

Design of a Low-Distortion Imaging Optical System for Dermatoscopes

Dong-Hee Lee*

Dept. of Visual Optics, Far East University, Professor, EumSeong 27601, Korea
(Received March 9, 2026: Revised March 17, 2026: Accepted March 18, 2026)

Purpose: Dermatoscopy is a widely utilized technique for the early diagnosis of skin cancer and pigmented lesions, and the geometric accuracy of images is crucial for digital image-based analysis. However, conventional compact dermatoscopes often introduce optical distortion due to their miniaturized optical design, which can adversely affect quantitative measurements of lesion area and morphology. This study aimed to design and evaluate an imaging optical system for a portable digital dermatoscope that minimizes distortion. **Methods:** The distortion characteristics of a commercial dermatoscope were initially assessed by photographing a grid target using a Galaxy A50 smartphone camera. Utilizing Seidel aberration theory, a three-element optical system consisting of a singlet and a doublet was designed by considering the distribution of chief ray height and lens power. The initial design and optimization were performed using Code V optical design software under the following design constraints: distortion $<1.0\%$, field angle $\geq 32^\circ$, eye relief ≥ 14 mm, and target size of 22 mm $\pm 1\%$. **Results:** The optimized optical system demonstrated distortion levels below 0.25% within an effective field angle of $2 \times 17.8^\circ$, successfully meeting the design target of less than 1.0% . Additionally, the system achieved a magnification of $6.41\times$ and maintained an eye relief of 14 mm. Experimental imaging with the Galaxy A50 smartphone confirmed a significant reduction in distortion compared to conventional dermatoscopes. **Conclusions:** The proposed imaging optical system effectively reduces distortion compared to existing dermatoscopes, thereby enhancing geometric accuracy in digital dermatoscopic imaging. This advancement is expected to improve the reliability of quantitative lesion analysis in future artificial intelligence-based diagnostic systems for skin diseases.

Key words: Dermatoscope, Optical system design, Distortion, Digital image, Skin lesion analysis

서 론

피부암 및 색소성 병변의 조기 진단에서 더마토스코피 (dermatoscopy)는 비침습적이면서도 높은 진단 정확도를 제공하는 필수 도구로 사용되고 있다. 특히 흑색종 (melanoma)를 비롯한 악성 피부 종양의 조기 발견은 환자의 생존율과 직결되며, 이에 따라 임상 현장에서 사용되는 더마토스코프 (dermatoscope: 피부확대경)의 광학적 성능은 진단 신뢰도에 직접적인 영향을 미친다.^[1-3]

더마토스코피는 편광 또는 비편광 조명 하에서 표피 및 진피 상부 구조를 확대 관찰하는 기술로, 육안 검사 대비 진단 민감도와 특이도를 유의하게 향상시키는 것으로 보고되어 왔다.^[2,3] 최근에는 디지털 영상화 및 인공지능 기반 분석 기술과 결합되면서 병변의 경계, 색상 분포, 비대칭성 등을 정량적으로 분석하는 방향으로 발전하고 있다.^[4] 딥러닝 기반 피부암 분류 연구에서는 영상의 기하학적 정

확도에 대한 체계적 분석이 이루어지지 않았으며, 따라서 광학적 왜곡 상은 병변의 정량 평가에 오차를 유발할 가능성이 있다.^[4] 즉 이러한 정량 분석 환경에서는 영상의 기하광학적 왜곡수차(distortion)의 발생은 병변의 면적 및 형상 계측 정확도에 직접적인 영향을 미치므로, 더마토스코프의 결상광학계의 왜곡수차 제어가 중요한 설계 요소로 부각되고 있는 실정이다.

상용 더마토스코프는 일반적으로 5배 이상의 고배율, LED 조명, 편광 필터, 소형 광학계를 특징으로 한다. 대표적인 상용 장비로는 IDS-1100^[5,6]과 같은 휴대형 디지털 더마토스코프가 있으며, 임상 현장에서 널리 활용되고 있다. 그러나 소형화 및 휴대성을 우선시하는 설계 특성상, 왜곡수차, 제한된 시야각, 짧은 eye-relief, 상대적으로 작은 출사동 직경 등의 광학적 제약이 존재할 수 있다. 특히 영상 기반 진단 및 정량 분석 목적에서는 왜곡수차의 최소화가 병변 분석 정확도에 큰 영향을 줄 수가 있다.

*Corresponding author: Dong-Hee Lee, TEL: +82-043-880-3808, E-mail: dhlee99@hanafos.com
Authors ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-7655-0058>

따라서 본 연구에서는 기존 상용 제품 대비 왜곡수차^[7-9]를 유의미하게 개선한 새로운 휴대형 디지털 더마토스코프용 결상 광학계를 설계하고자 한다.

대상 및 방법

1. 상용 제품의 평가

기존 상용 제품 IDS-1100^[5,6]을 휴대형 디지털 더마토스코프로 사용하기 위한 테스트를 해 본 결과 Fig. 1과 같은 결과가 나왔다. 테스트는 일반 방한지를 타겟(target)로 하여 갤럭시 A50을 사용하여 촬영하였다. 갤럭시 A50의 촬영모드는 디지털화했을 때 영상을 확대해서 볼 수 있도록 1x 배율을 사용하였다.

Fig. 1에서는 상용 국산 더마토스코프를 사용하여 갤럭시 A50으로 바닥에 있는 방한지를 대상으로 그 눈금을 촬영한 상태의 그림을 보여주고 있다. 바닥에서 갤럭시 A50의 250만화소 카메라까지의 거리가 약 40~43mm로 측정되었고, 촬영한 상태의 영상에서는 상당한 광학적 왜곡이 발생되고 있음을 확인할 수 있다. 이 왜곡된 상을 보관용 디지털 영상으로 저장하여 인공지능 기반 분석 기술과 결합하여 병변의 경계, 색상 분포, 비대칭성 등의 정량적 분석을 해야한다면 병변의 영상에서의 위치에 따라 크기 및 경계선의 측정 오차를 유발하기 때문에 분석에 큰 오류를 가져올 수 있다. 특히 딥러닝 기반 피부 병변 분류 연구에서 영상의 기하학적 정확도에 대한 체계적 분석이 이루어질 수가 없게 된다.

따라서 피부 병변의 정량적 분석이 필요한 환경에서는 디지털 영상의 기하광학적 왜곡수차(distortion)의 발생은 병변의 면적, 경계선 및 형상 계측 정확도에 직접적인 영향을 미치므로, 더마토스코프의 결상광학계의 왜곡수차 제거^[7-9]가 중요한 설계 요소로 작용한다.

2. 더마토스코프용 결상광학계의 설계 초기조건

사용자의 설계 요구조건은 Table 1에 나와 있다. 이 요구조건을 바탕으로 이번 연구의 개발 목표는 왜곡수차 < 1.0%,

Field of View	≥32 deg
Eye_Relief	≥14.0 mm
Axial Length from 1 st lens to Target	<36.0 mm
Distortion	<1.0%
Magnification	>5X
Wavelength range	Visible range
Target_size	22 mm±1%
Camera to be used for digitalization (magnification to use: 1x)	Galaxy A50

화각 ≥32.0deg, 안점거리(eye-relief) ≥14 mm, target_size 22 mm ± 1%를 만족하는 더마토스코프 결상 광학계를 설계 개발하는 것으로 하였다. 그런데 여기서 보면 설계할 더마토스코프 결상광학계의 입사동 크기에 영향을 주는 갤럭시 A50 메인 카메라의 출사동 크기가 주어지지 않았다. 따라서 이는 설계자가 계산해야 한다. 계산하는 방법을 아래 제시해 본다.

갤럭시 A50 메인 카메라 상용 스펙을 보면 Aperture size: F1.7, Focal length: 27 mm, Sensor size: 1/2.8"로 되어 있다.^[10,11] 보통 스마트폰 카메라에서는 35 mm 환산 초점거리(Equivalent focal length)^[12]를 사용하므로, crop factor^[13]를 사용하여 실제 초점거리(f_{actual})를 계산해보면

$$\text{crop factor} = \frac{\text{Full frame sensor diagonal}}{\text{camera sensor diagonal}} = \frac{43.3\text{mm}}{7.3\text{mm}} \approx 6$$

$$f_{actual} = \frac{\text{focal length}}{\text{crop factor}} = \frac{27\text{mm}}{6} = 4.5\text{mm}$$

이를 이용해서 실제 렌즈 유효구경을 계산하면

$$D = \frac{4.5}{1.7} = 2.65\text{mm}$$

가 된다. 이는 crop factor 및 35mm 환산 초점거리를 사용하지 않고 계산^[14]한 아래 렌즈 유효구경(D')과 비교된다.

$$D' = \frac{\text{focal length}}{F\text{-number}} = \frac{27\text{mm}}{1.7} \approx 15.9\text{mm}$$

따라서 개발하고자 하는 더마토스코프용 결상광학계의 구경조리개의 크기는 위 계산된 실제 렌즈 유효구경 2.65 mm보다는 크게 설정할 필요가 있는데, 본 설계에서는 갤럭시 A50 메인 카메라의 하우징과 본 결상광학계 하우징의 기구적인 결합시 발생할 공차 ±0.5 mm를 고려하여 이를 3.65 mm로 하고 설계에서는 고정변수(constraint)로 사용하였다.

또한 안점거리(eyerelief)를 14.0 mm 이상으로 사용자가

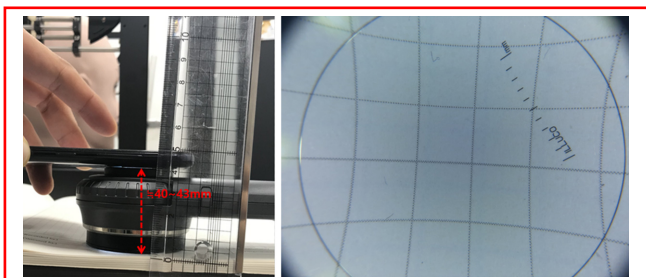


Fig. 1. Distortion measurement setup for a commercial dermatoscope and the corresponding captured image.

요구하였지만 본 설계에서는 최소 값인 14.0 mm를 고정 변수(constraint)로 사용하였다. 이는 안점거리를 길게 하면 설계하고자 하는 광학계의 직경과 무게가 커지고 무거워지는 단점이 발생하기 때문에 채택한 제한 조건이다.

설계 요구조건에서 첫 번째 렌즈에서 결상면(target)까지의 길이 36.0 mm 이하의 조건에서 사용자가 개발하고자 하는 장비의 전장길이에 관계되기 때문에 36.0 mm를 넘지 않도록 할 필요가 있다.

사용자는 보관용 디지털 영상 촬영장치로 갤럭시 A50의 메인 카메라 250만화소 F1.7 카메라^[10,11]를 선정하였는데, 이는 수급의 용이성과 공급가격의 적절성을 반영한 사용자의 판단으로 보인다. 1x 배율을 촬영모드를 설정하였는데, 이는 디지털 영상화 했을 때 영상을 확대해서 볼 수 있는 병변의 영역을 최대로 확보하고자하는 의도가 반영된 결과이다.

본 광학계의 설계에서 초기설계 작업, 최적화 설계 작업 및 성능 평가는 상용 CodeV 프로그램^[15]을 사용하여 진행하였다.

3. 왜곡수차 ±1.0% 이하를 갖는 더마토스코프용 결상 광학계의 설계^[7-9,16,17]

Seidel 수차이론에 따르면 왜곡수차^[7-9]는

$$Distortion \propto \sum y_i^3 D_i \tag{식1}$$

(단 y_i 는 각각의 렌즈 면에서의 주광선의 높이, D_i 는 각각의 렌즈 면의 굴절력)

로 표현되는데 각각의 렌즈에서의 주광선의 높이(y_i)를 같게 둔다면 광학계의 왜곡수차는

$$Distortion \propto \sum D_i = D_1 + D_2 + D_3 \tag{식2}$$

로 표현되므로 각각의 렌즈 굴절력의 합을 영으로 하면 제거되는 것이다. (식2)에서는 3개 렌즈 6면을 두면씩 합하여 3개의 얇은 렌즈의 합성으로 근사한 식이다. 이에 따

라 본 설계에서는 3매 구성의 광학계로 설계 출발점으로 하였고 가능한 비축광선의 주광선의 높이가 각각의 렌즈에서 거의 일정하도록 하여 설계를 진행하였다. 대신 굴절력의 합은 0인 값에 접근하도록하여 최적화 설계를 진행하였다.

굴절력의 조합은 색수차 제거^[18]를 위해 더블렛(+굴절력 -굴절력) 조합이 반드시 사용되어야 한다. 또한 3매 구성 광학계의 배율이 5배 이상이 되게하기 위해서는 초점거리가 50 mm이하 이어야 하기 때문에 합성 굴절력은 20Dptr 이상의 양수가 되어야 한다. 양수의 합성굴절력을 형성하기 위해서는 굴절력의 조합이 (-굴절력) 2매와 (+굴절력) 1매의 구성보다는 (-굴절력) 1매와 (+굴절력) 2매의 구성이 유리한 것은 자명하다. 따라서 3매 구성 광학계에서 가능한 조합은 싱글렛(+굴절력)+더블렛(+굴절력 -굴절력) 또는 싱글렛(+굴절력)+더블렛(-굴절력 +굴절력) 구성이 사용될 수 있다. 이 두가지를 출발점으로 설계를 진행하였는데 싱글렛(+굴절력)+더블렛(+굴절력 -굴절력) 구성이 수차 제거가 더 유리한 것으로 나타났다. 이에 본 설계에서는 싱글렛(+굴절력)+더블렛(+굴절력 -굴절력) 구성을 초기 설계 조건으로 하여 Table 1에 언급된 사용자 요구조건 왜곡수차<1.0%, 화각> 32.0deg, eye-relief=14 mm, target_size= 22 mm ± 1%를 만족하도록 최적화를 진행하였다.

최적화를 진행한 결과 Table 2와 같은 광학계 설계 데이터를 확보할 수 있었다.

결과 및 고찰

설계된 더마토스코프용 결상 광학계의 렌즈의 형상 및 2D, 3D 광선추적도는 Fig. 2와 Fig. 3에서 보여지고 있다. 이 광학계의 1차 광학량의 특성은 Table 3에 나타나 있다. 실제 1번 렌즈와 마지막 렌즈까지의 거리는 Table 3의 OAL(Overall Length)^[15]이 29.8 mm 이므로 Stop에서 1번 렌즈까지의 거리(안점거리) 14 mm을 빼면 15.8 mm이 된다. 그리고 1번 렌즈와 타겟까지의 거리는 이 15.8 mm에 Table 3의 IMG DIS 19.28 mm를 더하면 35.08 mm가 된다.

Surface #	Surface Type	Radius	Thickness	Glass	Semi-Aperture
Objective	Sphere				
Stop	Sphere		14		1.825
2	Sphere		5	ELAF2_HIKARI	6.218
3	Sphere	-23.588	0.3		6.907
4	Sphere	23.588	9	NFK5_SCHOTT	7.095
5	Sphere	-16.318	1.5	EF1_HOYA	6.761
6	Sphere	19.162	19.278		6.729
Image	Sphere		0		11.085

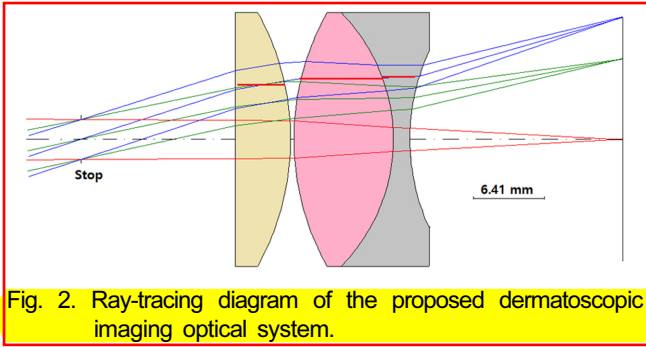


Fig. 2. Ray-tracing diagram of the proposed dermatoscopic imaging optical system.

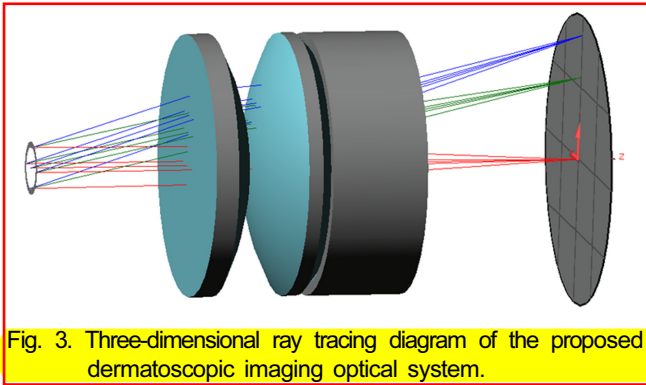


Fig. 3. Three-dimensional ray tracing diagram of the proposed dermatoscopic imaging optical system.

Table 3. 1st optical characteristics of the proposed dermatoscopic imaging optical system

Infinite conjugates	
EFL	39.00
BFL	24.65
FFL	-33.34
FNO	10.68
IMG DIS	19.28
OAL	29.80
Paraxial image	
HT	11.05
ANG	17.80
Entrance pupil	
DIA	3.65
THI	0.00
Exit pupil	
DIA	4.27
THI	-20.97

이는 사용자 요구조건인 Table 3의 Axial Length from 1st lens to target <36.0 mm를 만족하고 있음을 보여준다. 또한 EFL=39.00 mm이므로 배율은 명시거리 250 mm에 대하여 6.41배임을 확인할 수 있다.

Fig. 4(a)는 왜곡수차량을 보여주는데 반화각 17.8도에서 0.25% 이내로 잘 제어되어 있음을 보여준다, 이를 설계된 더마토스코프용 결상 광학계의 유효 필드각(±17.8도) 이내 (검정색 원)에서의 왜곡 정도를 보여주는 simulation 그림^[15]을 Fig. 4(b)에서 확인할 수 있는데 유효 필드각 이내에

서 왜곡수차가 잘 제어되어 있음을 확인할 수 있다.

실제 왜곡수차 초기 최적화를 위해 우리는 Seidel 수차 이론의 왜곡수차 공식 (식1~2)를 적용하였는데 적용 순서는 우선 렌즈를 지나는 주광선의 높이를 거의 같게 하고 각각 렌즈의 굴절력의 합을 거의 zero로 하는 것이 있다. Fig. 2에서 보면 각각 렌즈를 지나는 Field 3(17.8도)의 주광선의 높이(빨간색 수평선으로 표시됨)가 거의 같게 진행되고 있음을 확인할 수 있다. Table 2의 값을 이용해서 3개의 렌즈의 실제 굴절력을 구해보면 각각 31.71 D, 46.96 D, -72.66 D이고 이들의 합은 6.01D이므로 각각의 굴절력의 절대값의 합의 산술평균 값인 50.44D의 약 12%

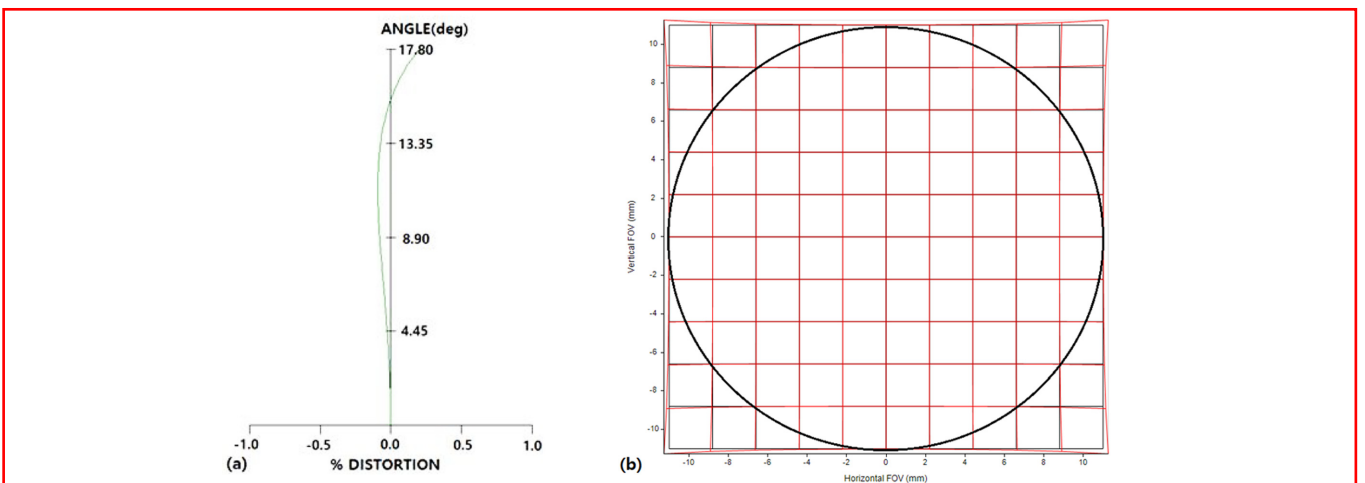


Fig. 4. Distortion analysis of the proposed dermatoscopic imaging optical system: (a) percentage distortion plot; (b) simulated distortion within a ±17.8° field angle (black circle).

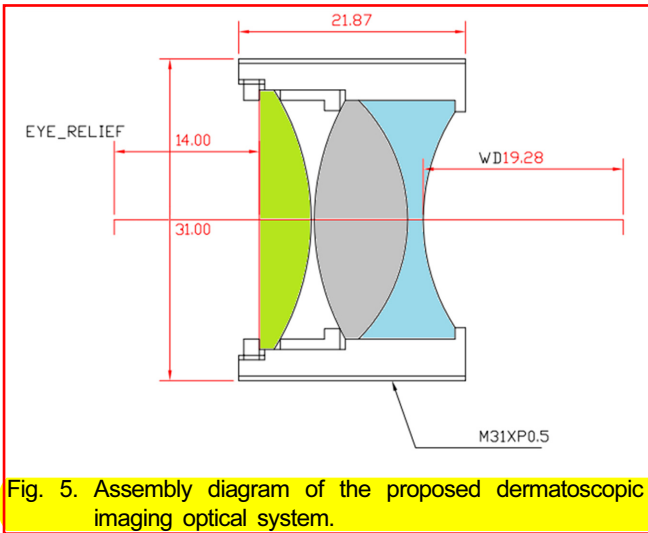


Fig. 5. Assembly diagram of the proposed dermatoscopic imaging optical system.

수준으로 상당히 최소화되어져 있음을 확인할 수 있다. 실제 각각 렌즈를 지나는 Field 3(17.8도)의 주광선의 높이(빨간색 수평선)가 1번 렌즈, 2번 렌즈, 3번 렌즈로 갈수록 약간씩 점점 높아지고 있음을 Fig. 2에서 확인할 수 있는데 이는 (식1)에서 보면 주광선의 높이가 다르면 그 높이의 3승(V_i^3)이 굴절력(D)에 곱해져서 그 합이 zero이면 왜곡을 제거할 수 있다는 것이기 때문에 실제 굴절력의 분포가 앞 두 렌즈의 굴절력의 합 78.67D(대신 주광선의 높이가 약간 낮음)이 3번 렌즈의 굴절력 절대값 72.66(주광선의 높이가 제일 높음)보다 커야 한다는 이유가 설명된다. 물론 (식

1-2)는 Seidel 수차이론이기 때문에 3차수차론이다.^[7-9]

따라서 3차 수차이론 이상을 포함하는 왜곡수차량을 나타내는 Fig. 4(a)의 그래프에서 보면 왼쪽으로 기울어지는 3차 수차량에 8.9도 이상의 화각에서 나타나기 시작하는 오른쪽으로 기울어지는 5차 수차량^[9]과의 균형을 유지하는 형태로 왜곡수차 1.0% 이하를 갖도록 하기 위해 최종 최적화가 왜곡수차 부분에서 이루어졌음을 Fig. 4(a)의 그래프가 보여주고 있다.

Fig. 5는 왜곡을 최소화하도록 최적화 설계된 더마토스코프용 결상 광학계의 조립구성을 보여주고 있다. 경통 길이는 21.87 mm이고 경통의 직경은 31 mm임을 알 수 있다. 경통의 외부에는 M31xP0.5를 표시하여 직경 31 mm 피치 0.5 mm 나사산이 외부에 가공되도록 하였는데 이는 더마토스코프용 디바이스의 결상렌즈 삽입구에서 경통을 한번 돌렸을 때 0.5 mm씩 이동하도록 하여 그 위치를 미세조정할 수 있도록 하기 위하여 존재하는 것이다.

Fig. 6은 가공된 경통과 렌즈의 조립 상태를 보여주고 있다.

Fig. 7은 Fig. 6과 같이 가공된 결상 광학계를 더마토스코프용 디바이스에 결합하여 (a)는 백색 조명을 켜 상태에서, (b)는 조명을 끈 상태에서 방한지를 대상으로 갤럭시 A50으로 촬영한 사진을 보여주고 있다. 두 경우 모두 Fig. 1과 같은 왜곡은 나타나지 않음을 보여주고 있다.

결 론

본 연구에서는 피부 병변의 정량적 분석 정확도를 향상시키기 위하여 왜곡수차를 최소화한 휴대형 디지털 더마토스코프용 결상 광학계를 설계하였다. 기존 상용 더마토스코프를 이용하여 촬영된 영상에서는 상당한 수준의 기하광학적 왜곡이 발생함을 확인할 수 있었으며, 이러한 왜곡은 디지털 영상 기반 병변 분석에서 면적, 경계 및 형상 측정에 오차를 유발할 가능성이 있음을 확인하였다.

이를 개선하기 위하여 Seidel 수차이론을 기반으로 왜곡수차를 제어할 수 있는 광학 설계 전략을 적용하였다. 특히 각 렌즈에서의 주광선 높이를 유사하게 유지하고 렌즈 굴절력의 합을 최소화하는 설계 접근법을 채택하여 초기 설계 구조를 구성하였으며, 싱글렛(+굴절력)과 더블렛(+굴절력-굴절력)의 3매 렌즈 구조를 기반으로 최적화를 수행하였다. Code V 광학 설계 프로그램을 이용한 최적화 결과, 본 연구에서 제안한 결상 광학계는 유효 화각 35.6° 범위에서 왜곡수차를 약 0.25% 이하로 제어할 수 있었으며, 이는 설계 목표인 1.0% 이하의 왜곡 조건을 충분히 만족하는 결과이다.

또한 이 최적화 설계된 광학계는 6.41배의 배율, 14 mm

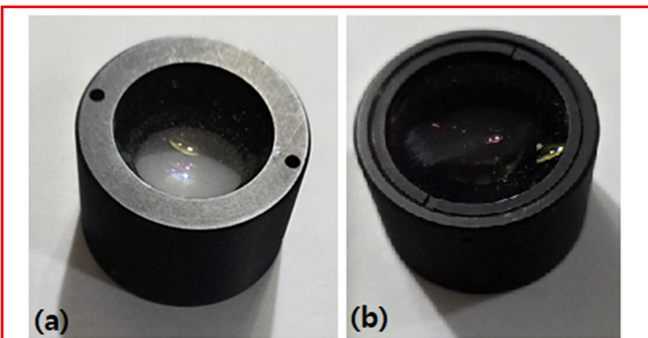


Fig. 6. Front (a) and rear (b) views of the assembled optical tube.

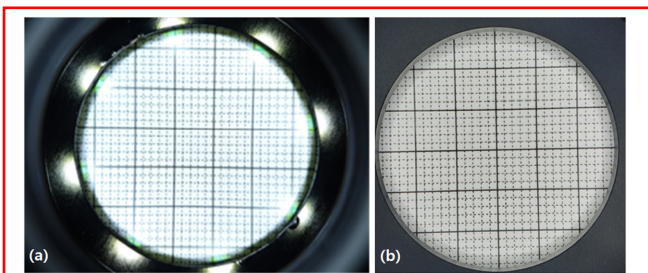


Fig. 7. Distortion evaluation using captured images: (a) with illumination on; (b) with illumination off.

의 eye-relief, 35.08 mm의 광축 길이를 갖는 광학계로 사용자 요구 조건을 모두 충족하였으며, 갤럭시 A50 스마트폰 카메라와 결합하여 실제 촬영 실험을 수행한 결과 기존 상용 장비에서 관찰되던 영상 왜곡이 현저히 감소한 것을 확인할 수 있었다.

따라서 본 연구에서 제안한 더마토스코프용 결상 광학계는 기존 상용 장비 대비 왜곡수차를 효과적으로 개선하여 디지털 영상 기반 피부 병변 분석에서의 기하학적 정확도를 향상시킬 수 있는 가능성을 제시한다. 특히 향후 인공지능 기반 피부 병변 분석 시스템과 결합될 경우 병변의 면적, 경계 및 형상 분석의 신뢰도를 향상시키는 데 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2025년도 극동대학교 교내연구비(과제번호: FEU2025R19) 지원에 의해 수행되었습니다.

REFERENCES

- [1] Argenziano G, Puig S, Zalaudek I, et al. Dermoscopy improves accuracy of primary care physicians to triage lesions suggestive of skin cancer. *J Clin Oncol*. 2006;24(12):1877-1882. DOI: <https://doi.org/10.1200/JCO.2005.05.0864>
- [2] Kittler H, Pehamberger H, Wolff K, et al. Diagnostic accuracy of dermoscopy. *Lancet Oncol*. 2002;3(3):159-165. DOI: [https://doi.org/10.1016/S1470-2045\(02\)00679-4](https://doi.org/10.1016/S1470-2045(02)00679-4)
- [3] Vestergaard ME, Macaskill P, Holt PE, et al. Dermoscopy compared with naked eye examination for the diagnosis of primary melanoma: a meta-analysis of studies performed in a clinical setting. *Br J Dermatol*. 2008;159(3):669-676. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1365-2133.2008.08713.x>
- [4] Esteva A, Kuprel B, Novoa RA, et al. Dermatologist-level classification of skin cancer with deep neural networks. *Nature*. 2017;542:115-118. DOI: <https://doi.org/10.1038/nature21056>
- [5] AusDerm. Illuco IDS-1100 Dermatoscope Specifications, 2026. <https://www.ausderm.com/product/illuco-ids-1100/> (5 February 2026).
- [6] ILLUCO. IDS-1100 Series Dermatoscope, 2026. [https://www.illuco.co.kr/pages/board/board.view.php?board_no=85&no=1287&skin=prd&searchKeyword=&searchColumn=&page=\(5 February 2026\)](https://www.illuco.co.kr/pages/board/board.view.php?board_no=85&no=1287&skin=prd&searchKeyword=&searchColumn=&page=(5 February 2026)).
- [7] Hecht E. *Optics*, 4th Ed. San Francisco: Addison-Wesley Publishing Co., 2002;249-252.
- [8] Smith WJ. *Modern optical engineering*, 4th Ed. New York: McGraw-Hill, 2008;45-72.
- [9] Kingslake R, Johnson RB. *Lens design fundamentals.*, 2nd Ed. Burlington: Academic Press, 2010;121-140.
- [10] PhoneArena. Samsung Galaxy A50 Full Specifications, 2024. [https://www.phonearena.com/phones/Samsung-Galaxy-A50_id11075\(9 March 2026\)](https://www.phonearena.com/phones/Samsung-Galaxy-A50_id11075(9 March 2026)).
- [11] NanoReview. Samsung Galaxy A50 Camera Specifications, 2026. [https://nanoreview.net/en/phone/samsung-galaxy-a50\(1 February 2026\)](https://nanoreview.net/en/phone/samsung-galaxy-a50(1 February 2026)).
- [12] CIPA(Camera and Imaging Products Association). Guideline for Noting Digital Camera Specifications (DCG-001), 2005. https://www.cipa.jp/std/documents/j/DCG-001_J.pdf?utm_source=chatgpt.com (3 March 2026).
- [13] Ray SF. *Applied photographic optics*, 3rd Ed. Oxford: Focal Press, 2002;43-45.
- [14] Smith WJ. *Modern optical engineering: the design of optical systems*, 4th Ed. New York: McGraw-Hill, 2007;183.
- [15] Synopsys. CODE V Optical Design Software, 2024. [https://www.synopsys.com/optical-solutions/codev.html\(22 February 2026\)](https://www.synopsys.com/optical-solutions/codev.html(22 February 2026)).
- [16] Kingslake R. *Optical system design*, 1st Ed. New York: Academic Press, 1983;7-25.
- [17] Laikin M. *Lens design*, 4th Ed. New York: CRC Press, 2007;119-129.
- [18] Smith WJ. *Modern optical engineering: the design of optical systems*, 4th Ed. New York: McGraw-Hill, 2007;343-348.
- [19] Smith WJ. *Modern optical engineering: the design of optical systems*, 4th Ed. New York: McGraw-Hill, 2008;356-368.

왜곡수차를 최소화한 더마토스코프용 결상광학계 설계

이동희*

극동대학교 안경광학과, 교수, 음성 27601

투고일(2026년 3월 9일), 수정일(2026년 3월 17일), 게재확정일(2026년 3월 18일)

목적: 더마토스코피는 피부암 및 색소성 병변의 조기 진단에 널리 사용되는 기술이며, 디지털 영상 기반 분석에서는 영상의 기하학적 정확성이 매우 중요하다. 그러나 기존의 소형 더마토스코프는 광학계의 소형화 설계로 인해 영상 왜곡이 발생할 수 있으며, 이는 병변의 면적 및 형상에 대한 정량적 측정 정확도에 영향을 줄 수 있다. 본 연구의 목적은 왜곡수차를 최소화한 휴대형 디지털 더마토스코프용 결상 광학계를 설계하고 그 성능을 평가하는 것이다. **방법:** 먼저 상용 더마토스코프의 왜곡 특성을 평가하기 위하여 갤럭시 A50 스마트폰 카메라를 이용하여 방한지 타겟을 촬영하였다. 이후 Seidel 수차 이론을 기반으로 주광선 높이와 렌즈 굴절력 분포를 고려하여 싱글렛과 더블렛으로 구성된 3매 렌즈 광학계를 설계하였다. 광학계의 초기 설계 및 최적화는 Code V 광학 설계 소프트웨어를 사용하여 수행하였으며, 왜곡 <math><1.0\%</math>, 화각 $\geq 32^\circ$, 안점거리 $\geq 14\text{ mm}$, target_size $22\text{ mm} \pm 1\%$ 의 설계 조건을 만족하도록 하였다. **결과:** 최적화된 광학계는 유효 화각 $2 \times 17.8^\circ$ 범위에서 약 0.25% 이하의 왜곡수차를 나타내어 설계 목표인 1.0% 이하 조건을 충분히 만족하였다. 또한 6.41배의 확대율과 14 mm의 안점거리를 확보하였다. 갤럭시 A50 스마트폰을 이용한 실제 촬영 실험에서도 기존 상용 더마토스코프에서 관찰되던 영상 왜곡이 현저히 감소한 것을 확인하였다. 결론: 본 연구에서 제안한 결상 광학계는 기존 더마토스코프 대비 왜곡수차를 효과적으로 감소시켜 디지털 더마토스코피 영상의 기하학적 정확도를 향상시킬 수 있음을 확인하였다. 이러한 접근법은 향후 인공지능 기반 피부 질환 진단 시스템에서 병변의 정량적 분석 신뢰도를 향상시키는 데 기여할 것으로 기대된다.

주제어: 더마토스코프, 광학계 설계, 왜곡 수차, 디지털 이미지, 피부 병변 분석