 어원이 그물(net)인 망막(retina)이다. 망막은 안구의 뒤쪽에 매우 얇은 막으로, 망막 앞으로는 방수와 뒤로는 맥락막과 접촉되어 있다. 맥락막은 혈관을 통하여 안구에 영양분을 공급하기도 하지만 감광에 불필요한 빛(stray light)을 흡수한다. 이를 안구에서 antihalation backing이라 한다. 망막은 추세포(cone cell)와 간세포(rod cell)라는 두 종류의 광수용체를 가진다. 추세포의 수는 약 7백만개 정도이고, 간세포의 수는 약 1억 3천만개 정도이다. 추세포는 명소시(photopic vision)를 담당하여 색과 물체를 자세히 구별할 수 있게 한다. 반면, 간세포는 암소시(scotopic vision)를 담당하며 색을 구별할

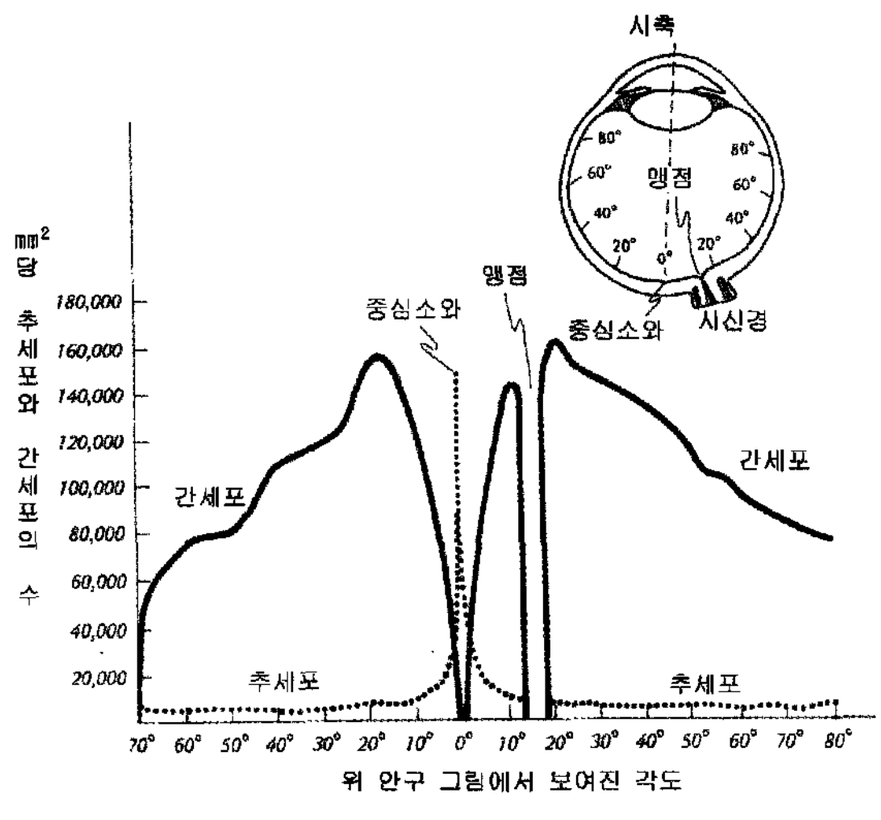



**그림 6. 안구의 수평선을 따라 분포된 추세포(점선)와 간세포(실선)의 수. 중심소와에는 추세포만이 존재하며, 간세포는 주변시를 담당한다. 맹점에는 감광세포가 없다.**

# 안광학계의 기초이론 및 이해

수 없고, 명소시 보다 낮은 시력을 사람에게 제공한다.

그림 6과 같이 안구 뒤 망막의 중심부에 약 5.5 mm 직경의 황반(macula)이라 알려진 추세포의 수가 급격히 많아지는 위치가 있다. 또한 황반의 중심부에 약 0.3 mm의 직경(상측절점을 기준으로 약 1°)으로 오로지 추세포로만 구성된 중심소와(foveola)가 있다. 이 중심소와가 중심시(central vision)를 담당한다. 중심시를 담당하는 중심소와의 부분이 아주 작기 때문에 안구의 정적시야는 절점을 기준으로 약 1°(=60′) 정도로 매우 좁다. 그러므로 안구의 회선(torsion)은 사람이 보고자 하는 물체에 대하여 중심시를 유지하기 위하여 발생이 된다.

각막 전면에서 중심소와까지 측정된 안구의 길이를 안축장(axial length)이라 한다. 성인에 대한 평균 측정값은 24 mm이다. 근축 영역에서 각막과 같은 굴절면들은 구면으로 간주되나, 이들의 광축은 공축광학계를 이루지는 못한다. 또한 이 면들의 광축을 근사하여 만든 안광학계의 광축은 중심소와와 연결되지는 못한다. 즉 그림 5와 같이 광축과는 별도로 직접 안구가 물체를 보는 기준축인 시축(visual axis)이 정의되어야 한다. 이 시축은 물체점, 동공중심, 중심소와를 통과하는 동광선(pupil ray)의 경로이다.(책에 따라 시축은 절점을 통과하여 중심소와로 진행하는 광선을 지칭하기도 하며, 또한 동공 중심을 통과하는 광선을 시선(line of sight)이라 표현하기도 함.)

## 3. 안광학계의 모형안 이론

### 3.1. 근축모형안

안구의 광학소자들에 의해 모형안은 구성되나, 모형안 자체가 해부학적인 입장에서 개별적으로 광학요소인 곡률반경과 중심두께가 결정이 되었기 때문에 안구의 3차 수차 이상의 광학적인 특성은 근축모형안에서 관찰할 수 없다. 근축모형안은 사용환경에 따라 환산모형안(reduced model eye), 단순모형안(simplified model eye), 가변조절모형안(variable accommodation model eye)등으로 분류된다.

근축모형안은 근축 기하광학이 적용되는 모형안이다. 그러므로, 입사각 2° 미만의 물체공간과 입사동 0.5 mm 미만인 영역에서 적용되어서, 망막의 위치, 상크기, 안구의 배율, 망막조도, 면반사(Purkinje images), 입사동, 출사동, 굴절이상(refractive error), 수정체가 조절(accommodation)할 때 주요점의 이동 등과 같이 1차 값들(first orders)을 정의한다.

또한, 근축모형안은 비정시(ametropia) 즉, 근시(myopia), 원시(hypermetropia), 난시(astigmatism)와 같은 종 초점이동(defocus)값과 망막상의 배율을 예측하는 경우와 같은 곳에 제한적으로 사용되어진다. 그러므로 이러한 예측들은 눈앞에 안경과 같은 렌즈를 배열함으로 인해 비정시를 가진 안구가 인위적인 정시를 얻는 과정을 설명하는데 사용된다. 또한 광학기기를 개발할 때에 제한적으로 이용된다.

### 3.2. 근축모형안의 종류

스웨덴 안과의사가 만든 Gullstrand 제 1모형안(6면 모델, Gullstrand No.1 eye)이 1911년 생리학(Physiology) 분야 노벨상을 수상(논문제목 : 빛 굴절 기기로서의 눈)하였고, 이 모형안은 근대 모형안의 표준이 되었다. Gullstrand 제 1모형안을 기초로하여 Gullstrand 제 2모형안(3면 모델, Gullstrand No.2 eye)이 제안되었다. 이 모형

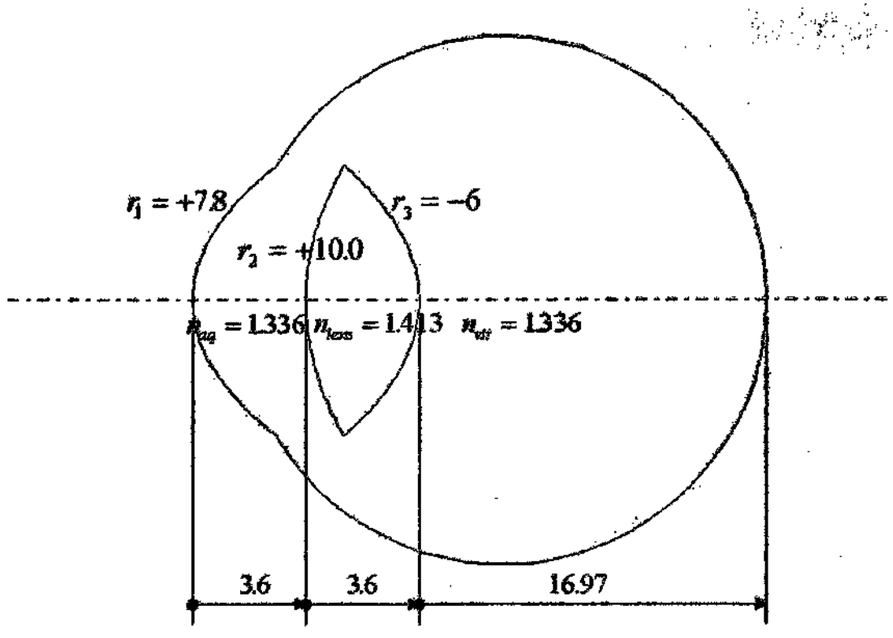



**그림 7. Gullstrand 제 2모형안(3면 모형안). 단위는 mm이다. 여기서, $r_1$ ; 각막의 환산곡률반경, $r_2$ ; 수정체전면곡률반경, $r_3$ ; 수정체후면 곡률반경, $n_{aq}$ ; 방수의 굴절률, $n_{lens}$ ; 수정체의 굴절률, $n_{vit}$ ; 초차체의 굴절률.**

안은 다음의 그림 7과 같은 광학상수 값을 가지고 있다.

이 모형안은 면이 3개 있는 것으로 가정하기 위하여 먼저 각막의 등가 굴절면을 만들어 각막의 전 · 후면을 일치시켰고, gradiant-index 매질로 만들어진 광학계인 수정체를 등방성 매질로 치환하여 수정체 전 · 후면을 만들었다. 모형안은 전체 등가굴절능이 +59.74 Diopter인 정시

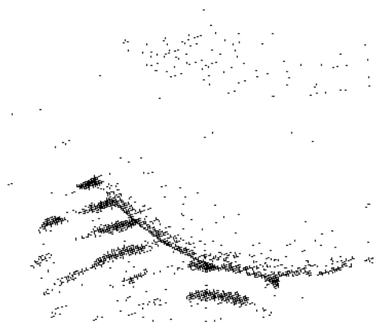


표 1. 모형안의 근축광학 요약자료. 여기서 거리의 단위는 mm, 굴절능의 단위는 Diopter 이다. F ; 환산면굴절능, VE ; 정점에서 입사동점까지의 거리, VN ; 정점에서 물측 절점까지의 거리, E′R′; 출사동점에서 망막까지의 거리, N′R′; 상측 절점에서 망막까지의 거리, F′R′;상측 초점에서 망막까지의 거리, Accom.은 조절.

| 모형안이름 | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | 안축길이 | | | | | | |
| Gullstrand No.1 | 24.385 | | | | | | |
| Le Grand(full theoretical) | 24.197 | | | | | | |
| Le Grand(simplified) | 24.192 | | | | | | |
| Gullstrand-Emsley | 23.896 | | | | | | |
| Bennett and Rabbetts(simplified) | 24.086 | | | | | | |
| Emsley(reduced) | 22.222 | | | | | | |
| 정적굴절안 | | | | | | | |
| | F | VE | VN | E′F′=E′R′ | N′F′=N′R′ | | |
| Gullstrand No.1 | 58.636 | 3.047 | 7.078 | 20.720 | 17.054 | | |
| Le Grand(full theoretical) | 59.940 | 3.038 | 7.200 | 20.515 | 16.683 | | |
| Gullstrand-Emsley | 60.483 | 3.052 | 7.062 | 20.209 | 16.534 | | |
| Bennett and Rabbetts(simplified) | 60.000 | 3.048 | 7.111 | 20.287 | 16.667 | | |
| Emsley(reduced) | 60.000 | 0.0 | 50/9 | 22.222 | 16.667 | | |
| 동적굴절안 | | | | | | | |
| | F | Accom. | VE | VN | E′R′ | N′R′ | F′R′ |
| Gullstrand No.1 | 70.576 | 10.870 | 2.668 | 6.533 | 21.173 | 17.539 | 3.371 |
| Le Grand(full theoretical) | 67.677 | 7.053 | 2.660 | 7.156 | 20.942 | 17.041 | 2.265 |
| Gullstrand-Emsley | 69.721 | 8.599 | 2.674 | 6.562 | 20.647 | 16.987 | 2.644 |
| Bennett and Rabbetts(10 D) | 71.120 | 10.192 | 2.680 | 6.598 | 21.140 | 17.135 | 3.074 |

안 이다. 다음의 표 1은 널리 알려져 있는 근축모형안들의 특성을 비교한 표이다.

## 3.3 정밀모형안(finite model eye)

정밀모형안은 4면 이상의 비구면으로 구성되어 있고, 근축모형안의 광학적인 성질을 포함하고, 근축모형안 보다는 상대적으로 큰 망막상 크기와 수차, 회절, Stiles-Crawford 효과, 그리고 retinal sampling 등에 의한 상의 특성을 예측할 수 있는 모형안이다. 수차는 모형안의 면굴절능이 적절히 구성되어 있는지 알 수 있는 구면수차와 정밀모형안내 매질의 굴절률이 실제 안구와 유사하게 분포되었는지를 알 수 있는 색수차를 기존의 측정값과 비교하여 표현된다.[2,3]

정밀모형안은 1971년 Lotmar가 발표한 이후 1983년 Kooijman, 1985년 Navarro가 안구의 조절(accommodation)이 표현되는 모형안을 제작, 1997년 Liou와 Brennan이 수정체를 GRIN 렌즈로 묘사한 모형안, 1999년 Escudero-Sanz와 Navarro는 비축점을 고려한 모형안, 2004년 김상기는 한국인의 최적화된 안구 광학상수를 포함한 정시 및 비정시 모형안을 제안하였다.[4]

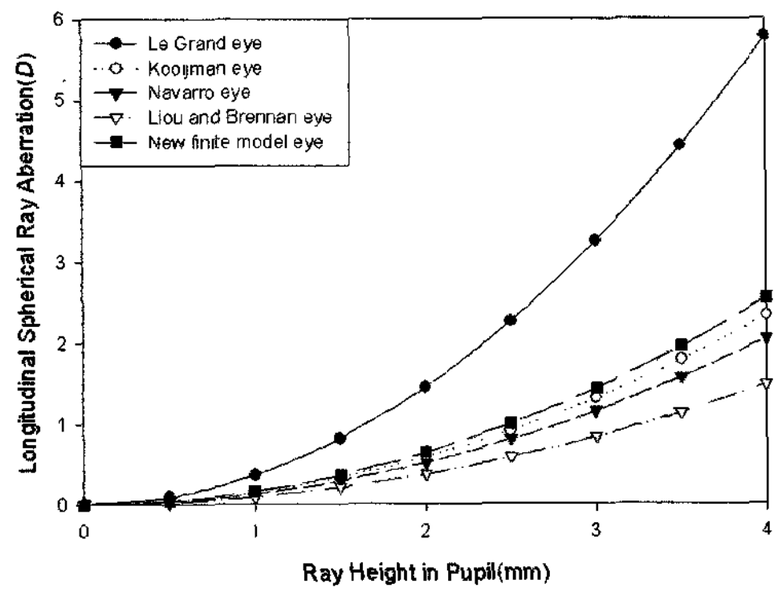



그림 8. 동공에서 광선의 입사고에 따른 여러 종류의 모형안의 횡광선 구면수차값들 (단위는 Diopter). Le Grand eye(●), Kooijman eye(○), Navarro eye(▼), Liou and Brennan eye(▽), 김상기 eye(■).

그림 8 및 그림 9는 정밀모형안이 포함하고 있는 구면수차와 색수차 값을 도표로 표현한 것이다. 환산모형안은 근축영역의 초점면에서 점으로 상이 표현되나, 그림 8, 9에서 보듯이 정밀모형안은 수차를 가지므로 일정한 크기의 disc 형태로 상점 퍼짐이 발생된다. 그러므로 망막 위에서 상점을 convolution 할 때 일정한 크기의 disc들의 겹침 현

# 안광학계의 기초이론 및 이해

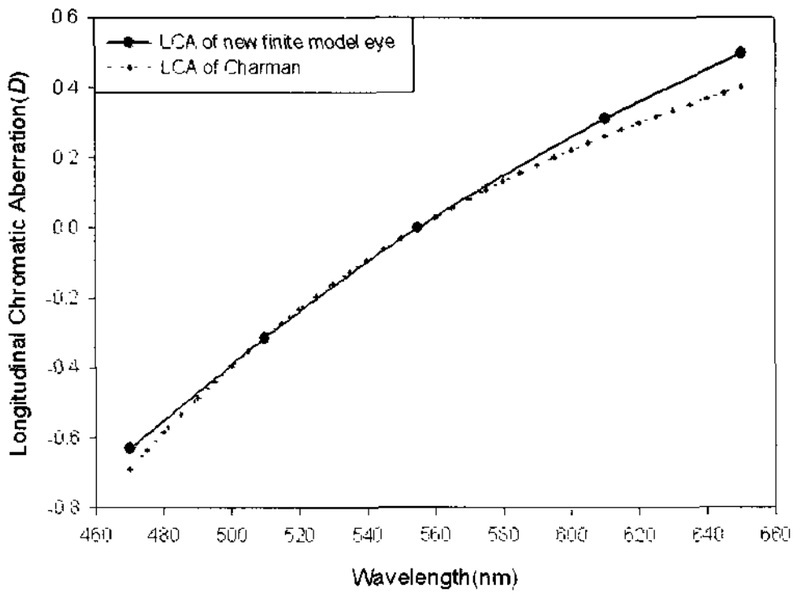



그림 9. 김상기 모형안의 종광선 색수차. 점선은 Charman의 환산식을 사용하여 얻은 종광선 색수차이다. 단위는 Diopter 이다.

상이 일어나서 근축 영역에서 표현할 수 없는 망막 위의 시력을 표현한다.

시력은 어떤 피사체의 형태를 인식하는 능력이다. 시력은 다음과 같이 4가지로 분류가 된다. 가시최소력(minimum visible)은 어둠 속에서 볼 수 있는 최소한의 밝은 점과 같이 단지 볼 수 있는 능력을 뜻하며 인지되는 최소한의 물체의 크기로 표현한다. 분리최소력(minimum separable)은 떨어져 있는 두 개의 점을 두 개로 인식할 수 있는 두점의 최소각도을 말하며 눈의 분해능이다. 이때의 각도가 1′ 이면 소수식 시력은 1.0이 된다. 즉 분리최소력을 나타내는 분각의 역수가 소수식 시력이 된다. 가독최소력(minimum legible)은 읽고 판단할 수 있는 문자 또는 형태의 최소 크기, 즉 글자, 숫자 등을 인식할 수 있는 능력이다. 판별시력(minimum discriminative)은 물체를 볼

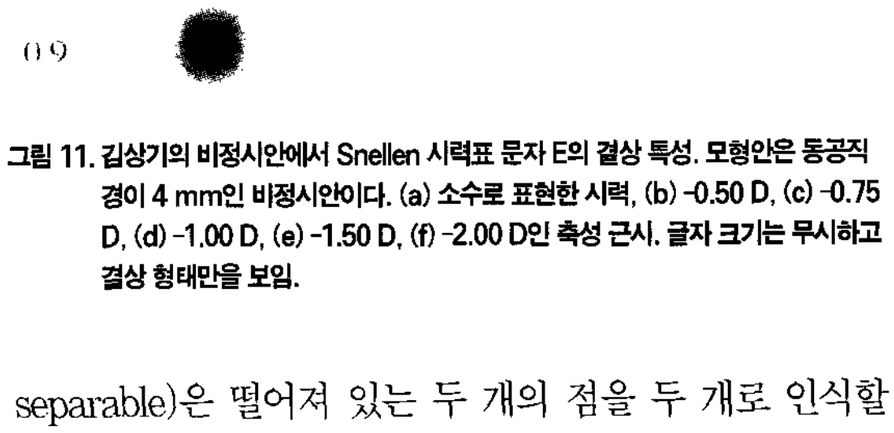



그림 11. 김상기의 비정시안에서 Snellen 시력표 문자 E의 결상 특성. 모형안은 동공직경이 4 mm인 비정시안이다. (a) 소수로 표현한 시력, (b) -0.50 D, (c) -0.75 D, (d) -1.00 D, (e) -1.50 D, (f) -2.00 D인 축성 근시. 글자 크기는 무시하고 결상 형태만을 보임.

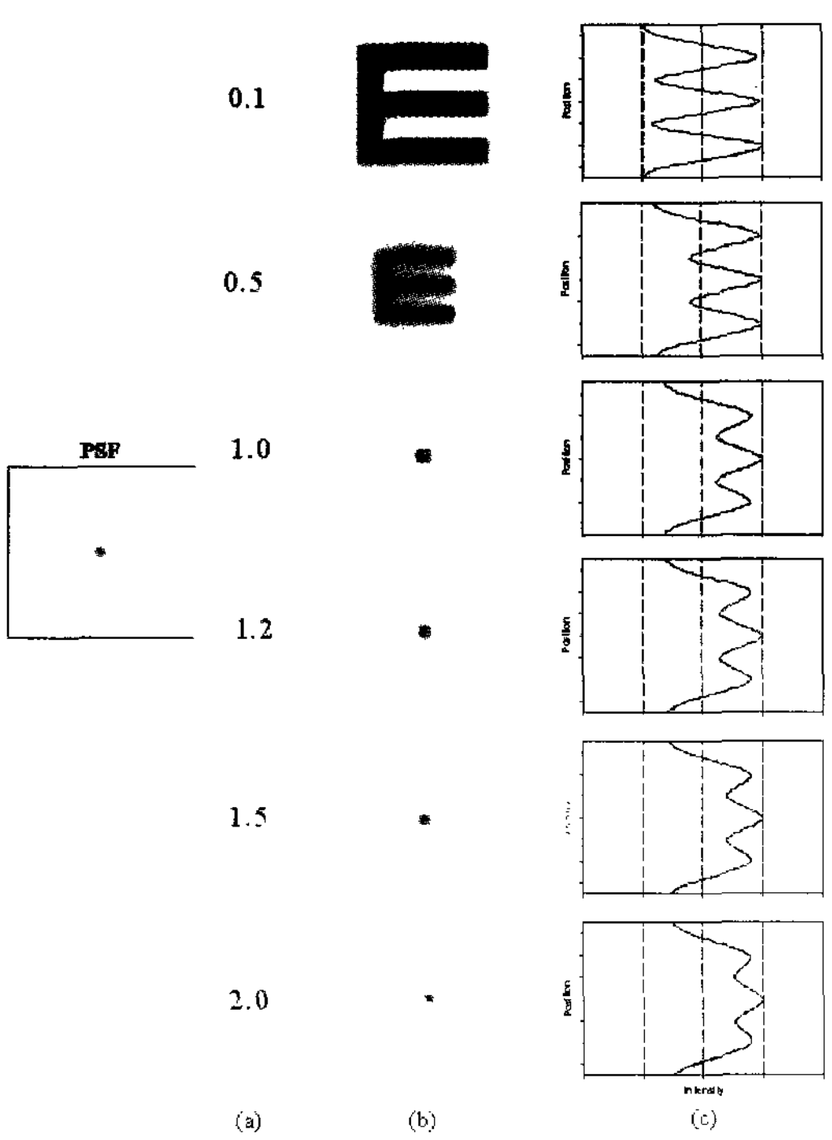



그림 10. 김상기 모형안에서 Snellen 시력표 문자 E의 결상 특성. 모형안은 동공직경이 4 mm이고, 굴절이상이 없는 정시안이다. (a) 소수로 표현한 시력, (b) 광전달함수에 의한 망막에서 결상형태, (c) 망막 결상 형태 (b)에 대한 광세기 분포.

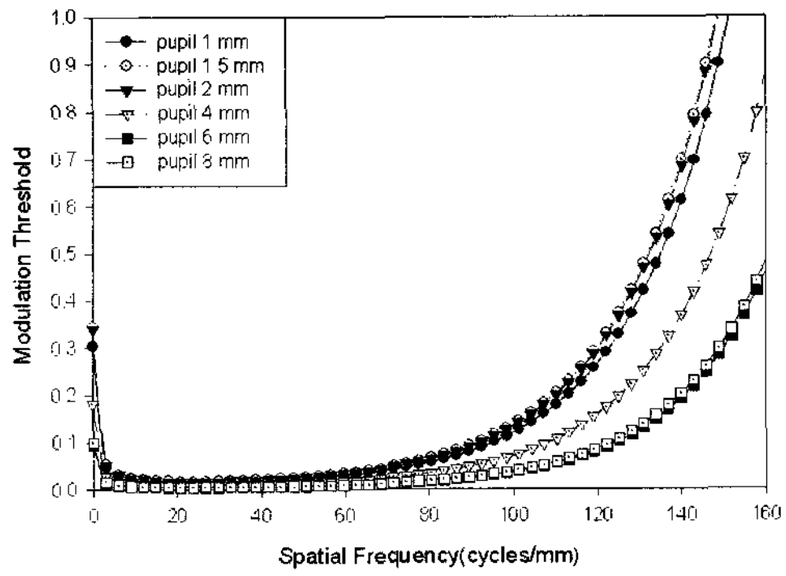



그림 12. 동공 크기의 변화에 대해 MTF의 변조한계 모델링, 즉 망막의 CSF의 역함수.

**표 2. 자각식 검안 방법에서 결정된 근시의 비정시도와 나안시력(소수식 시력)과의 관계.**

| 근시(D) | 약간 | -0.50 | -0.75 | -1.00 | -1.50 | -2.00 | 0.17 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 나안시력 | 1.0 | 0.67 | 0.5 | 0.33 | 0.25 | -3.00~-2.00 | 0.1 |

때 인지하기도 하지만 물체의 위치, 배열 및 움직임의 상태, 기울기 등을 판별하는 능력이다. 본 글에서는 시력의 분리최소력을 정밀모형안에서 광선추적을 기반으로 PSF(point spread function)의 convolution으로 표현하고, 가독최소력을 MTF(modulation transfer function)와 망막의 CSF(contrast sensitivity function)를 사용하여 설명하고자 한다.[2, 14]

그림 10 및 그림 11은 PSF를 사용하여 convolution하여 문자 E의 결상형태를 표현한 것이며, 이 그림은 정시안 및 비정시안의 망막 위의 분리최소력을 의미한다. 그림 10, 11은 안구의 수차, 회절, Stiles-Crawford 효과를 고려한 계산이 반영된 것이다. 비록 망막에서 대비감도 특성, 즉 가독최소력은 무시하였으나, 그림 11은 R. B. Rabbetts이 작성한 표 2의 자각식 검안 방법에 의하여 결정된 근시의 비정시도와 나안시력 사이 관계와 매우 유사함을 알 수 있다.[8]

좀 더 정확한 두뇌의 망막의 상을 인지를 표현하는 가독최소력을 알기 위하여 망막의 CSF 특성을 살펴볼 필요가

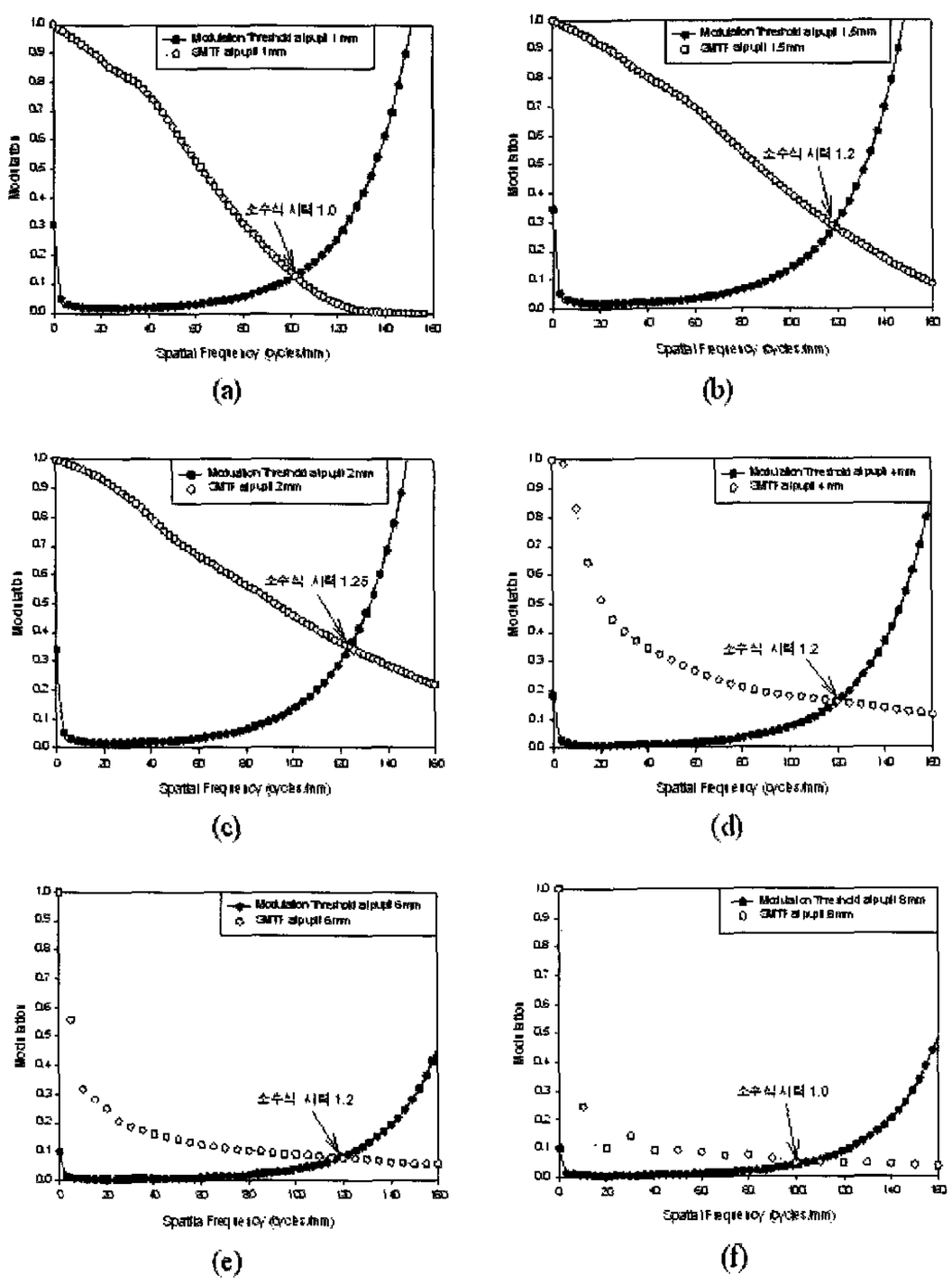



**그림 13. 사각파 변조전달함수(SMTF)를 사용한 정시안의 시력 결정. 사각파 변조전달함수와 변조한계를 동공크기 별로 일치하는 공간주파수를 찾아 소수식 시력을 결정. 동공직경 (a) 1 mm, (b) 1.5 mm, (c) 2 mm, (d) 4 mm, (e) 6 mm, (f) 8 mm.**

# 안광학계의 기초이론 및 이해

있다. 그림 12는 동공크기에 따라 변하하는 망막의 CSF이다. 이 함수를 그림 13의 정밀모형안에서 얻은 MTF와 결합하여 소수식 시력을 결정한다. 그림 13에서 Snellen 시력표의 시력을 나타내는 소수식은 다음과 같은 방정식에 의하여 환산된다.[8, 15]

$$\text{Snellen 소수식 시력} = \frac{\xi}{100}$$

여기서 $\xi$는 단위가 cycles/mm이며, 망막안의 중심소와(foveola)에서의 공간주파수이다. 왜 명소시 시력(photopic vision)이 동공직경 2 mm~6 mm사이에서 결정이 되는지 그림 13을 통하여 알 수 있다.

## 4. 무초점 광학계와 안광학계의 합성 설계의 의미

지금까지의 안구와 연계되어 설계되는 무초점 광학계인 대안렌즈들은 광선의 역진을 사용하여 설계하거나, "perfect eye"라는 근축모형안을 사용하여 설계되어 왔다. 하지만 이러한 설계 방식은 안구의 광학기기적인 특성을 전혀 고려하지 않은 설계가 된다. 윗글에서 보듯이 사람의 시력과 안구의 수차는 밀접한 관계가 있다. 이러한 예 가운데 하나가 LASIK 수술이다. 시력 교정수술 중 하나인 기존의 LASIK에서는 근축영역의 계산 즉, 종초점이동(defocus) 값만을 사용하여 수술을 하였을 때 많은 부작용이 나타나서 요즈음에는 "supervision"이란 선전문구를 사용하는 wavefront LASIK을 통하여 안구의 수차를 고려하여 시력교정술을 시행한다.[16]

대부분 대안렌즈의 역할은 사진기 광학계 형태의 대물렌즈에서 상점을 이어 받아 이를 물점으로 하여 상을 확대하는 확대경(magnifier)이다. 일반적으로 생각하여 피사체가 완전한 물점들로 구성이 되면 더 나은 시력이 얻어질 것이라 고려된다. 하지만 안구에 수차가 존재하므로 이러한 수차를 보정할 수 있는 광학계 즉, 안구에 완전한 물점이 아닌 수차를 보정할 수 있는 물점이 존재한다면 좀 더 나은 성능의 대안렌즈의 설계가 가능하다.

## 참 고 문 헌


[1] M. Jalie, The Principles of Ophthalmic Lenses(ABDO, 1994), pp. 387.

[2] J. Schwiegerling, "Theoretical Limits to Visual Performance", surv. ophthalmol., vol. 45, no. 2, pp. 139-146, 2000.

[3] J. E. Greivenkamp, J. Schwiegerling, J. M. Miller, M. D. Mellinger, "Visual Acuity Modeling Using Optical Raytracing of Schematic Eyes", Am. J. Ophthalmol., vol. 120, no. 2, pp 227-240, 1995.

[4] 김상기, "이론적 정밀모형안에 기초한 환산모형안의 광학상수", 한국광학회지, vol. 15, no. 3, pp 268-273, 2004.

[5] J. T. Holladay, M. J. Lynn, G. O. Waring, M. Gemmill, G. C. Keehn, B. Fielding, *"The Relationship of Visual Acuity, Refractive Error, and Pupil Size After Radial Keratotomy"*, Arch. Ophthalmol., vol. 109, 1991.

[6] S. Marcos, S. A. Burns, E. Moreno-Barriusop, R. Navarro, "A new approach to the study of ocular chromatic aberrations", Vision Research, vol. 39, no. 26, pp. 4309-4323, 1999.

[7] R. A. Applegate, L. N. Thibos, G. Hilmantel, "Optics of aberroscopy and super vision", J. Cataract Refract. Surg., vol. 27, pp 1093-1107, 2001.

[8] R. B. Rabbetts, Clinical visual optics(Butterworth-Heinemann, 1998), pp. 91-112.

[9] F. W. Campbel, D. G. Green, "Optical and retinal factors affecting visual resolution", J. Physiol., vol. 181, pp. 576-593, 1965.

[10] F. W. Campbel, R. W. Gubisch, "Optical quality of the human eye", J. Physiol., vol. 186, pp. 558-578, 1966.

[11] E. Peli, "Contrast Sensitivity Function and Image Discrimination", J. Opt. Soc. Am. A, vol. 18, no. 2, pp. 283-293, 2001.

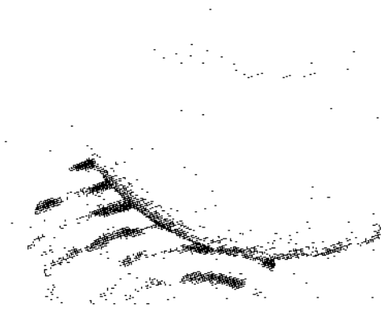
[12] J. Rovamo, H. Kukkonen, J. Mustonen, *"Foveal Optical Modulation Transfer Function of the Human eye at various pupil sizes"*, J. Opt. Soc. Am. A, vol. 15, no. 9, pp. 2504-2513, 1998.

[13] D. R. Williams, "Visibility of Interference Fringes near the Resolution Limit", J. Opt. Soc. Am. A, vol. 2, no. 7, pp. 1087-1093, 1985.

[14] 신진아, 안기능과 임상굴절(한미의학, 2003), pp. 7-8.

[15] 김상기, "대비감도함수와 변조전달함수를 이용한 시기능 예측", 한국광학회지, vol. 15, no. 5, pp. 461-468, 2004.

[16] J. Schwiegerling, "Wavefront-Guided LASIK", Opitcs & Photonics News, pp. 26-29, February 2004.




## 저 자

**김상기**

1995. 3~현재 동남보건대학 안경광학과 부교수
2007~현재 대한시과학회 학술이사
2002. 8 단국대학교 이학박사
1993. 8 한양대학교 이학석사
1991. 2 한양대학교 이학사

E-amil: koptics@dongnam.ac.kr

## 약 력

**박성찬**

1997. 3~현재 단국대학교 전자물리학과 교수
2003. 3~2004. 2 Univ. of Arizona, College of Optical Sciences 방문교수
1991. 2~1997. 3 (주) LG전자 책임연구원
1991. 2 KAIST 이학박사(물리학)
1988. 2 KAIST 이학석사(물리학)
1986. 2 서울대학교 자연과학대학 이학사(물리학)

E-mail : scpark@dankook.ac.kr