



휴대용 안압 측정을 비전 센서 기반 정렬 시스템 개발

권순환^a, 김루나^a, 신소진^a, 이우영^a, 강진희^b, 장웅기^a, 김현욱^a, 임광석^a, 주창화^a, 김병희^{a,*}, 박희원^{c,*}Development of a Vision Sensor-based Alignment System for Portable
Intraocular Pressure MeasurementSoonhwan Kwon^a, Luna Kim^a, SoJin Shin^a, Uyeong Lee^a, Jinhee Kang^b, Woongki Jang^a, Hyunouk Kim^a,
Kwang Suk Lim^a, Changhwa Joo^a, Byeonghee Kim^{a,*}, Heewon Park^{c,*}^a Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University^b C&V Tech Co., Ltd.^c Department of Rehabilitation Medicine, Kangwon National University Hospital

ARTICLE INFO

Article history:

Received	12	January	2024
Revised	2	February	2024
Accepted	6	February	2024

Keywords:

Active senior
Glaucoma
Intraocular pressure
Non-contact tonometer
Alignment system

ABSTRACT

Elevated intraocular pressure(IOP) is a primary cause of glaucoma, rendering IOP measurement essential for diagnosis. Traditional IOP measurement devices are bulky and stationary, necessitating movement between consultation and measurement rooms. Portable tonometers address this issue but face challenges in ensuring proper alignment between the cornea and the device for precise measurements. This study proposes a method enabling medical professionals or third parties to determine this alignment using a portable tonometer. The proposed alignment system is designed considering structural compactness and cost competitiveness and comprises three light sources and vision sensors. To validate the proposed system, experiments were conducted, proving its ability to determine the alignment between the cornea and the system.

1. 서론

최근 통계에 따르면 녹내장(glaucoma) 발병률이 꾸준히 증가하고 있으며, 특히 연령대가 높아질수록 녹내장 환자의 수도 증가하는 경향을 보인다. 안질환 중 하나인 녹내장은 눈으로 받아들인 빛을 뇌로 전달하는 시신경에 이상이 생겨 시야결손이 나타나는 질환으로, 백내장, 황반변성과 더불어 3대 실명 원인 질환으로 꼽힌다^[1,2]. 이러한 녹내장은 말기에 이르도록 자각증상이 없는 경우가 많아 정기검진을 통해 조기에 발견하여 적절한 치료를 받는 것

이 중요하다.

안압(intraocular pressure, IOP) 상승은 녹내장의 주요 발병 원인으로 꼽힌다. 안압이란 각막(cornea)과 홍채(iris) 사이의 전안방(anterior chamber) 내에 차 있는 방수(aqueous humor)의 압력으로, 눈이 정상적인 구조와 기능을 유지하는 데 필요한 안압의 정상 범위는 10 mmHg에서 21 mmHg 사이이다^[3,4]. 방수가 너무 많이 생성되거나 흐름에 장애가 생겨 배출이 원활하지 않으면 눈 내부의 압력이 상승하게 되고, 안압이 정상범위를 유지하지 못하게 되면 시신경이 손상되고 녹내장을 유발하게 된다^[5,6]. 따라서 안압은

* These authors equally contributed to this work.

* Corresponding author. Tel.: +82-33-250-6374

E-mail address: kbh@kangwon.ac.kr (Byeonghee Kim).

* Corresponding author. Tel.: +82-33-248-7701

E-mail address: HWPARK@kangwon.ac.kr (Heewon Park).

녹내장 진단 및 치료 효과를 확인하는 데 임상적으로 중요한 지표가 된다.

안압은 안압 측정기(tonometer)를 사용하여 측정할 수 있다. 최근에는 점안마취가 필요하지 않고, 각막 손상 및 안질환 전과 위험이 없는 비접촉식 안압 측정기(non-contact tonometer)가 가장 널리 쓰이고 있다^[7,8]. 비접촉식 안압 측정 방식은 각막에 압축 공기를 분사하고 각막 모양의 변화를 시간에 따라 측정하여 안압으로 환산한다. 비접촉식 안압 측정기를 사용한 안압 측정 시 정밀한 안압 측정을 위해서 각막의 중심과 안압 측정부가 정렬되어야 하고, 각막과 측정기 사이의 거리는 특정 거리를 유지해야 한다^[9,10].

비접촉식 안압 측정기는 크기에 따라 데스크탑형(desktop type tonometer) 안압 측정기와 휴대용 안압 측정기(portable tonometer)로 분류할 수 있다. 데스크탑형 안압 측정기는 부피가 크고, 대부분 병원과 같은 의료기관에서 환자들을 대상으로 사용된다. 데스크탑형 안압 측정기에는 환자가 머리를 고정할 수 있는 프레임이 있고, 최근에는 측정부를 환자의 각막에 자동으로 정렬시키는 시스템이 있는 모델들도 출시되어 사용되고 있다. 하지만 부피 및 기능만큼 가격 또한 상당히 고가이고, 이동성이 없어 고정된 위치에서만 측정할 수 있다는 단점이 있다. 이로 인해 안압 측정을 위해 환자가 진료실과 안압 측정실 사이를 이동해야 한다는 번거로움이 생기고, 특히 거동이 불편한 노인들은 많은 시간이 소요되게 된다. 이에 반해 휴대용 안압 측정기는 가볍고 부피가 작아 이동성이 좋다는 장점이 있지만, 안압 측정 시 측정기에 의해서 가려져 의료진이 환자의 각막 중심과 측정기가 정렬되었는지 확인하기 어렵다는 문제가 있다. 정렬 여부를 확인할 수 없다면 안압 측정 결과를 신뢰하기 어려우므로 이를 해결하기 위한 정렬 시스템이 필요하다.

기존 데스크탑형 안압 측정기는 내장된 카메라와 여러 센서를 사용하여 환자의 눈을 감지하고 위치를 파악한다. 이 센서들은 빛의 반사, 거리, 각도 등 다양한 데이터를 수집하여 환자의 눈과 측정기 간의 상대적 위치를 파악한다. 이러한 방법은 정렬에 대한 높은 정밀도를 확보할 수 있지만 필요한 정보들을 확보하기 위해서는 스테레오 카메라를 사용하거나 고성능 카메라에 여러 가지 광학 센서 등을 추가로 사용해야 하므로 단가가 올라가고 소형화에 한계가 있다. 휴대용 안압 측정기에서도 광학 정렬 시스템을 사용하여 측정기를 환자의 눈에 정렬시키는 방법이 제안되었다. 안구에 광원을 비추고 반사되는 빛을 다양한 각도에서 감지한 후 반사된 빛의 패턴을 분석하여 정렬 여부를 판단한다. 이를 통해 비교적 복잡하지 않은 구조로 시스템을 구성할 수 있지만, 이 방법은 측정기가 안구에 정렬되었는지 판단할 수는 있어도 각막 중심에 정렬되었는지는 판단할 수 없다는 문제가 있다. 또한, 사람마다 빛이 안구에서 반사되는 정도가 같을 수 없으므로 정확도에 한

계가 있다^[11,12].

휴대용 안압 측정기에 적용할 정렬 시스템 구축에는 구조의 소형화와 가격 경쟁력을 고려해야 한다. 따라서 시스템 구성 시 다수의 센서 사용 등을 지양해야 한다. 또한, 정렬 여부 판단에는 실시간성이 보장되어야 하고, 휴대용의 경우 컴퓨팅 성능이 제한적이므로 정렬 판단 방법에는 인공지능과 같은 복잡한 알고리즘을 적용하기 어렵다. 따라서 본 논문에서는 의료진과 같은 제 3자가 각막 중심과 안압 측정기 간 정렬 여부를 확인할 수 있는 비전 센서 기반 정렬 여부 판단 시스템을 제안한다. 해당 시스템은 세 개의 광원과 하나의 비전 센서로 구성되고, 정렬 여부 판단 방법에는 높은 컴퓨팅 성능이 필요하지 않은 단순한 이미지 프로세싱 기법을 사용한다.

2. 정렬 여부 판단 방법

2.1 정렬 시스템 구조 및 정렬 여부 판단 원리

앞서 언급한 것과 같이 정밀한 안압 측정을 위해서는 다음 두 가지 정렬 조건을 만족해야 한다.

- 조건 1: 안압 측정 대상의 각막과 안압 측정부가 특정 거리 l_a 를 유지해야 한다.
- 조건 2: 안압 측정부가 안압 측정 대상 각막의 중심을 향해야 한다.

위 두 조건에 더하여 안압 측정기가 Fig. 1(a)와 같이 기울어지지 않도록 하는 각도 조건이 필요하지만, Fig. 1(b)와 같은 기울어짐은 사용자가 눈으로 인식하고 기울어지지 않도록 위치를 조절하는 것이 가능하므로 기울어짐은 없다고 가정한다. 위 두 조건을 만족하는지 판단하기 위하여 Fig. 2와 같이 중앙에 위치한 비전센서를 중심으로 등간격의 광원을 위치시켜 광원이 안구에 반사될

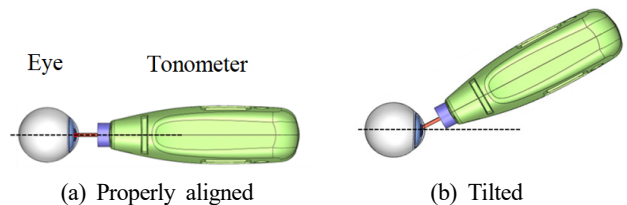


Fig. 1 The example of location between eye and tonometer

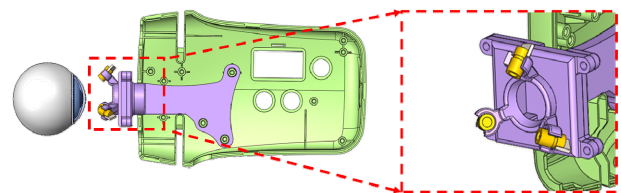


Fig. 2 The schematic of designed alignment system

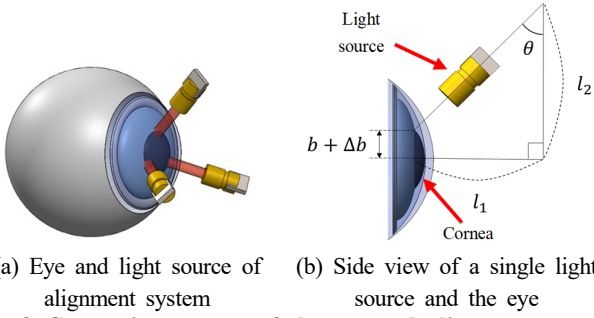


Fig. 3 Geometric structure of the eye and alignment system when properly aligned

수 있는 정렬 시스템을 설계하였다. 광원의 개수는 정렬 시스템의 안정성을 고려하여 세 개로 선정했다. Fig. 3(a)와 같이 정렬 시스템이 안구를 향하게 하고 광원을 비춘 후 안구에 반사되는 광원을 비전 센서로 촬영하게 된다. 세 광원이 Fig. 3과 같이 각막의 테두리를 향하도록 정렬 시스템을 위치시키면 조건 2를 만족하게 된다. 이때 안구와 정렬 시스템의 기하 구조는 Fig. 3(b)와 같이 도식화하여 나타낼 수 있다. Fig. 3(b)는 Fig. 3(a)의 안구와 하나의 광원에 대해 측면에서 바라본 모습이다. 각막과 측정부 사이의 거리 l_1 은 다음 수식과 같이 광원의 축과 안압 측정부의 정면이 이루는 각도 θ 와 l_2 , 그리고 각막 반경 $b + \Delta b$ 에 의해 결정된다. b 는 각막 반경을 나타내는 상수이고, 각막의 크기는 사람마다 다를 수 있으므로 Δb 는 이러한 오차를 나타낸다.

$$l_1 = (l_2 - (b + \Delta b))\tan(\theta) \quad (1)$$

성인 남녀의 각막 반경은 약 5.5 mm에 오차범위는 ± 0.32 mm 이하이다^[13,14]. 압축 공기 분사를 사용하는 비접촉식 안압 측정기는 각막 중심으로부터 ± 0.5 mm 이하의 정렬 오차는 안압 측정 결과에 영향을 미치지 못한다^[15]. 수식 (1)로부터 Δb 가 l_1 에 미치는 영향은 $\Delta b \tan(\theta)$ 임을 알 수 있다. 따라서 정렬 시스템을 설계할 때 $\Delta b \tan(\theta)$ 의 크기가 0.5 mm보다 커지지 않도록 하는 θ 를 선정한다면, 안압 측정을 위한 정렬 시스템에서 Δb 는 무시할 수 있다. 따라서 수식 (1)은 다음과 같이 단순화할 수 있다.

$$l_1 = (l_2 - b)\tan(\theta) \quad (2)$$

이때 각막 반경 b 는 상수이므로, l_1 은 θ 와 l_2 에 의해 결정된다. 따라서 두 광원이 각막 테두리를 향할 때의 거리 l_1 이 l_a 과 같아지도록 다음 수식을 만족하는 하드웨어를 구성한다면, 두 광원이 각막 테두리를 향할 때 조건 1을 만족하게 된다.

$$\theta = \text{atan}\left(\frac{l_1}{l_2 - b}\right) \quad (3)$$

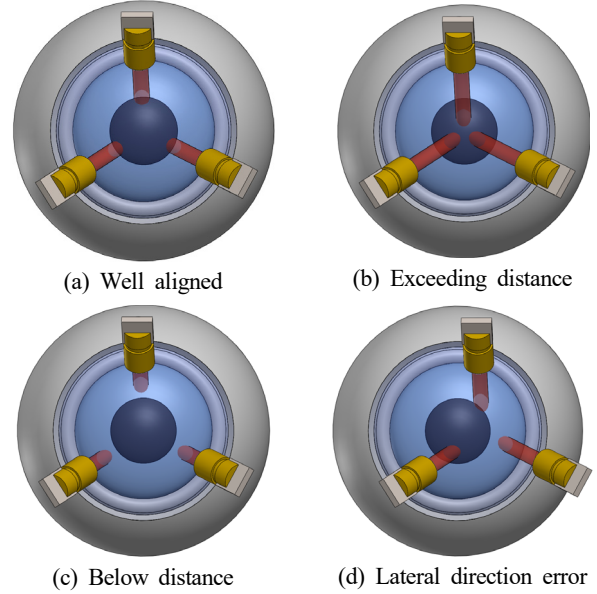


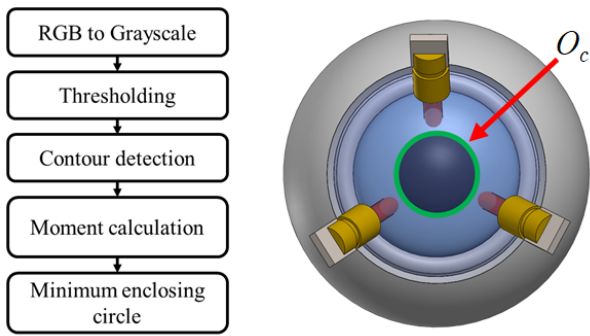
Fig. 4 Relative position of the cornea and light source depending on the alignment state

즉, 수식 (3)을 만족하는 정렬 시스템의 두 광원이 각막의 테두리를 향하도록 위치시키면 조건 1과 2를 모두 만족하게 되어 정밀한 안압 측정을 위한 정렬이 맞춰지게 된다. Fig. 4(a)는 조건 1, 2를 모두 만족하여 정렬 시스템이 각막에 적절히 정렬된 것을 나타내고, Fig. 4(b), (c)는 l_1 이 l_a 보다 더 크거나 작아서 조건 1을 만족하지 못하는 상태를 나타낸다. Fig. 4(d)는 조건 1은 만족하지만, 측면 방향 오차로 인해 조건 2를 만족하지 못하는 상태를 나타낸다.

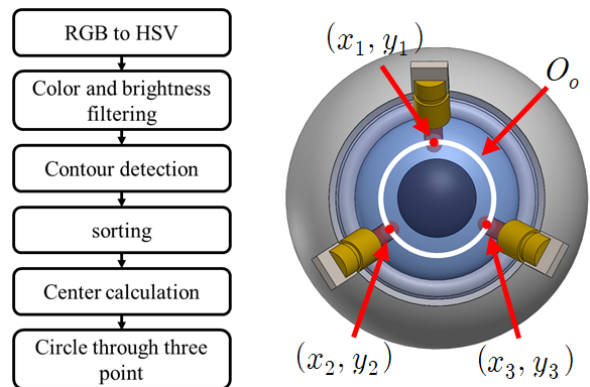
2.2 정렬 여부 판단 과정

앞 절에서 설명한 정렬 여부 판단 방법을 적용하기 위해서는 세 개의 광원이 각막 테두리를 향하는지 판단할 수 있어야 한다. 이를 위해 우선 비전 센서로부터 획득한 이미지로부터 각막을 나타내는 원 O_c 의 중심 및 반경을 구한다. 또한 광원이 반사되는 세 영역의 중심 (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , (x_3, y_3) 을 각각 구하고, 세 중심점을 지나는 원 O_o 의 중심 및 반경을 구한다. 이때 원 O_c 와 O_o 의 중심 좌표 및 반경이 일치한다면 세 개의 광원이 각막 테두리를 향한다고 판단할 수 있다. 또한, 두 원의 크기가 같다면 조건 1을 만족하게 되고, 두 원의 중심이 일치한다면 조건 2를 만족한다는 것을 알 수 있다. 따라서 다음 수식과 같이 임계치를 설정하고, 이를 만족한다면 정렬이 맞았다고 판단하여 안압 측정을 시작하고, 그렇지 않다면 정렬을 맞추기 위해 위치를 재조정한다. Fig. 5는 위 과정에 대한 순서도 및 세부 과정을 나타낸다.

$$\sqrt{(x_c - x_o)^2 + (y_c - y_o)^2} < d_{thr} \quad (4)$$



(a) The circle representing the cornea



(b) The circle passing through the three reflection points

Fig. 5 Flowchart of finding two circles

$$|r_c - r_o| < r_{thr} \quad (5)$$

여기서 (x_c, y_c) 와 (x_o, y_o) , r_c , r_o 는 각각 원 O_c 와 O_o 의 중심 좌표 및 반경을, d_{thr} 과 r_{thr} 는 임계치를 나타낸다.

2.2.1 각막 위치 추출 방법

각막을 나타내는 원 O_c 를 추출하고 중심 및 반경을 구하기 위해 우선 비전 센서 이미지를 그레이 스케일(gray scale)로 변환한 후 이진화(thresholding) 한다. 이진화된 이미지에서 외곽선을 찾고 그 중심을 계산한다. 그 후 외곽선을 외접하는 최소 크기의 원을 구하고 이를 각막을 나타내는 원 O_c 로 간주하여 중심 및 반경을 계산한다.

2.2.2 광원 반사 지점 추출 방법

세 개의 보조 광원이 반사되는 지점을 추출하기 위해 비전 센서 이미지를 RGB 색상 공간에서 특정 색상 검출에 적합한 HSV 색상 공간으로 변환한다. 그 후 색상 및 밝기 기반 필터링을 통해 세 광원이 반사되는 영역을 추출한다. 이때, 검은색인 각막 영역과 그 외 영역에서 반사되는 광원의 색상 및 밝기가 다르므로 각막을 나타내는 원 O_c 를 기준으로 그 내부와 외부에 대해 적절한 필터를 개별 적용하여 각각의 영역을 추출한 후 결합

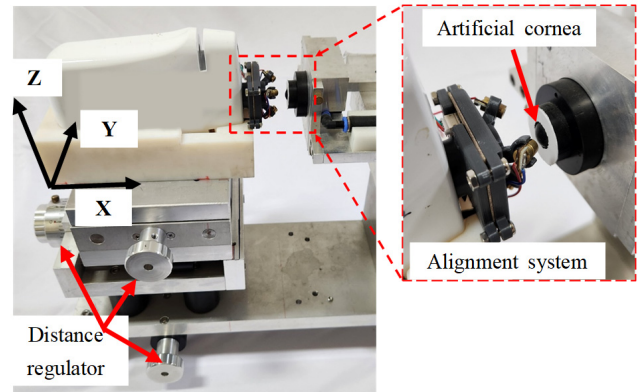


Fig. 6 Experimental setup for evaluating the proposed alignment system using an adjustable frame and an artificial cornea

한다. 이후 추출된 세 영역의 중심점을 각각 구하고, 그 세 중심점을 지나는 원을 계산한다. 이 원을 O_o 로 간주하여 중심 및 반경을 계산한다. 이때 광원의 번짐 등으로 인해 추출하고자 하는 영역 이외의 부분들도 감지될 수 있다. 이러한 영역은 추출하고자 하는 영역에 비해 면적의 크기나 색상의 진함에 있어서 차이가 있으므로 이를 조건으로 감지된 영역 중에서 상위 세 개의 영역을 추출하여 사용한다.

2.2.3 광원 반사 지점을 지나는 원의 반경 계산 방법

본 정렬 시스템을 구성하는 비전 센서는 단일 카메라로, 스테레오 카메라와 같이 거리를 측정할 수 있는 기능이 없다. 따라서 앞 절의 과정을 통해 원 O_o 를 구한다고 해도 그 반경을 픽셀 단위로만 구할 수 있고, 이는 실제 반경이 아니다. 하지만 각각의 반경을 상수로 가정했으므로 원 O_c 의 반경 r_c 는 b 로, 이미 알고 있는 값이고, 원 O_c 와 O_o 는 같은 평면상에 존재한다고 가정할 수 있다. 따라서 O_c 의 반경을 나타내는 픽셀 개수와 O_o 의 반경을 나타내는 픽셀 개수를 비교하면 다음 수식과 같이 O_o 의 반경을 구할 수 있다.

$$r_o = \frac{n_o}{n_c} r_c \quad (6)$$

3. 정렬 여부 판단 실험

3.1 실험 세팅

제안된 정렬 시스템 및 정렬 여부 판단 방법이 유효한지 검증하기 위해 Fig. 6과 같이 실험 장비를 구축했다. 광원은 LED (650 nm, 5 mW)를 사용하였고, 비전 센서는 IMX179AF(30 fps)를 사용했다. 사용된 PC의 CPU는 Intel i7-8550U를 사용했다. 전체적인

Table 1 Parameter of alignment system

Parameter	Value	Unit
b	5	mm
θ	45	degree
l_2	25	mm
l_a	20	mm

알고리즘은 Python 프로그래밍 언어로 구현되었고, 구현된 알고리즘은 단일 스레드 환경에서 실행되었다. 이미지 처리와 관련된 알고리즘 구현에는 Open CV (open computer vision library) 라이브러리가 사용되었다. 대상 각막은 반경 5 mm인 실리콘 재질의 검은색 인공 각막을 사용하였다. 인공 각막을 한 위치에 고정하고 앞·뒤, 상·하, 좌·우 이동이 가능한 프레임에 정렬 시스템을 위치시켜 정렬 시스템과 인공 각막 간 상대위치 변화에 따른 실험 결과를 확인할 수 있도록 했다. 정렬 시스템 설계에 필요한 파라미터는 Table 1에 나타내었다.

3.2 실험내용

정렬 시스템을 검증하기 위해서는 수식 (4)를 만족했을 때 조건 1을 만족하고, 수식 (5)를 만족했을 때 조건 2를 만족하는지 확인해야 한다. 따라서 정렬 시스템을 길이 방향(X-axis) 18 mm~22 mm 구간에 대해 수평(Y-axis), 수직(Z-axis) 방향으로 이동시키며 O_c 의 중점과 O_o 의 중점 간 거리 및 O_o 의 반경을 측정하였다. 이를 통해 임계치 d_{thr} 과 r_{thr} 을 설정하여 수식 (4), (5) 만족 여부를 판단할 수 있는지와, 이를 만족했을 때 조건 1, 2를 만족하는지 확인하였다. 길이 방향은 1 mm 간격으로 이동하였고, 수평, 수직 방향은 -2 mm~2 mm 구간에 대해 0.5 mm 간격으로 이동하며 측정하였다. 수평, 수직 방향은 0에서의 위치가 정렬이 맞는 상태이고, 수평 방향 이동 실험에서 수직 방향 위치는 0으로 고정되고, 수직 방향 이동 실험에서 수평 방향 위치는 0으로 고정된 상태로 수행된다. 실험은 각 위치에 대해 20회 반복 측정하여 평균값을 확인하였다.

3.3 실험결과

Fig. 7(a)와 Fig. 7(b)는 각각 길이 방향 20 mm인 상태에서 수평 및 수직 방향 이동에 따른 이미지 프로세싱 결과를 보여주며, 이를 통해 O_c 와 O_o 가 적절히 검출되었음을 확인할 수 있다. 초록색 원은 O_c 를, 흰색 원은 O_o 를 나타낸다.

실시간성이 확보되는지 확인하기 위해 알고리즘이 한 번 실행되는 데 걸리는 시간을 측정하였다. 총 360회 측정 결과 한 번 실행에 걸리는 시간은 평균 19.157 ms로, 사용된 비전 센서의 초당 프레임보다 더 빠르다는 것을 알 수 있었고, 이를 통

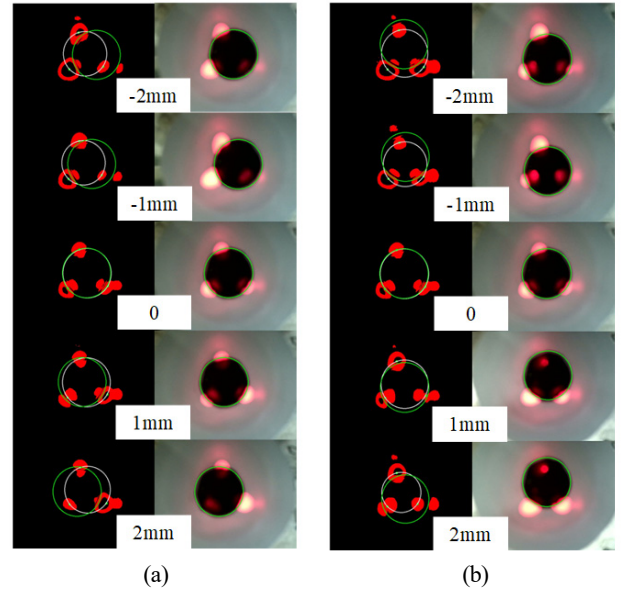
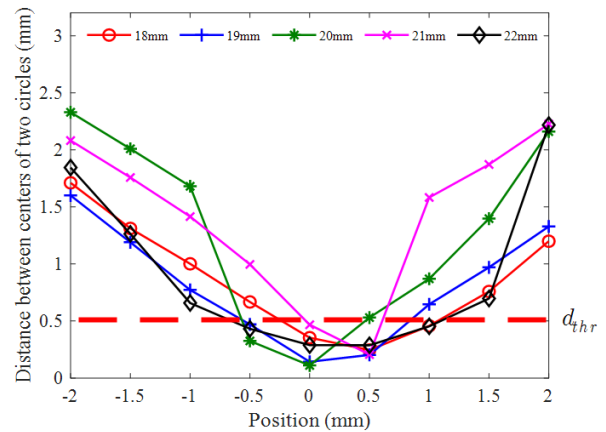
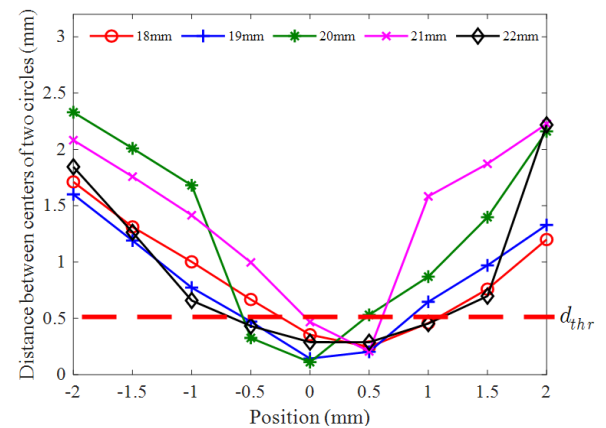


Fig. 7 Circle detection results at X = 20 mm (a) horizontal movement, (b) vertical movement



(a) Distance between centers of the two circles $d_{thr} = 0.5$ applying to Eq. 4



(b) Difference in radius of the two circles applying $r_{thr} = 0.5$ to Eq. 5

Fig. 8 Experimental results for horizontal movement and the legend represents X-axis coordinates

해 실시간성이 확보됨을 확인하였다.

Fig. 8은 길이 방향에 대한 수평 방향 이동에서의 실험 결과를 보여준다. Fig. 8(a)는 O_c 의 중점과 O_o 의 중점 간 거리, Fig. 8(b)는 두 원의 반경 차이 $|r_c - r_o|$ 를 나타낸다. Fig. 8(a)를 보면, 두 원의 중점 간 거리가 최적인 지점들이 -0.5 mm, 0 , 5 mm인 것을 확인할 수 있고, 각막 중심으로부터 ± 0.5 mm 이하의 정렬 오차는 안압 측정 결과에 영향을 미치지 못한다는 것을 감안하면 수식 (4)를 만족했을 때 조건 2를 만족하게 된다는 것을 확인할 수 있다. 따라서 임계치 d_{thr} 을 적용하면 조건 2 만족 여부를 판단할 수 있다.

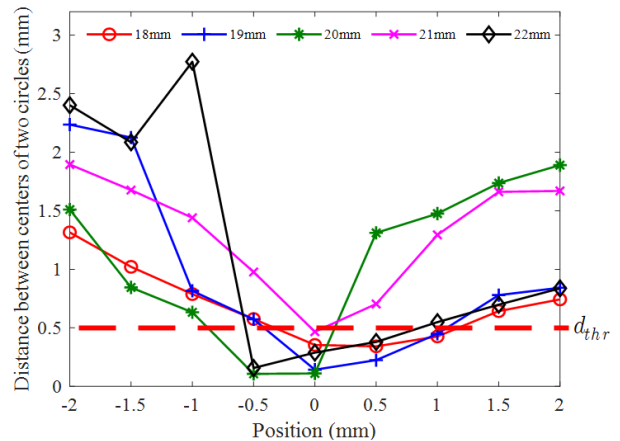
Fig. 8(b)를 보면 조건 1을 만족하는 상태인 20 mm에서 $|r_c - r_o|$ 가 최적이고, 길이 방향 이동에 따라 r_o 의 변화로 인해 $|r_c - r_o|$ 가 명확하게 구분됨을 알 수 있다. 따라서 임계치 r_{thr} 를 적용한 수식 (5)를 통해 조건 1 만족 여부를 확인할 수 있다.

Fig. 9는 길이 방향에 대한 수직 방향 이동에서의 실험 결과를 보여준다. Fig. 9(a)는 O_c 의 중점과 O_o 의 중점 간 거리, Fig. 9(b)는 두 원의 반경 차이 $|r_c - r_o|$ 를 나타낸다. Fig. 9(a)를 보면 수직 방향 이동에서도 수평 방향 이동에서와 마찬가지로 두 원의 중점 간 거리가 최적인 지점들이 -0.5 mm, 0 , 5 mm이고, 수식 (4)를 만족했을 때 조건 2를 만족하게 된다는 것을 확인할 수 있다. 따라서 임계치 d_{thr} 을 적용하면 조건 2 만족 여부를 판단할 수 있다.

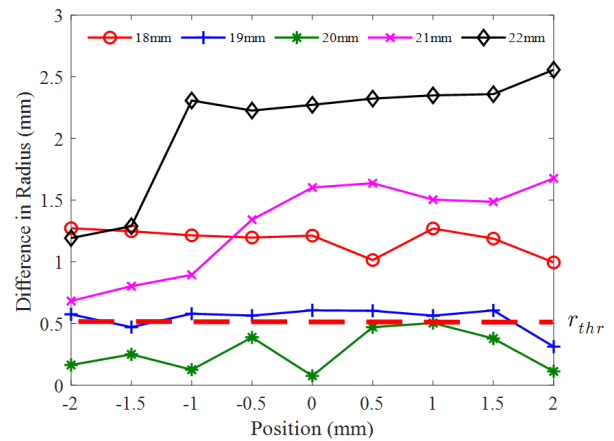
Fig. 9(a)를 보면, 수평 방향 이동에서와 마찬가지로 조건 1을 만족하는 0 을 기준으로 상·하로 이동했을 때 두 원 사이의 거리가 멀어지는 경향이 있다. 하지만 길이 방향 22 mm, 수직 방향 -1 mm 지점에서 그 경향성을 벗어나는 값이 측정되었음을 알 수 있는데, 이는 실험에 사용된 광원의 크기가 인공 각막의 크기에 비해 커서 특정 상황에서는 광원 반사 지점이 세 개로 명확히 구분되지 않아 발생하는 현상이다. 이런 현상은 정렬 시스템의 가동 범위에 따라 정렬 여부 판단에 문제가 될 수 있으므로 필요에 따라 적절한 크기의 광원을 선택할 필요가 있고, 광원의 크기가 적절히 줄어들게 되면 위치 변화에 따른 변화가 더욱 명확해질 것으로 보인다.

Fig. 9(b)를 보면 Fig. 8(b)에서와 마찬가지로 조건 1을 만족하는 상태인 20 mm에서 $|r_c - r_o|$ 가 최적이고, 길이 방향 이동에 따라 r_o 의 변화로 인해 $|r_c - r_o|$ 가 명확하게 구분됨을 알 수 있다. 따라서 임계치 r_{thr} 를 적용한 수식 (5)를 통해 조건 1 만족 여부를 확인할 수 있다.

각 실험 결과에 $d_{thr} = 0.5$, $r_{thr} = 0.5$ 를 적용하면 Fig. 8(a), Fig. 9(a)의 붉은 점선 아래 영역은 수식 (4)를, Fig. 8(b), Fig. 9(b)의 붉은 점선 아래 영역은 수식 (5)를 만족하게 된다. 이를 통해 $l_1 = l_a$ 인 길이 방향 20 mm에서 수평·수직 방향 -0.5 mm, 0 인 지점만이 두 수식을 모두 만족한다는 것을 확인할 수 있다. 따라



(a) Distance between centers of the two circles applying $d_{thr} = 0.5$ to Eq. 4



(b) Difference in radius of the two circles applying $r_{thr} = 0.5$ to Eq. 5

Fig. 9 Experimental results for vertical movement and the legend represents X-axis coordinates

서 임계치를 적용하여 조건 1, 2를 만족하는지 판단할 수 있고, 이를 통해 정렬 여부를 확인할 수 있다.

4. 결론

본 논문에서는 휴대용 비접촉식 안압 측정기를 사용할 때 측정기를 각막 중심에 정렬시키기 어려운 문제를 해결하기 위해 세 개의 광원과 하나의 단일 카메라로 구성되는 정렬 시스템을 제작하는 연구를 수행하였다. 정밀한 안압 측정을 위해 필요한 정렬 조건을 설정하였고, 이 조건을 만족하기 위한 정렬 시스템의 구조를 제시하였으며, 이를 사용한 정렬 여부 판단 방법을 제안하였다. 또한, 고정된 위치에 있는 인공 각막에 대해 정렬 시스템을 다양한 위치로 이동시키며 데이터가 어떻게 변하는지 확인하는 실험을 수행하였고, 인공 각막-정렬 시스템 간 정렬 오차가 ± 0.5 mm 이하인 상태와 그렇지 않은 상태를 명확하게 구분해낼 수 있음을 확인












하였다. ± 0.5 mm의 정렬 오차는 안압 측정 결과에 유의미한 영향을 미치지 않으므로 임계치 적용을 통해 정렬 여부를 판단할 수 있음을 확인하였다. 또한, 제안된 알고리즘이 한 번 실행되는 데 걸리는 시간이 평균 19.157 ms임을 측정하여 실시간성이 확보됨을 확인하였고, 이를 통해 제안한 정렬 시스템 및 정렬 여부 판단 방법이 유효함을 검증하였다. 실험에 사용된 광원의 크기로 인해 발생한 문제는 본 논문에서 수행된 실험의 가동 범위에서는 정렬 여부 판단에 영향을 주지 않았으나, 정렬 시스템의 가동되어야 하는 범위에 따라 정렬 여부 판단에 문제가 될 수 있으므로 필요에 따라 적절한 크기의 광원을 선택할 필요가 있음 또한 확인하였다. 향후 후속 연구를 통하여 광원의 크기 변화에 따른 특징과 실제 안구에 적용하는 연구가 필요하다.

후 기

본 연구는 2024년도 교육부의 재원으로 한국연구재단의 지원을받아 수행된 지자체-대학 협력기반 지역혁신 사업의 결과입니다(2022RIS-005).

References

- [1] Kim, H. W., Zhang, X., Kim, Y. S., Jung, I. H., 2022, Comparison of the Performance of CNN Models for Retinal Diseases Diagnosis, *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, 32:1 51-60, <https://doi.org/10.5391/JKIIS.2022.32.1.51>.
- [2] Lee, S. K., Kim, S. K., 2005, Detection of the Optic Disk Boundary in Retinal Images Using Inward and Outward Curve Evolution, *The Journal of the Korea Contents Association*, 5:6 138-145.
- [3] Kim, M. S., Woo, S. Y., Lee, S., Park, Y. K., 2007, Tonometry and Its Standards, *J. Korean Soc. Precis. Eng.*, 24:9 17-22.
- [4] Tojo, N., Oka, M., Miyakoshi, A., Ozaki, H., Hayashi, A., 2014, Comparison of Fluctuations of Intraocular Pressure before and after Selective Laser Trabeculoplasty in Normal-tension Glaucoma Patients, *J. Glaucoma*, 23:8 138-143, <https://doi.org/10.1097/IJG.000000000000026>.
- [5] Collins, R., Van der Werff, T. J., 2013, *Mathematical Models of the Dynamics of the Human Eye*, Springer, New York.
- [6] Goel, M., Picciani, P. G., Lee, R. K., Bhattacharya, S. K., 2010, Aqueous Humor Dynamics: A Review, *Open Ophthalmol. J.*, 4 52-59, <https://doi.org/10.2174/1874364101004010052>.
- [7] Stevens, S., Gilbert, C., Astbury, N., 2007, How to Measure Intraocular Pressure: Applanation Tonometry, *Community Eye Health*, 20:64 74-75.
- [8] Northrop, R. B., 2002, *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*, CRC Press, Boca Raton.
- [9] Touboul, D., Roberts, C., Kerautret, J., Garra, C., Maurice-Tison, S., Saubusse, E., Colin, J., 2008, Correlations between Corneal Hysteresis, Intraocular Pressure, and Corneal Central Pachymetry, *J. Cataract. Refract. Surg.*, 34:4 616-622, <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.11.051>.
- [10] Nakao, Y., Kiuchi, Y., Okimoto, S., 2017, A Comparison of the Corrected Intraocular Pressure Obtained by the Corvis ST and Reichert 7CR Tonometers in Glaucoma Patients, *PLoS One*, 12:1 e0170206, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0170206>.
- [11] Ulvik, S. O., Seland, J. H., Wentzel-Larsen, T., 2005, Refraction, Axial Length and Age-related Maculopathy, *Acta Ophthalmol. Scand.*, 83:5 419-423, https://doi.org/10.1111/j.1395-3907.2005.520_corr.x.
- [12] Fledelius, H. C., 1988, Refraction and Eye Size in the Elderly: A Review based on Literature, Including Own Results, *Acta Ophthalmol.*, 66:3 241-248, <https://doi.org/10.1111/j.1755-3768.1988.tb04592.x>.
- [13] Piñero, D. P., Puche, A. B. P., Alió, J. L., 2008, Corneal Diameter Measurements by Corneal Topography and Angle-to-angle Measurements by Optical Coherence Tomography: Evaluation of Equivalence, *J. Cataract. Refract. Surg.*, 34:1 126-131, <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.10.010>.
- [14] Khng, C., Osher, R. H., 2008, Evaluation of the Relationship between Corneal Diameter and Lens Diameter, *J. Cataract. Refract. Surg.*, 34:3 475-479, <https://doi.org/10.1016/j.jcrs.2007.10.043>.
- [15] Kim, H. J., 2016, Development of Non-contact type Intraocular Pressure Measurement System based on Rebounding Sound and Air-pressure, Doctorate Thesis, Kangwon National University, South Korea.

	<p>Soonhwan Kwon Ph.D. Candidate in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Precision Control of Feed Derive System. E-mail: didantm@kangwon.ac.kr</p>		<p>Hyunouk Kim Professor in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Nano Bio Engineering. E-mail: kimhoman@kangwon.ac.kr</p>
	<p>Luna Kim Master Candidate in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. Her research interest is Cancer Immunotherapy. E-mail: luna1223@kangwon.ac.kr</p>		<p>Kwang Suk Lim Professor in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Drug Delivery System. E-mail: kslim@kangwon.ac.kr</p>
	<p>Sojin Shin Master Candidate in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. Her research interest is Nano Bio Engineering. E-mail: tlsthws47@kangwon.ac.kr</p>		<p>Changhwa Joo Professor in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Physiology & Physical Training. E-mail: phd.football@gmail.com</p>
	<p>Uyeong Lee Master Candidate in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Physical Training. E-mail: koreahoke@naver.com</p>		<p>Byeonghee Kim Professor in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Micro and Nano System Design and Precision Control of Machine Tools. E-mail: kbh@kangwon.ac.kr</p>
	<p>Jinhee Kang President in C&VTech Co., Ltd.. His research interest is Eye Health. E-mail: ceo@cnavtech.co.kr</p>		<p>Heewon Park Physician in the Department of Rehabilitation Medicine, Kangwon National University Hospital. His research interest is Rehabilitation Medicine. E-mail: HWPARK@kangwon.ac.kr</p>
	<p>Woongki Jang Post-doctoral Associate in the Department of Smart Health Science and Technology, Kangwon National University. His research interest is Micro/Nano Scale Surface Texturing Technologies and Digital Twin. E-mail: wkddndrl@kangwon.ac.kr</p>		