

안구의 굴절능 조절을 고려한 수정된 Navarro 정밀모형안의 시성능 분석

최가을 · 송석호

한양대학교 물리학과

Ⓣ 133-791 서울시 성동구 행당동 17

김상기[†]

동남보건대학 안경광학과

Ⓣ 440-714 경기도 수원시 장안구 정자동 937

(2007년 9월 5일 받음, 2007년 10월 11일 수정본 받음)

모형안은 안구의 굴절력 교정 수술이나 콘택트렌즈, 안경 등 시력 보정을 위한 기구를 설계하는 등, 다양한 목적아래서 안구의 시성능을 최적모델링 하기위해 발전해 왔다. 특히, 안구의 가변적인 굴절능 조절 과정을 내포하는 모형안을 세우고, 환경변화에 따른 모형안의 광학 성능을 정확하게 모델링하는 것은 매우 중요하다. 본 연구는 사람 안구가 단계적으로 굴절능 조절을 행할 때, 기존의 해부학적 광학형상 변화를 포함하고 안구의 파면수차와 조절반응을 고려한 모형안을 제시하였다. 본 연구에서 제시된 모형안은 조절자극의 세기에 따른 조절반응 부족량, 3차와 4차 수차, 변조전달함수, 시력 등이 제시되었으며, 그 모형안을 바탕으로 계산한 결과 값은 실제 안구에서 측정된 값들을 만족하였다. 본 연구에서 제안된 모형안은 조절의 단계적 변화에 따른 안구의 광학적 성능과 변조전달함수의 계산, 사람 눈의 시성능 변화를 보다 정확하게 예측하는데 좋은 도구를 제공할 것이다.

주제어 : Finite model eye, Accommodation stimulus-response, Aberration, Retinal image quality

I 서 론

사람 눈의 광학적 요소는 안굴절력(ocular refraction power), 조절력, 단색광 수차, 색수차 등이 있고 안구의 실제 성능을 보다 정확하게 구현하기 위해 이들 광학적 요소를 고려한 여러 가지 모형안들이 연구되어 왔다.^[1-6] 이 중에서 정밀모형안(finite model eye)은 안구의 해부학적 수치를 기반으로 설계된 것으로, 근측모형안의 광학적인 성질을 포함하고 또한 상대적으로 큰 망막 상의 크기와 수차, 회절, Stiles-Crawford 효과를 표현할 수 있으며, 망막 표본추출(retinal sampling) 등을 통해 상의 특성을 보다 정확하게 예측할 수 있게 해준다.^[1] 사람 눈을 형성하고 있는 개개의 광학소자들이 상의 질적 변화에 어떠한 영향을 주는지, 또는 안구와 관련된 수술, 콘택트렌즈와 안경 등을 착용하여 시력을 교정함에 있어 어떠한 영향을 미치는지 등 다양한 경우에 있어서, 정밀모형안은 안구의 시성능 변화를 정확히 예측하는데 도움을 준다.

지금까지 제안된 정밀모형안은 해부학적 측정값을 정확하게 따르는 각막과 수정체의 면 형상, 굴절률 등을 바탕으로, 주위 환경 변화에 따른 안구의 굴절능 조절과정 까지도 고려하기 위한 연구에 중점을 두어 왔다. 초기에 개발된 모형안은 안구의 2 단계 굴절능 조절만을 고려하였으나,^[7] 그 이후 모형안들은 연속적인 안구 조절에 따른 광학 상수 변화를 합수화 하는 모형안으로 발전되었다.^[8,9]

Navarro는 특히 안구 조절에 따른 모형안의 시성능을 계산하여, 안구의 굴절능이 조절됨에 따라 안구의 광축상 구면수차가 작아지는 결과를 얻었다. 이는 실제 안구의 구면수차 변화와 일치하는 결과를 얻었으나, 구면수차 이외의 다른 수차들을 고려한 시성능에 있어서 실제 사람의 눈을 측정된 결과 값과 큰 차이를 보였다.^[10,11] Navarro는 각 조절자극 경우의 수정체 굴절률 $n_3(A)$ 을 안구의 전체굴절력의 측정값을 갖도록 피팅하였고, 비구면도를 구면수차의 측정값을 갖도록 하여, 굴절력과 구면수차를 모두 구현한 결과를 얻었으나, $n_3(A)$ 항과 비구면도를 측정값에 근거하여 모델링하지 않았기 때문에 고차 수차를 정확히 모델링하지 않았다. 특히, 수정체의 굴절률이 전체적으로 동일하지 않고 상피부위에서 중심부 핵 방향 진행함에 따라 단계적으로 변화하는 분포는 안구의 성능에 큰 영향을 주기 때문에 조절에 따른 굴절률 분포 변화와 동공직경이 클 경우의 고차 수차를 포함한 모형안의 정립이 요구된다.

본 논문에서는 Navarro의 모형안을 수정하여, 사람 안구가 단계적으로 굴절능을 조절 할 때, 기존의 해부학적 광학형상 변화를 포함하면서 안구의 파면수차와 조절반응을 고려한 새로운 모형안을 제시하였다. 또한 본 연구에서 제시된 모형안은 조절자극의 세기에 따른 조절반응부족량, 3차와 4차 수차, 변조전달함수(Modulation Transfer Function), 시력 등이 제시되었으며 그 모형안을 바탕으로 계산한 결과값을 실제 안구의 측정값에 적용해 보고자 한다.

[†] E-mail: koptics@dongnam.ac.kr

II. 안구의 조절을 고려한 정밀모형안 설계

2.1. 안구의 조절을 고려한 정밀모형안 설계

그림 1은 Navarro가 제안한 정시안의 모형안을 기본으로 하는 조절하지 않은 모형안 즉, 정시모형안의 구성도이다. 광축을 중심으로 위가 귀 방향, 아래가 코 방향이다. 동공직경은 4 mm이다. 실제로 안구의 광축에서 동공 중심은 코 방향으로, 망막의 중심소와는 귀 방향으로 벗어나 있다. 이러한 안구의 특성으로 인한 영향을 고려하기 위해 본 연구에서는 모형안을 시축(visual axis)이 광축(optical axis)과 귀 방향으로 5°의 각을 이루도록 설계하였고, 동공중심을 광축에서 코 방향으로 0.5 mm 이동시켰다.^[6] 망막에서 발생하는 Stiles-Crawford 효과를 광학적으로 표현하기 위해 동공에서 무축화(apodization)를 적용하였으며, 사용된 Stiles-Crawford 계수는 0.12 mm²이다. 설계에 사용되어진 파장은 명소시를 기준으로 각각 470, 510, 555, 610, 650 nm이며, 중심파장은 555 nm이다. 공기 중에서 정시안의 모형안은 유효초점거리가 16.46 mm이고, 제안한 모형안의 광축상 전체길이는 23.95 mm이다. 그림 1의 아래 부분은 망막 면에 상이 맺는 부분을 확대시킨 것으로, 광선속의 결상에서 종초점 이동과 코마의

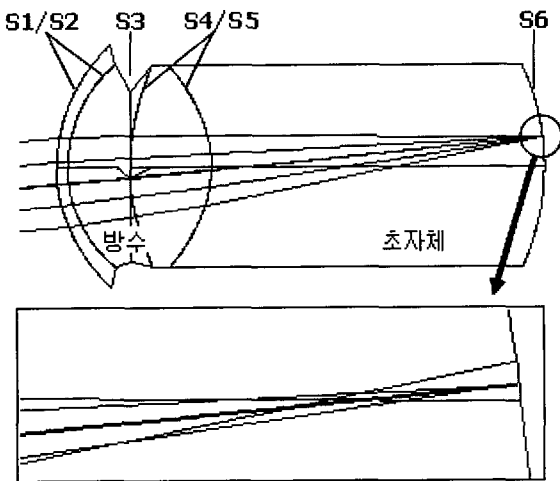


그림 1. 설계된 모형안의 구성도. S1: 각막전면, S2: 각막후면, S3: 홍채(동공), S4: 수정체 전면, S5: 수정체 후면, S6: 망막을 나타낸다. 아래 그림은 망막부분을 확대한 것이다.

영향이 보인다.

표 1에 본 연구를 위해 설계된 모형안의 광학상수 항목을 나타내었다. 비조절 모형안(A=0)은 Navarro가 제안한 정시안의 모형안의 광학상수를 따른다. Navarro 모형안의 각막 전면과 후면, 수정체의 전면과 후면 이렇게 4개의 면은 아래의 식 1로 나타나는 비구면으로 설계되었다. 2차 곡면에 대한 방정식은 다음과 같이 주어진다.

$$h^2 + (1 + K)Z^2 - 2ZR = 0 \tag{1}$$

여기에서 Z는 sag.이고, $h^2 = X^2 + Y^2$ 의 관계를 가진 상면 좌표이고, R은 정점곡률반경이며, K는 비구면도를 표현한다. 비구면도는 $K < -1$ 은 쌍곡면, $K = -1$ 은 포물면, $-1 < K < 0$ 은 장축타원면, $K = 0$ 은 원, $K > 0$ 은 단축타원면인 관계가 있다. 설계된 각막, 방수, 수정체, 초자체의 굴절률은 다음과 같은 Herzberger 공식을 따른다.^[5]

$$n(\lambda) = a_1(\lambda)n_{0.365\mu m} + a_2(\lambda)n_{0.4861\mu m} + a_3(\lambda)n_{0.6563\mu m} + a_4(\lambda)n_{1.014\mu m} \tag{2}$$

물체거리가 6 m에서 0.2 m로 짧아질수록 눈의 조절자극량(조절자극량은 음의 값으로 표현되고, 조절반응량은 양의 값으로 표현됨)이 0D에서 -5D로 커진다. 조절을 고려한 Navarro 모형안의 광학 상수값($R_{3,4}$, d_2 , d_3 , n_3 , $Q_{3,4}$ 는 각각 수정체 전·후면곡률, 방수 두께, 수정체 두께, 수정체 굴절률, 수정체 전·후면 비구면도이다.) 들은, 눈으로부터 물체까지의 거리로 결정되는 조절자극 거리에 따른 조절자극세기 A의 함수로 다음과 같이 나타낸다.^[5]

$$\begin{aligned} R_3 &= 10.2 - 1.75 \ln(A+1) \\ R_4 &= -6.0 + 0.2294 \ln(A+1) \\ d_2 &= 3.05 - 0.05 \ln(A+1) \\ d_3 &= 4.0 + 0.1 \ln(A+1) \\ n_3 &= 1.42 + 9 \times 10^{-5} (10A + A^2) \\ Q_3 &= -3.1316 - 0.34 \ln(A+1) \\ Q_4 &= -1.0 - 0.125 \ln(A+1) \end{aligned} \tag{3}$$

표 1. 설계된 모형안의 광학 설계 항목

Surface	Radius (mm)	Thickness (mm)	Glass	Index (at 555 nm)	Conic Constant K (Shape)
1	7.72	0.55	Cornea	1.377	-0.26 (Ellipsoid)
2	6.50	3.05	Aqueous	1.338	0.00
3	-	-	Pupil	-	-
4	10.20	4.00	Lens	1.421	-3.1316 (Hyperboloid)
5	-6.00	16.40	Vitreous	1.337	-1 (Paraboloid)
6	-12.00	-	Retina	-	-

그리고, 광학계의 성능을 나타내는 값으로 쓰이는 파면수차 $W(\rho, \theta)$ 는 원형 pupil인 경우에 다음과 같이 제르니케 원형 다항식(Zernike Circle Polynomial) 형태로 표현될 수 있다.

$$W(\rho, \theta) = C_1 Z_1(\rho, \theta) + C_2 Z_2(\rho, \theta) + \dots = \sum_{i=1} C_i Z_i(\rho, \theta) \quad (4)$$

여기서, $\rho = r/a$, r 은 극좌표 계의 pupil point, a 는 pupil의 반경, $0 < \theta < 2\pi$, C_i 는 제르니케 계수, Z_i 는 제르니케 원형 다항식이다. Z_i 는 규격화된 직교 기저함수로서 식 4와 같이 완전집합체를 이룬다. 제르니케 원형 다항식의 각 항의 계수는 광학계의 미소변위에 대해 선형적으로 변하기 때문에 제르니케 계수를 알게 되면 광학계의 파면수차가 얼마인지 알 수 있다. 본 논문에서는 파면수차를 제르니케 원형 다항식 형태로 맞춤(fitting)하였고, 제르니케 계수 35개 항으로 구성된 7차 수차까지 계산하였다. 그 중 21개 주요 항을 정리하면 표 2와 같다.

Navarro 모형안은 안구를 구성하는 굴절면이 모두 회전대칭을 이룬다. 그러나, 실제 인간의 안구는 각막 면이 회전대칭을 이루지 않고, 개인마다 다른 불규칙한 비대칭 면을 이룬다. 각막 굴절면의 비대칭을 이루는 형상은 측정대상자마다 불규칙하므로 지금까지 보고된 모형안은 대부분 비대칭면을 고려하지 않았다.^[1-6] Howland,^[13] He^[11] 등이 보고한 파면수차 측정 결과에 따르면 제르니케 다항식에서 3차 수차는 안구가 갖고 있는 수차 중에서 큰 비중을 차지한다.

그래서 안구에서 측정한 3차 수차의 평균값을 만족하도록 임의로 각막의 불규칙한 형상을 모델링할 필요가 있다. 표 1

의 Surface 1, 즉, 각막 전면을 수직축에 대하여 2.8도 틸트시켰다. 이러한 틸트 량을 줌으로써 다른 수차요인에 영향을 주지 않고, 3차 수차 계산결과에서 조절자극 0~-5D에 대한 각 조절안에서 평균 측정량을 만족하는 결과(그림 4)를 얻었다.

2.2. 설계 결과 및 고찰

그림 2에서 점들은 조절자극세기가 0~-5D일 때, Navarro가 제안한 조절을 고려한 모형안의 전체굴절력의 변화를 나타낸다. 실선은 조절자극세기의 증가에 따른 이상적인 전체굴절력을 나타내는 선이다. 조절자극세기 0D를 기준으로 -1D, -2D, -3D, -4D, -5D 조절자극에서 각각 +0.25D, +0.21D, +0.08D, -0.08D, -0.24D 정도의 차이를 보인다. 즉, Navarro 모형안 값이 이상적인 값과 작은 차이를 보인다는 것을 확인

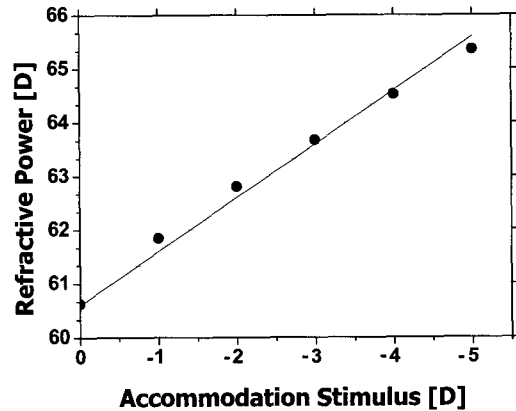


그림 2. 조절자극세기에 따른 Navarro 모형안의 전체 굴절력.

표 2. 직교 규격화된 Zernike Circle Polynomial

항	Zernike Polynomial	의미
1	1	Piston or constant term
2	$2\rho\sin\theta$	Tilt about y axis
3	$2\rho\cos\theta$	Tilt about x axis
4	$\sqrt{6}\rho^2\sin 2\theta$	Astigmatism with axis at $\pm 45^\circ$
5	$\sqrt{3}(2\rho^2-1)$	Defocus
6	$\sqrt{6}\rho^2\cos 2\theta$	Astigmatism with axis at 0° or 90°
7	$\sqrt{8}\rho^3\sin 3\theta$	Triangular astigmatism with base on x axis
8	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\sin\theta$	Third-order coma along x axis
9	$\sqrt{8}(3\rho^3-2\rho)\cos\theta$	Third-order coma along y axis
10	$\sqrt{8}\rho^3\cos 3\theta$	Triangular astigmatism with base on y axis
11	$\sqrt{10}\rho^4\sin 4\theta$	
12	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\sin 2\theta$	
13	$\sqrt{5}(6\rho^4-6\rho^2+1)$	Third-order spherical aberration
14	$\sqrt{10}(4\rho^4-3\rho^2)\cos 2\theta$	
15	$\sqrt{10}\rho^4\cos 4\theta$	
16	$\sqrt{12}\rho^3\sin 5\theta$	
17	$\sqrt{12}(5\rho^5-4\rho^3)\sin 3\theta$	
18	$\sqrt{12}(10\rho^5-12\rho^3+3\rho)\sin\theta$	
19	$\sqrt{12}(10\rho^5-12\rho^3+3\rho)\cos\theta$	
20	$\sqrt{12}(5\rho^5-4\rho^3)\cos 3\theta$	
21	$\sqrt{12}\rho^5\cos 5\theta$	

표 3. 수정된 모형안의 조절자극세기에 따른 시성능

조절자극 세기(D)	시표거리 (m)	동공직경 (mm)	초자체 두께 (mm)	Lead/Lag defocus (D)	3차 수차 (μm) 4.5 mm pupil	4차 수차 (μm) 4.5 mm pupil	MTF at 60 cyc/mm 4 mm pupil	소수식 시력
-0.17	6	3	16.40	+0.06	0.19	0.12	0.35	1.26
-1	1	3	16.33	+0.18	0.19	0.10	0.37	1.27
-2	0.50	3	16.31	+0.24	0.20	0.09	0.34	1.17
-3	0.33	3	16.35	+0.28	0.19	0.07	0.31	1.17
-4	0.25	3	16.39	+0.34	0.20	0.06	0.27	1.08
-5	0.20	3	16.43	+0.46	0.21	0.05	0.19	0.94

할 수 있다. 이것은 조절자극세기 A의 함수로 정리된 광학상수 결정 식(식 3)에 의한 것으로, 단지 Navarro 모형안의 설계상 전체굴절력 오차로 볼 수 있다. 이 전체굴절력의 오차는 시성능을 계산할 때, 결과에 영향을 끼친다. 즉, 전체굴절력의 오차는 조절반응의 과다/부족처럼 보이게 되므로 시성능을 계산할 때는 굴절력 오차를 제거해야한다.

본 연구에서는 전체굴절력의 오차를 제거하기 위해 초자체 두께를 수정하였는데, 수정된 초자체 두께는 파면수차, 종광선 수차에 영향을 주지 않았다. 수정된 초자체 두께는 표 3에 제시하였다. 조절자극세기에 따른 시표거리, 수정된 초자체 두께, 동공직경 3 mm에서의 조절 과다/부족, 동공직경 4.5 mm에서의 파면수차의 3차 수차와 4차 수차, 동공직경 4 mm, 60 cyc/mm에서 변조전달함수 값, 소수식 시력을 계산한 결과를 나타낸다. 초자체 두께의 변화량은 전체굴절력의 오차량에 따라 증감되어 오차량을 제거하는 역할을 함을 확인할 수 있다.

그림 3은 정시안의 동공 직경 3 mm일 때, 조절자극세기에 따른 조절반응세기를 나타낸다. 실선은 이상적인 반응 값이다. 열린 세모는 Buehren이 10명의 단안에서 측정한 조절반응세기의 평균 값(±표준편차)을 나타낸다.^[10] 닫힌 원은 모형안의 조절반응세기 값이다. 조절자극세기가 커질수록 조절반응 부족량이 점점 커지고 있다. Navarro 모형안이 갖고 있는 전체굴절력의 오차를 제거하고 실제 안구의 조절반응세기를 모델링하여, 모형안이 실제 안구의 조절에 따른 조절반응 변화를 구현하도록 하였다. 이 값은 표 3에 조절반응 과다/부족 (Lead/Lag defocus(D))에도 나타나 있다. 조절자극보다 조절반응이 크게 일어나는 것을 조절반응 과다라 한다. 반대로 조절자극이 강할 경우 실제 조절반응은 조절자극에 비해 낮게 나타나는 것을 조절반응 부족이라고 한다. 조절반응 과다량은 (-) 기호로, 조절반응 부족량은 (+) 기호로 나타낸다.

그림 4는 동공직경 4.5 mm, 파장 650 nm를 사용하였을 때 조절자극세기에 따른 정시안의 3차(a)와 4차(b) 수차량을 나타내고 있다. 파면수차는 제르니케 원형 다항식 형태로 맞춤(fitting)되었고, 제르니케 계수 35개 항으로 구성된 7차 수차까지 계산하였다. 3차 수차는 7~10항을 포함하는 Coma-like aberration, 4차 수차는 11~15항을 포함하고 Spherical-like aberration에 해당한다.^[12] 흰색 띠는 Collins^[14]가 조절자극세

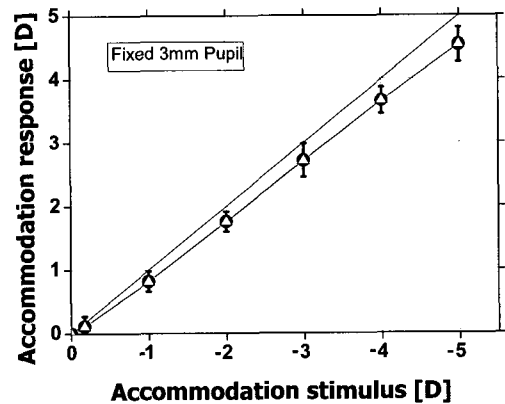


그림 3. 조절자극세기에 따른 조절반응세기(동공직경 3 mm, Δ: 안구의 측정 값(±표준편차), ●: 모형안의 계산 값, -: 이상적인 반응 값).

기 0, -1.5, -3D에서 측정한 정시안 16명의 평균 값(±표준편차)을 나타내고, 검은 띠는 수정된 모형안의 계산 값을 나타낸다. 조절 자극이 커질수록 3차 수차량은 0.19와 0.21 μm 사이의 값으로 일정하게 유지되는 경향을 보이고 4차 수차량은 0.12에서 0.05 μm로 점차 감소한다. 이것은 He와 Collins^[11,14]가 보고한 측정 결과와 일치하는 경향을 보인다.

그림 5는 본 연구에서 설계된 모형안의 색수차를 나타낸 것으로, 안구를 구성하는 매질의 파장에 따른 분산을 계산한 결과이다. 사용파장은 380 nm에서 780 nm이다. 설계된 모형안의 색수차는 안구의 색수차 측정값을 정리해놓은 Liou^[6]의 그래프와 일치한다.

III. 안구의 조절을 고려한 정밀모형안의 시성능 분석

상의 변조 M(Modulation)은 다음과 같은 식으로 정의된다.

$$M = \frac{I_{MAX} - I_{MIN}}{I_{MAX} + I_{MIN}} \quad (5)$$

여기서 I_{MAX} , I_{MIN} 은 상면에서 최대, 최소 광세기이다. 스넬렌 시력표의 세로줄 방향으로 있는 소수로 표현한 시력에 대응하는 문자 E의 크기는 다르기 때문에 각각 다른 공간 주파

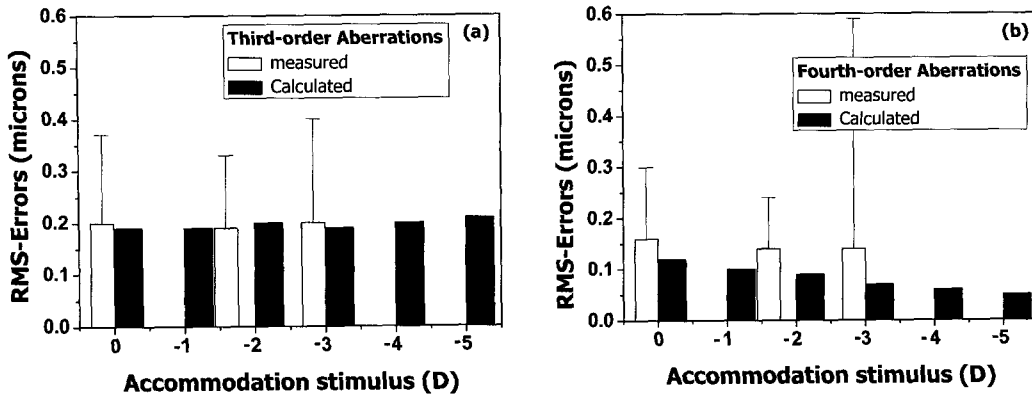


그림 4. 조절자극세기에 따른 정시안의 3차(a)와 4차(b) 수차량(동공직경 4.5 mm).

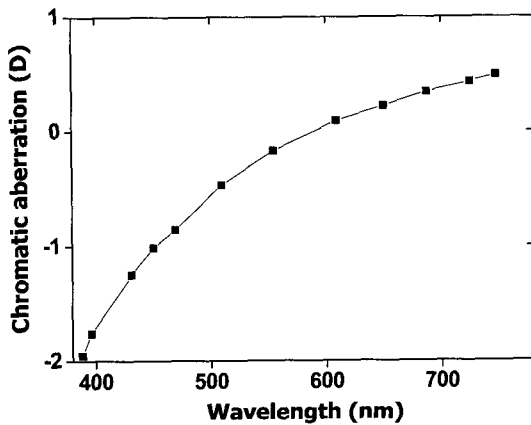


그림 5. 모형안의 파장에 따른 색수차.

수를 갖고 있다. 그림 6의 광세기 분포는 모형안의 망막에서 시표 E의 변조된 상의 사인함수 패턴을 보여준다. 0D~-5D 조절자극세기에서 본 연구에서 제안한 모형안을 이용하여 계산한 조절반응 과다/부족(accommodation lead/lag), 점퍼짐 함수, 망막 결상 형태, 망막 상의 광세기 분포를 보여준다. 동공직경은 4 mm이고, 사용한 스넬렌 시력표 문자 E는 각 조절자극거리에 해당하는 스넬렌 시력 20/40크기를 갖는다. 망막 결상 형태는 모형안이 시표 E를 망막에 결상한 것이다.

점퍼짐 함수의 옆면의 가로×세로 크기는 63.75 μm×63.75 μm이다. 스넬렌 시표와 컨볼루션 되는 점퍼짐 함수가 상의 불선명도를 결정하는 요인이 된다. 점퍼짐 함수는 규격화하여 나타내었다. 조절자극거리가 가까워질수록 Airy disk 직경의 크기가 커짐을 알 수 있는데 조절자극세기가 커질수록 분해능은 나빠짐을 알 수 있다. 조절자극거리가 가까워질수록 망막 결상 형태가 점진적으로 불분명해지는 것이 보이는 데, 조절자극거리가 가까워질수록 조절반응의 과다/부족량이 커지고 이 영향으로 점퍼짐 함수에서 종초점이동량이 커져 스넬렌 시표와의 컨볼루션으로 나타난 망막 상의 품질이 떨어지기 때문이다.

그림 7은 0~-5D의 각 조절자극세기와 4 mm 동공직경에서 설계된 모형안을 이용하여 계산된 사각파 변조전달함수

(SMTF)를 나타내었다. 망막에서 물체를 인지하는데 필요한 최소의 상 대비를 변조한계(modulation threshold)라 하며, 이 한계는 망막이 요구하는 일정크기의 공간주파수를 관측할 수 있는 최소경계를 표현하는 대비감도함수의 역수이다. 망막에서 상의 변조(modulation) 값이 각각의 공간 주파수에 대해 변조한계 값보다 크면 망막에 대한 상의 구별이 가능하다. 망막의 변조한계와 모형안의 변조전달함수가 같은 그래프 안에 그려지면, 서로 일치하는 공간 주파수에서 사람이 관측할 수 있는 최대 공간 주파수를 결정할 수 있다.^[15] 사인파(sine-wave) 변조전달함수와 사각파(square-wave) 변조전달함수는 공간 주파수의 표현에서 차이가 있다. 시력을 측정하기 위하여 사용하는 시력표는 무채색인 검정과 하얀색의 대비를 사용하는 binary target이다. 이러한 특성을 고려하여 시력 예측에 사용되는 변조전달함수는 사각파 변조전달함수이고 본 연구에도 사각파 변조전달함수를 사용하였다. 수학적으로 사각파 변조전달함수(SMTF)는 다음방정식으로 표현된다.

$$SMTF(\xi) = \frac{4}{\pi} \left[MTF(\xi) - \frac{MTF(3\xi)}{3} + \frac{MTF(5\xi)}{5} - \frac{MTF(7\xi)}{7} + \dots \right] \quad (6)$$

여기서 ξ 는 공간 주파수, MTF는 사인파 변조전달함수, SMTF는 사각파 변조전달함수를 의미한다. 조절이 커질수록 모형안의 변조전달함수 값이 점진적으로 낮아지는 것을 보인다.

망막의 변조한계와 모형안의 변조전달함수가 같은 그래프 안에 그려지면, 서로 일치하는 공간 주파수에서 사람이 관측할 수 있는 최대 공간 주파수를 결정할 수 있는데 이 최대 공간 주파수를 ξ 라 하면, 스넬렌 시력표의 시력을 나타내는 소수식은 다음과 같은 방정식에 의하여 환산된다.^[15]

$$Snellen \text{ 소수식 시력} = \frac{\xi}{100} \quad (7)$$

여기서 ξ 는 단위가 cycles/mm이며, 망막안의 중심소와(foveola)에서 공간 주파수이다. 이 식을 사용하여 시력을 모형안으로 계산된 결과가 그림 8에 도시되어 있다.

조절자극거리 조절반응	점퍼짐 함수	망막 결상 형태	광세기 분포
6 m Lag = +0.06D			
1 m Lag = +0.18D			
0.50 m Lag = +0.24D			
0.33 m Lag = +0.28D			
0.25 m Lag = +0.34D			
0.20 m Lag = +0.46D			

그림 6. 조절자극거리에 따른 모형안의 시성능: 점퍼짐 함수, 망막 결상 형태, 광세기 분포(동공직경 4 mm).

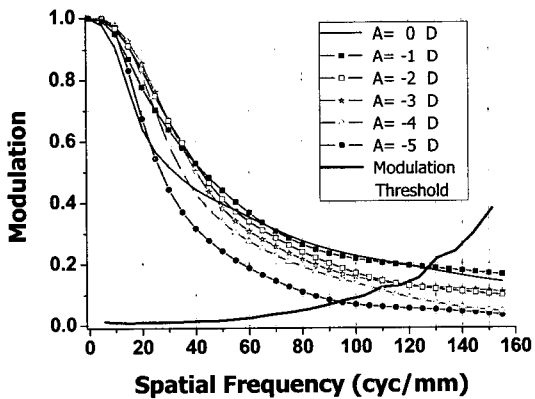


그림 7. 모형안의 조절에 따른 사각파 변조전달함수. (동공직경 4 mm)

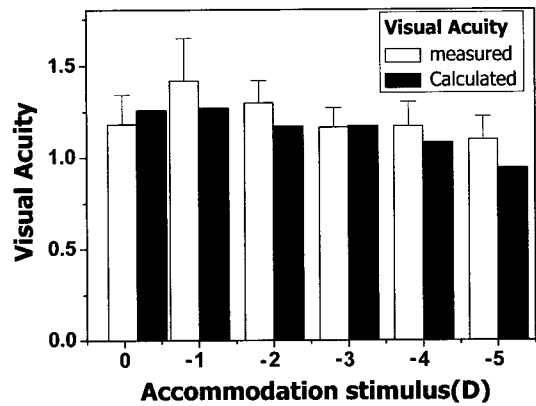


그림 8. 모형안의 조절에 따른 소수식 시력. (동공직경 3 mm)

흰색 띠는 Buehren^[10]이 10명의 단안에서 측정한 시력의 평균 값(±표준편차)이고, 검은 띠는 모형안으로부터 계산된 시력 값을 나타낸다. 조절이 0에서 -5D까지 증가하면서 소수식 시력은 1.26에서 0.94로 서서히 감소하는 것을 볼 수 있다.

IV. 논의 및 결론

인간의 안구가 단계적인 조절을 행할 때, 안구의 광학계가 어떻게 변화되고 이 변화가 안구의 망막 상의 품질에 어떠한 영향을 주는지 수정된 Navarro 모형안을 통하여 살펴보았다. 그리고 조절에 따른 시성능을 구현하였다. 설계된 모형안에서 조절반응 과다/부족량, 3차 수차, 4차 수차, 변조전달함수(MTF), 시력을 계산한 결과 실제 안구에서 측정한 결과와 표준편차 범위 내에서 일치하였다. 안구의 조절에서 동공직경과 망막의 Stiles-Crawford 효과, 실제 안구의 측정값을 따르는 안구의 광학계의 형상 등 여러 변수를 고려하였고, 특히 Navarro가 고려하지 않은, 조절 성능에 큰 효과를 미치는 조절반응량을 포함하여 비교적 정확하게 안구의 조절에 따른 성능 변화를 예측할 수 있는 모형안을 설계하였다.

조절자극세기에 따른 변조전달함수 그래프를 보면 결과곡선이 큰 차이 없이 작은 감소를 보인다. -0.17D에서 -5.0D까지 조절자극세기가 커질수록 종초점 이동으로 나타나는 조절반응 부족은 +0.06D에서 +0.46D로 커진다. 반면에 구면수차는 조절자극세기가 커질수록 감소한다. 따라서, 조절반응 부족의 증가로 종초점이동이 커져 망막 상의 품질이 크게 떨어지지만 구면수차의 감소는 망막 상의 품질을 향상시켜 이들의 상호작용으로 조절에 따른 망막 상의 품질이 눈에 띄게 나빠지는 것은 아님을 알았다.

본 논문에서 설계된 모형안은 인간의 안구에서 조절이 이루어질 때 시성능 변화를 보다 정확하게 예측하는데 유용하게 쓰일 것으로 기대된다.

참고문헌

[1] 김상기, “이론적 정밀모형안에 기초한 환산모형안의 광학상수,” *한국광학회지*, 제15권 3호, pp. 268-273, 2004.
 [2] A. Gullstrand, *Helmholtz’s Treatise on Physiological Optics*, (Optical Society of America, New York, 1924), pp. 226-376.

[3] W. Lotmar, “Theoretical eye model with aspherics,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 61, pp. 1522-1529, 1971.
 [4] A. C. Kooijman, “Light distribution on the retina of a wide angle theoretical eye,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 73, pp. 1544-1550, 1983.
 [5] R. Navarro, J. Santamaria, and J. Bescós, “Accommodation dependent model of the human eye with aspherics,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 2, pp. 1273-1281, 1985.
 [6] H-L. Liou and N. A. Brennan, “Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling,” *J. Opt. Soc. Am. A*, vol. 14, pp. 1684-1695, 1997.
 [7] J. W. Blaker, “Toward an adaptive model of the human eye,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 70, pp. 220-223, 1980.
 [8] Agnieszka Popiolek-Masajada and Henryk Kasprzak, “Model of the optical system of the human eye during accommodation,” *Ophthal. Physiol. Opt.*, vol. 22, pp. 201-208, 2002.
 [9] A. D. Atchison, *Optics of the Human Eye*, (Butterworth-Heinemann, Oxford, U. K., 2000) pp. 172.
 [10] Tobias Buehren and Michael J. Collins, “Accommodation stimulus-response function and retinal image quality,” *Vision Research*, vol. 46, pp. 1633-1645, 2006.
 [11] J. C. He, “Monochromatic aberrations in the accommodated human eye,” *Vision Research*, vol. 40, pp. 41-48, 2000.
 [12] D. A. Atchison, M. J. Collins, C. F. Wildsoet, J. Christensen, and M. D. Waterworth, “Measurement of Monochromatic Ocular Aberrations of Human Eyes as a Function of Accommodation by the Howland Aberroscope Technique,” *Vision research*, vol. 35, no. 3, pp. 313-323, 1995.
 [13] H. C. Howland and B. Howland, “A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye,” *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 67, pp. 1508-1518, 1977.
 [14] M. J. Collins, C. F. Wildsoet, and D. A. Atchison, “Monochromatic Aberrations and Myopia,” *Vision research*, vol. 35, no. 9, pp. 1157-1163, 1994.
 [15] 김상기, 박성찬, “대비감도함수와 변조전달함수를 이용한 시기능 예측,” *한국광학회지*, 제 15권, 5호, pp. 461-467, 2004.
 [16] N. Brown, “The change in shape and internal form of the lens of the eye on accommodation,” *Exp. Eye Res.*, vol. 15, no. 4, pp. 441-59, 1973.

Visual Performances of the Corrected Navarro Accommodation-Dependent Finite Model Eye

Ka Ul Choi and Seok Ho Song

Department of Physics, Hanyang University, Seoul 133-791

Sang Gee Kim[†]

Optometry and Vision Science, Dongnam Health College, Suwon 440-714

[†]*E-mail: koptics@dongnam.ac.kr*

(Received September 5, 2007, Revised manuscript October 11, 2007)

In recent years, there has been rapid progress in different areas of vision science, such as refractive surgical procedures, contact lenses and spectacles, and near vision. This progress requires a highly accurate modeling of optical performance of the human eyes in different accommodation states.

A new novel model-eye was designed using the Navarro accommodation-dependent finite model eye. For each of the vergence distances, ocular wavefront error, accommodative response, and visual acuity were calculated. Using the new model eye ocular wavefront error, accommodation dative response, and visual acuity are calculated for six vergence stimuli, -0.17D, 1D, 2D, 3D, 4D and -5D. Also, 3rd and 4th order aberrations, modulation transfer function, and visual acuity of the accommodation-dependent model eye were analyzed. These results are well-matched to anatomical, biometric, and optical realities.

Our corrected accommodation-dependent model-eye may provide a more accurate way to evaluate optical transfer functions and optical performances of the human eye.

OCIS code : 170.4460, 330.4060, 330.1070.