J. Korean Oph. Opt. Soc.
Vol. 14, No. 4, pp. 39-44, December 2009

홍채 촬영용 광학계 설계

박승환 · 이동희*
을지대학교 보건과학대학 의료공학과, *을지대학교 보건과학대학 안경광학과
투고일(2009년 10월 28일), 수정일(2009년 11월 19일), 게재확정일(2009년 12월 8일)

목적: 홍채학에 사용되는 소형 홍채 촬영용 광학계 설계. **방법**: 소형 홍채 촬영용 광학계를 설계하기 위해 Sigma 2000 광학 설계 프로그램을 사용하였다. **결과**: 마이크로 액츄에이터를 오토 포커싱에 사용하는 CCD에 적합한 홍채 촬영용 광학계를 설계하였는데, TCL이 30 mm이고, 배율이 –0.65배, 첫 번째 렌즈에서 마지막 렌즈까지의 거리가 약 8.0 mm, 경통 최대 구경 11 mm, 스톱의 유효구경이 약 1 mm인 특성을 가지는 광학계가 되었다. 또한 분해선폭은 30% MTF 값 기준으로 92 lps/mm인 특성을 보여준다. **결론**: TCL이 30 mm이고, 첫 번째 렌즈에서 마지막 렌즈까지의 거리가 약 8.0 mm, 경통 최대 구경 11 mm이고, MTF 30% 기준에서 분해능 선폭이 5.4 μm에 이르는 광학계를 설계하여 홍채 촬영용 광학계를 소형화 할 수 있었다.

주제어: 홍채학, 유한 광학계, 홍채 촬영, 분해능

서 론

홍채학(iridology)은 헝가리 의사 이그낫츠 본 펙제리(Dr. Ignatz.Von Peczely)가 창안한 자연요법이다. 홍채학은 1903년에 공식적인 하나의 진단학으로 가치를 인정받은 지 100여년이 되었다[1].

홍채학은 신체에서 가장 복잡한 섬유막 구조인 홍채분석에 기초하여 우리 몸의 다양한 장기와 지체들의 반사상황을 홍채내의 표시와 신호들을 통해서 알 수 있게 해주는 과학으로서 장기와 기관의 건강상태, 노폐물이나 독소의 축적부위와 정도, 신체의 체질구별에 용이하며, 개인의 건강수준이나 치료에 따른 반응. 인체골격, 병의 회복 및 진행에 관한 상태를 판독하는 학문이다[1].

최근에는 화학적이고 분석적인 서양의학의 고도의 발달에도 불구하고 전염병이나 수술요법을 제외한 만성질환 성인병질환 난치병 악성종양 등에 대한 치료가 만족스럽지않기 때문에, 의학 건강의 관점을 치료보다 예방과 건강관리에 중점을 두기 시작하면서, 대체의학에 많은 관심이 쏠리고 있다[1-3].

대체의학에서는 홍채학을 체질분류, 자율신경분석 및 조정, 생약치료, 영양요법, 정골요법, 심신치료에서 중요 진단법 중의 하나로 인식하는 흐름이 있으며, 미국, 호주, 영국, 독일, 러시아에서는 대체의학대학의 전 과정에서 홍채학을 필수과목으로 채택하고 있기도 하다[1,3].

이러한 홍채학에 대응하기 위해서는 촬영장치가 필요한데, 지금까지 많은 촬영장치가 국내외에서 개발되어 시판되고 있다[4].

그러나 이러한 장비는 현대의 인터넷을 통한 원격 진단학 등에 적용되기에는 너무 무겁고 크기가 크다. 멀리 있는 환자에게 다가가서 홍채 정보를 습득하는 즉시 빠른 진단을 위해 전문가에게 곧 바로 전송해야 하는 것이기 때문에 휴대에 편리하도록 소형 경량화하는 것이 필수적인 요구 사항이다.

따라서 저자들은 본 논문에서 휴대에 편리한 크기가 작은 홍채 촬영용 광학계를 개발하고자 한다.

설계 요구조건

사용자는 Fig. 1과 같은 홍채촬영장치를 개발하여 지금까지 활용해 왔으나[5-7] 최근의 인터넷 환경에 적용하고자 Fig. 2와 같은 56 mm × 30 mm × 25 mm 부피의 초소형 장치의 외부 디자인을 개발하여 필요한 광학계를 설계하고자 하는 것이다. 사용자의 광학적 설계에서의 요구조건은 Fig. 2에서와 같은 하우징 내에 장착될 수 있는 광학계를 설계하는 것이다. 원격 진단을 위한 IT 부품들이 배치되고 사용자의 휴대성을 고려하여 먼저 외관이 설계 디자인되고 내부공간을 활용하여 광학계가 설계되어져야하는 조건에서 파악되는 광학계 사양은 Table 1과 같다. Fig. 2에서

교신저자 연락처: 이동희, 461-250 경기도 성남시 수정구 양지동 212 을지대학교 보건과학대학 안경광학과
TEL: 010-8785-4132, FAX: 031-740-7365, E-mail: dhlee@eulji.ac.kr

보면 홍채 투사렌즈 왼쪽에 배치되는 CCD는 액츄에이터에 의해 좌우로 구동되어 화상의 포커싱을 이루고 있음을 알 수 있다. 이 때 좌우 구동 범위는 약 4.4 mm 정도이고, 따라서 투사렌즈의 TCL(total conjugate length)는 27.85 mm에서 32.25 mm의 범위임을 확인할 수 있다. Fig. 1과 같은 기존의 장비에서의 조명은 할로겐 램프와 광파이버를 통하여 안구 가까운 위치에서 측방으로 조명하는 방식이었는데, 이는 외국제품이나 국내 다른 제품의 홍채 영상에서 보이는 조명에 의한 핫 스팟을 제거할 수 있다는 장점을 가지고 있다. Fig. 2에서의 새로운 장비에서의 조명 방식은 백색 LED 를 사용하는 방식인데, Fig. 2의 오른쪽 끝단에 사각형의 환 모양 투명 플라스틱 케이스 마련하여 LED를 내장시켜 홍채 주변부의 측방조명[5]이 가능하도록 하여 기존 방식에서의 특허사항을 그대로 이어가게 하였다.

홍채를 CCD 화면 전체에 결상시키기 위해 유효 물체의 크기를 12 mm 정도로 하고 이미지 공간인 CCD 대각선 길이 7.8 mm에 대응되도록 하였다. 요즘 나오는 CCD의 감도와 조명에 사용되는 백색 LED의 밝기를 고려하여 설계 시 물체 측 NA는 약 0.04 이상이 되도록 요구되고 있다.

Fig. 1. Iris photographing system of an old type.

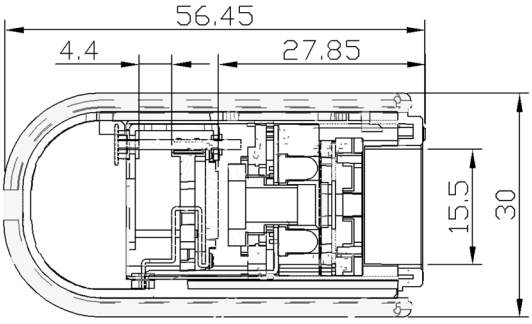

Fig. 2. Profile of iris photographing system of a new type.

Table 1. Design specifications demanded by user

TCL	min 27.85 mm max 32.25 mm
Outer diameter	≤ 11.0 mm
Effective Object Field diameter	12.0±0.2 mm
Effective image Field diameter	7.8±0.2 mm
Resolution (at 30% MTF)	>90 lps/mm
OBJ NA	about 0.04
Distortion	< ± 1%

초기 설계 조건

Table 1에 보면 설계될 광학계의 배율은 유효 물체 크기와 유효 상의 크기에서 7.8÷12=0.65이므로 −0.65배임을 알 수 있다. Fig. 2에서 보면 액츄에이터에 의한 포커싱 구동 범위가 약 4.4 mm이므로 최소 TCL 27.85 mm에 2.2 mm를 더한 약 30 mm를 초기 설계 TCL로 시작하기로 한다. 이 30 mm 거리를 렌즈가 차지하는 공간과 물체측 공간 및 상측 공간을 배치하여야 한다. 설계 예정 광학계를 얇은 렌즈로 취급하면 주평면에서의 물체측 거리(s)와 상측 거리(s')의 배치가 $m_\beta = s'/s$ 에 의해 횡배율에 관계[8]된다. 따라서 초기 설계의 1차광학적 조건에서의 물체거리(s)는 18 mm, 상거리(s')은 12 mm로 계산될 수 있다. 렌즈 초자는 색수차 제거에 용이하고 국내에서 저렴하고 쉽게 구매할 수 있는 것으로 잘 알려진 BK7, SF2, SF11을 사용하기로 한다[9,10]. 일반적으로 유한광학계의 설계에서 왜곡수차를 최소화하기 위해서는 스톱의 위치도 중요하게 작용한다. 초기 설계에서는 왜곡수차를 최소화하기 위해 스톱을 중심으로 양쪽에 왼쪽에 +렌즈 한 개, 오른쪽에는 스톱에 바짝 붙혀서 −렌즈, 그 다음에는 +렌즈를 분포시킨 상태에서 최적화를 시켜나가기로 한다. 렌즈 최적화 설계는 Sigma2000 S/W 렌즈 설계 프로그램[11]을 사용하여 진행하였다. Fig. 3은 최적화 작업하기 전의 1차 광학량의 상태를 표시하고 있다.

투사 광학계의 최적화

상기 초기 설계조건에서 Sigma2000 S/W 렌즈 설계 프

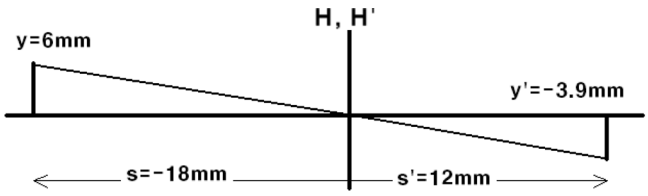

Fig. 3. Initial design status before optimization working

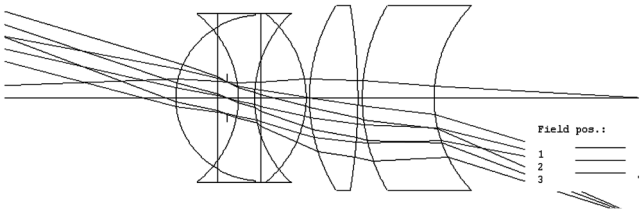

Fig. 4. Lateral layout of the optimized projection lens.

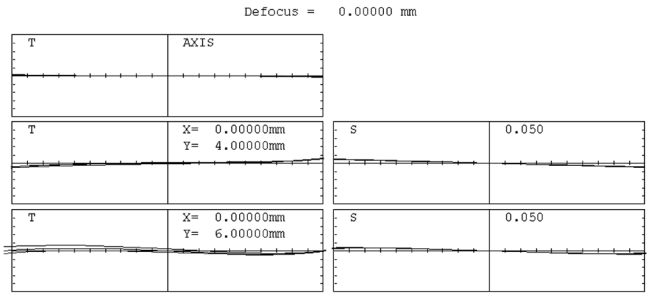

Fig. 5. Finite ray aberrations of the optimized projection lens.

로그램을 사용하여 사용자의 요구에 맞는 성능을 가지도록 수차량을 최적화해 나갔다.

전체적인 유한광선 수차를 줄이기 위해 렌즈의 매수를 추가하면서 수차를 최소화해 나갔다.

최종적으로는 Fig. 4와 같은 형상으로 최적화가 되었는데 초기 3장의 구성에서 스톱 다음 렌즈의 구성이 2매 더 추가된 형태로 최적화가 진행되었다 렌즈 초자의 분포는 BK7, SF2, BK7, SF2, SF11로 구성되었는데 마지막 렌즈의 초자가 굴절률이 조금 높은 SF11로 결론이 난 것은 높은 굴절률로 인해 왜곡수차량을 조금 더 줄일 수 있었기 때문이었다.

Fig. 5는 유한광선 수차도를 보이고 있는데 0.005 mm 이내로 수차가 잘 제어되어 있는 것으로 판단된다.

Fig. 6은 스폿 다이아그램을 보여주고 있는데 defocusing ±0.2 mm 범위에서 직경 0.025 mm 이내에 광선들이 잘 제

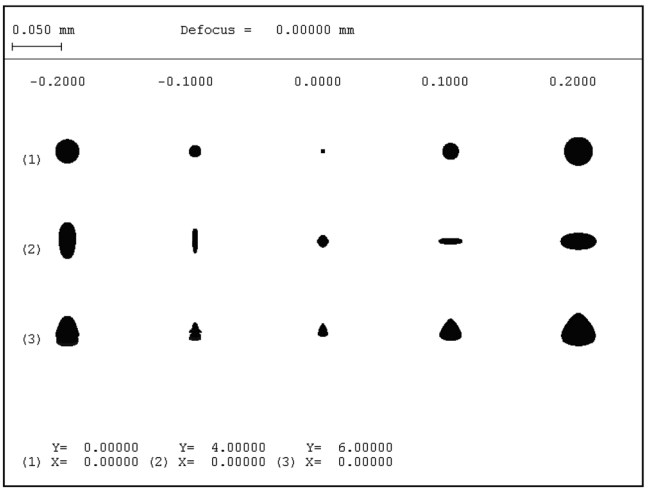

Fig. 6. Spot diagrams of the optimized projection lens.

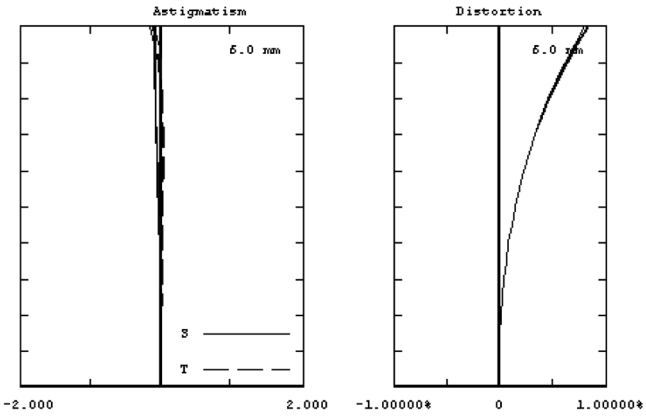

Fig. 7. Astigmatism and distortion of the optimized projection lens.

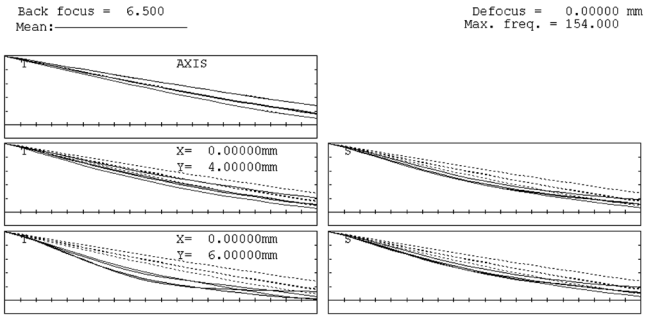

Fig. 8. MTF curves of the optimized projection lens.

어되어 있음을 보여주고 있다.

Fig. 7은 왜곡수차와 비점수차를 보여주고 있다. 비점수차는 자오광선과 구결광선이 6.0 mm 필드 크기까지 0.2 mm 이내로 잘 제어되어져 있는데 이는 Fig. 5에서도 자오광선과 구결광선의 기울기가 거의 수평으로 나타나기 때문에 쉽게 확인할 수 있는 사항이다. 왜곡수차도 1% 이내로 잘 제어되어져 있기 때문에 Table 1에서의 사용자의 요구를 충분히 수용한다고 판단된다.

Fig. 8은 MTF를 보여주는데 30% MTF에서 92 lps/mm 이상 되기 때문에 $1/(92\times2)\approx0.0054$ mm로 계산되어 5.4 μm의 선폭을 분해할 수 있는 분해능을 보여주는 것으로 판단된다.[12] 따라서 사용자의 CCD pixel의 크기가 5.4 μm × 5.4 μm 정도일 것으로 추정된다.

Fig. 9는 경통작업 전의 유효 광선 추적도를 보여주고

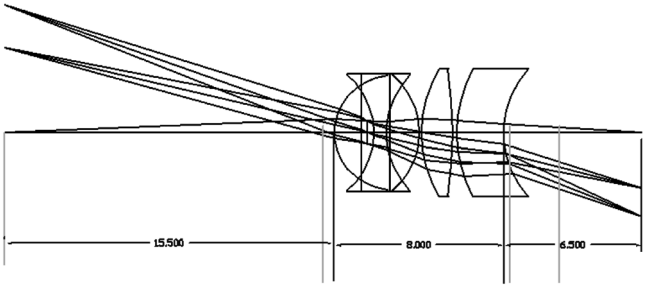

Fig. 9. Ray tracing configuration needed on the barrel design.

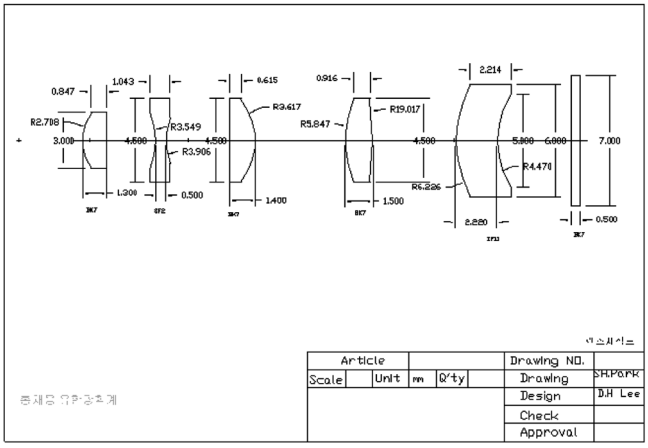

Fig. 10. Lens drawing of the optimized projection lens system.

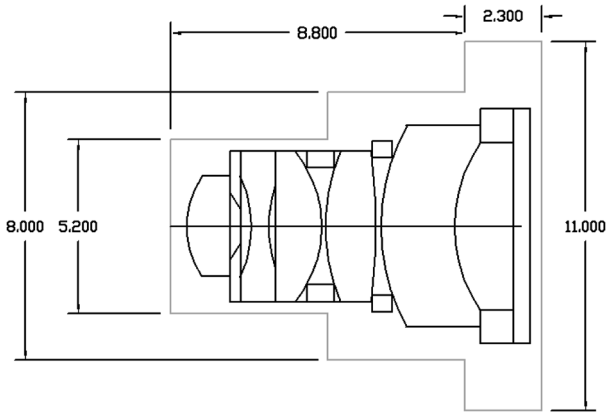

Fig. 11. Assembly block diagram of the optimized projection lens system.

있다. 여기서 보면 초기 설계 상태의 Fig. 3과 같은 배치가 렌즈의 두께를 고려한 최적화 작업 후에 는 스톱의 위치가, 스톱 다음에 렌즈가 추가 됨으로서, 왼쪽으로 약간 이동되었음을 확인할 수 있다.

이 파일을 캐드 파일로 전환하여 추적광선의 범위에 약 0.5 mm 정도의 여유 공간과 경통부 스페이서(spacer) 두께 0.5 mm를 고려한 크기로 렌즈의 제작 직경을 계산하여 렌즈 제작도인 Fig. 10을 완성할 수 있었고, Fig. 11과 같은 부품 조립도를 작성할 수 있게 되었다.

Table 2는 이렇게 최적화 되어진 홍채 촬영용 광학계의 설계 데이터와 1차 광학량 분석 데이터를 보여주고 있다. 스톱이 3번째 면으로 주어져 있고 스톱의 직경이 1.08 mm, 물체측 NA는 0.04로 설계되어져 있음을 확인할 수 있다.

결 론

본 연구에서 우리는 홍채학에 사용되는 소형 홍채 촬영용 광학계 설계하기 위해, Sigma 2000 광학 설계 프로그램을 사용하였다. 마이크로 액츄에이터를 오토 포커싱에 사용하는 소형 CCD에 적합한 홍채촬영용 광학계를 설계하였는데, TCL이 30 mm이고, 배율이 –0.65배, 첫 번째 렌즈에서 마지막 렌즈까지의 거리가 약 8.0 mm, 경통 최대 구경 11 mm, 스톱의 유효구경이 약 1 mm인 광학계가 되었다. 또한 설계된 광학계는 30% MTF 값 기준으로 92 lps/mm인 해상도 특성을 보여주기 때문에 분해능 선폭이 5.4 μm에 이르는 광학계로 판단된다.

실제 광학계를 제작 완성하여 홍채를 촬영한 결과를 기존광학계와 비교하여 Fig. 12와 13에 제시하였다. 결상 성능 면에서는 기존 광학계와 차이가 없음을 확인할 수 있고, Fig. 13과의 비교에서 Fig. 12에서는 결상에 관여하지

Table 2. Design data and 1st optical characteristics of the optimized projection lens system

EFL = 6.517 OBJECT DISTANCE = 15.5							
Wavelengths	[nm]	587.60	656.30	486.10			
#SURF	RADIUS	SEPN	INDEX	V	CLR	RAD	GLASS
1 S	2.708	0.000	1.000000		2.700		
2 S	Plane	1.300	1.516798	64.14	2.750		S-BK7
3 S	Plane	0.299	1.000000		0.538		
4 S	–3.549	0.344	1.000000		2.750		
5 S	3.906	0.500	1.647686	33.83	2.750		S-SF2
6 S	Plane	0.200	1.000000		2.750		
7 S	–3.617	1.400	1.516798	64.14	2.750		S-BK7
8 S	5.847	0.100	1.000000		3.000		
9 S	–19.017	1.500	1.516798	64.14	3.000		S-BK7
10 S	6.226	0.138	1.000000		3.000		
11 S	4.470	2.220	1.784713	25.75	3.000		S-SF11
12 S	Plane	6.500	1.000000	3.936			
Infinite Conjugates							
BFL 2.26404	EFL 6.51693	FNO 4.72404	FFL –5.47396				
At used Conjugates (Finite Object Distance and Finite Focus)							
MAG	–0.65000						
OBJ NA	0.04000						
IMAG NA	–0.06154						
OBJ DIST	15.50000						
IMG DIST	6.50005						
TRACK	30.00008						
THKNESS	8.00003						
IMG HT	–3.90000						
IMG ANG	–20.66368						
Entrance Pupil Diameter and Distance from First Surface							
DIA	1.37952	DIST	1.48324				
Exit Pupil Diameter and Distance from Last Surface							
DIA	1.29222	DIST	–10.34052				

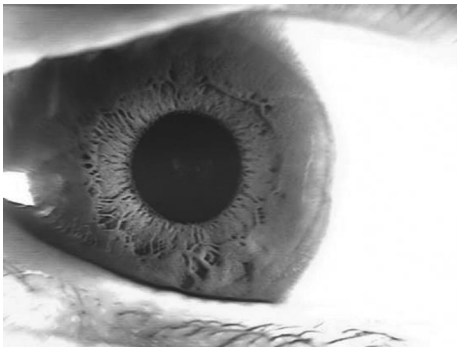

Fig. 12. An image which is photographed by the previous system.

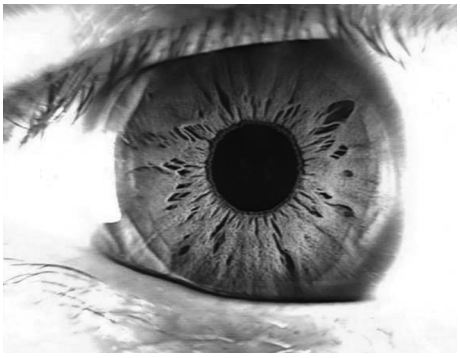

Fig. 13. An image which is photographed by the new system.

않는 광선이 덜 차단되어 상이 전반적으로 흐려지는 현상을 보이는데 이는 외부 광선의 차단효과 면에서는 소형 광학계가 우수하다는 것을 보여준다.

따라서 본 연구의 설계는 홍채학에 사용되는 홍채 촬영 장치의 소형화에 크게 기여하였다고 판단된다.

감사의 글

본 연구는 완수생(주)의 연구비 지원으로 수행되었음을 밝힙니다.

참고문헌

[1] http://www.iridology.or.kr/htm/7-1.htm (대한홍채의학회).
[2] 이인식, “21세기 키워드”, 김영사, 서울, pp. 27-35(2002).
[3] 전세일, “홍채 진단 요법”, 診斷과 治療, 26(10) 통권301호:1128-1133(2006).
[4] http://www.iridologyonline.com/iridology/merchandise/list.asp?typ=Cameras
[5] 이동희, 정하철, “홍채촬영으로 건강진단과 특성분석이 가능한 영상진료장치”, 대한민국, 10-0490082(2005).
[6] 이동희, 정하철, “안구의 홍채 및 안면 촬영장치”, 대한민국, 10-0404929(2003).
[7] 이동희, “홍채 촬영용 광학계 개발”, 한국안광학회지, 8(2):27-34(2003).
[8] Freeman M. H. and Hull C. C., “Optics”, 7th Ed., Butterworth-Heinemann, Oxford, UK, pp. 95-97, 130-131(2003).
[9] Warren J. Smith, “Modern Lens Design”, McGraw-HILL, New York, pp. 25-62(1992).
[10] 中川治平. レンズ設計工學, 東海大學出版會, 東京, 第6章(1986).
[11] User Manual, “SIGMA 2000”, KIDGER OPTICS LTD, UK, Ch.5 and Ch.15(1995).
[12] User Manual, “Introductory User's Guide codeV”, OPTICAL RESEARCH ASSOCIATES, California, USA, pp. 18-20(2006).

Design of an Optical System for Iris Photographing

Seung-Hwan Park and Dong-Hee Lee*

Department of Biomedical Engneering, College of Health Sciences, Eulji University
*Department of Optometry, College of Health Sciences, Eulji University
(Received October 28, 2009: Revised November 19, 2009: Accepted December 8, 2009)

Purpose: To design a mini optical system photographing the iris, which is used in the iridology. **Methods:** We designed a mini optical system photographing the iris by using the Sigma 2000 design program. **Results:** We designed a mini optical system photographing the iris, which is suitable in the CCD using a micro actuator for auto-focusing, of which characteristics have the TCL of 30 mm, a magnification of −0.65, about 8.0 mm distance from the 1st lens to the last lens, the max barrel diameter of 11 mm, and about 1 mm of the effective stop diameter. Also the resolution line width of this system is characterised by 92 lps/mm at the 30% MTF value criterion. **Conclusions:** By designing an optical system of which characteristics have the TCL of 30 mm, about 8.0 mm distance from the 1st lens to the last lens, the max barrel diameter of 11 mm, and the resolution line width of 5.4 μm at the 30% MTF value criterion, we could miniaturize the iris photographing optical system.

Key words: Iridology, Finite optical system, Iris photographing, Resolution