

디지털 영상 기반 정량적인 사시각 측정을 위한 새로운 소프트웨어

김태윤[†], 서상신^{**}, 김영재^{***}, 양희경^{****}, 황정민^{*****}, 김광기^{*****}

요 약

사시 진단을 위해 임상에서는 다양한 사시각 측정 방법들이 개발되어 이용되어 왔다. 그러나 기존 방법들은 대부분 육안 검사에 의해 이루어지므로 사용자의 주관적인 판단이 개입할 가능성이 크며 협조적인 대상에 대해서만 측정이 용이하다는 단점이 있다. 따라서 보다 이를 보완할 수 있는 객관적이고 신뢰성 있는 사시각 측정 방법의 개발이 필요하다. 본 논문에서는 임상 측정 방법의 문제점들을 보완할 수 있는 컴퓨터 기반의 새로운 자동 사시각 측정 소프트웨어의 개발을 소개한다. 먼저 간단하게 촬영된 환자의 전안부 영상을 획득하고 구형 RGB 모델을 이용하여 전치리를 수행하였다. 이후 새롭게 개발된 3차원 안구모델과 수학적 측정 알고리즘을 이용하여 사시각 측정이 자동적으로 이루어지도록 하였다. 유효성 평가를 위해 10명의 환자 데이터를 대상으로 두 명의 검사자가 임상 측정 방법 중의 하나인 크립스키 테스트 방법을 통해 측정한 결과와 개발 소프트웨어를 이용하여 측정한 결과를 비교하였다. 그 결과, 두 명의 검사자의 상관계수는 각각 0.955, 0.969로 나타났으며, 두 검사자 간의 상관계수는 0.968로 나타나 객관성과 재현성이 매우 높음을 확인하였다. 향후 기존 사시진단 검사 방법들의 보조 수단이나 새로운 대안으로써 폭넓게 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

A New Software for Quantitative Measurement of Strabismus based on Digital Image

Tae-Yun Kim[†], Sang-Sin Seo^{**}, Young-Jae Kim^{***}, Hee-Kyung Yang^{****},
Jeong-Min Hwang^{*****}, Kwang-Gi Kim^{*****}

ABSTRACT

Various methods for measuring strabismus have been developed and used in clinical diagnosis. However, most of them are based on the visual inspection by clinicians. For this reason, there is a high possibility of subjective evaluation in clinical decisions and they are only useful for cooperative patients. Therefore, the development of a more objective and reproducible method for measuring strabismus is needed. In this paper, we introduce a new software to complement the limitations of previous diagnostic methods. Firstly, we simply obtained facial images of patients and performed several preprocessing

※ 교신저자(Corresponding Author): 김광기, 주소: 국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과(410-769), 전화: 031) 920-2241, FAX: 031_920-2242, E-mail: kimkg@ncc.re.kr
접수일: 2012년 2월 13일, 수정일: 2012년 3월 9일
완료일: 2012년 3월 13일

[†] 준회원, 국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과 (E-mail: liminus@paran.com)

^{**} 준회원, 국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과 (E-mail: axioma@naver.com)

^{***} 준회원, 국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과 (E-mail: kimyj@ncc.re.kr)

^{****} 정회원, 서울대학교 안과학교실, 분당서울대학교병원 안과 (E-mail: nan282@snu.ac.kr)

^{*****} 정회원, 서울대학교 안과학교실, 분당서울대학교병원 안과 (E-mail: hjm@snu.ac.kr)

^{*****} 정회원, 국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과
※ 본 논문은 지식경제부 기술혁신사업 (지능형 영상진단 및 치료지원 시스템 산업원천기술개발사업, 10038419)으로 지원된 연구임. 또한 이 논문은 2011년도 정부(교과부)의 재원으로 한국연구재단 바이오·의료기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(2011-0019794).

steps based on the spherical RGB color model with them. Then, the measurement of strabismus was performed automatically by using our 3D eye model and mathematical algorithm. To evaluate the validity of our software, we performed statistical correlation analysis of the results of the proposed method and the Krinsky test by two clinicians for ten patients. The coefficients of correlation for two clinicians were very high, 0.955 and 0.969, respectively. The coefficient of correlation between two clinicians also showed 0.968. We found a statistically significant correlation between two methods from our results. The newly developed software showed a possibility that it can be used as an alternative or effective assistant tool of previous diagnostic methods for strabismus.

Key words: Strabismus(사시), Three-dimensional eye model(3차원 안구모델), Image analysis(영상분석), Quantification(정량화)

1. 서 론

사시(Strabismus)는 두 눈이 같은 방향으로 정렬되지 않고 한쪽 눈은 정면을, 다른 한쪽 눈은 다른 방향으로 향한 상태이다. 사시는 흔하게 접할 수 있는 질환으로 6세 이하의 유아의 100명 당 4명 정도의 비율로 이환되며 융합 능력의 이상, 해부학적 요인, 신경학적인 요인, 유전적 요인 등에 의해 시자극 유입의 장애가 발생할 경우에 동반되거나 유발될 수 있다고 알려져 있다.

임상에서 사시각을 측정하는 다양한 검사 방법들 중 대표적인 방법으로는 프리즘 가림 검사(Prism cover test)와 허쉬버그 검사(Hirschberg test), 크림스키 검사(Krinsky test)를 들 수 있다[1-3].

프리즘 가림 검사는 양안주시기능이 양호하고 협조가 가능한 소아 및 성인을 대상으로 다양한 검사 거리 및 안위에서 편위량을 측정할 수 있는 방법이다. 그러나 협조적인 대상에서만 측정이 용이하다는 단점이 있다. 허쉬버그 검사는 측정 대상의 각막 반사점 변이를 측정 한 후 각도를 다시 사상(Mapping)하는 방법이다. 이 방법은 비교적 간단하고 객관적이라는 장점은 있으나 미세한 안위 이상을 찾아내기 어렵다는 단점이 있다.

Krinsky는 프리즘을 이용하여 허쉬버그 검사의 방법을 보완한 측정 방법을 제안하였는데 이 방법은 앞의 방법들 보다 객관적인 사시각 검사 방법으로 현재에도 널리 이용되고 있다.

그러나 이와 같은 기존 방법들 모두 공통적으로 Inter- 혹은 Intra-observer variability 문제가 발생할 확률이 높다. 허쉬버그 검사와 크림스키 검사 방법들은 모두 카파값을 보정하는 과정이 필요한데 육안에 의한 보정 방법으로 인하여 오차가 커질 가능성이 크다. 또한 프리즘 가림 검사의 경우 프리즘의 제

질에 따라 오차가 발생할 가능성도 존재한다.

따라서 좀 더 신뢰성 있고 정확하며 편리한 측정 방법이 임상에 요구되어지고 있는 실정이다. 본 연구에서는 이러한 임상 측정 방법의 문제점들을 보완할 수 있는 컴퓨터 기반의 새로운 자동 사시각 측정 소프트웨어의 개발을 목표로 하였다.

본 논문의 나머지 부분은 다음과 같이 구성되어 있다. 먼저 2장에서는 사시각 측정 및 진단에 관한 기존 연구들과 문제점을 간단히 소개한다. 3장에서는 사시각의 정량적 측정을 위해 제안된 알고리즘들을 자세히 소개하고, 4장에서는 개발 소프트웨어의 실제 동작 결과와 임상 데이터를 이용한 간단한 유효성 평가 결과와 고찰을 기술한다. 마지막으로 5장에서는 요약 및 결론으로 마무리 한다.

2. 관련연구

전통적으로 사시각 측정 및 진단은 검사자의 육안 검사를 통해 수행되어 왔기 때문에 판단에 있어서 주관적인 의견이 개입될 가능성이 매우 높다고 할 수 있다. 최근에는 이를 보완하고 객관성과 재현성을 갖춘 검사 방법에 대한 많은 연구들이 진행되어오고 있다.

특히 직접적인 검사가 아닌 영상을 이용한 방법들의 경우, 유아나 소아의 사진을 이용하여 사진을 이용하는 Photographic method 등이 연구되어 이전 방법들보다는 높은 정확도를 보인다고 알려져 있다[4]. 그러나 이 방법 또한 소아에 대해서는 협조가 어려워 여전히 정확도가 많이 떨어지는 실정이다.

컴퓨터 및 하드웨어 성능의 비약적인 발전을 바탕으로 머신 비전, 영상 처리, 영상분석 기법을 적용한 사시 관련에 대한 연구도 다수 보고되고 있다[5-13]. 이러한 연구들은 주로 기존 임상 측정방법들을 디지

털 영상을 이용하여 컴퓨터기반으로 자동측정을 수행하는 연구, 사시 검출을 위한 정량적인 파라미터 추출, 사시각 측정을 위한 눈과 안구 영역 인식과 분할을 이용하는 방법론 개발 등의 다양한 분야를 포함하고 있다.

특히 최근까지 비디오 동영상상을 이용한 사시 검출 연구가 활발하게 이루어져 왔다. 한 예로, Potdar 등은 CCD 카메라나 표준 카메라를 이용해서 실시간으로 사시를 검출 할 수 있는 몇 가지 영상처리 기반 접근 방법들을 조사 보고 하였으며[14], 보다 구체적인 측정 모델을 제시한 연구로써, Han 등은 8mm 비디오카메라를 이용하여 환자의 동영상상을 촬영 한 후 이를 컴퓨터를 통해 측정 하였고, 그 결과를 실제 교대 프리즘 가림 검사값과 비교하여 상관관계를 분석 하였다[15]. 이 연구에서는 재현성을 평가하기 위해 동일 환자의 안구 편위각도를 20회 반복 측정하여 검사자 내 재현성을 계측하고자 하였다.

Model 등은 듀얼 카메라와 광원을 이용하여 자동적으로 허쉬버그 검사를 수행할 수 있는 수학적 모델 제언하였다[16]. 5명의 유아를 대상으로 하는 측정 실험에서 카파각의 반복 측정 시, 95% limits of agreement(LoA) 결과는 $\pm 0.61^\circ$ 를 나타내었다. 그러나 이 방법은 기존 검사 방법 중 특정 검사 방법만 고려하였으며 복잡한 광학 및 수학적 모델에 대한 이해가 필요하고, 장비의 초기 설정 등에 많은 시간이 소요되는 문제가 있다. Almeida 등은 본 연구와 가장 유사한 영상처리기반 접근 방법을 이용하여 자동 사시 검출 방법을 제언하였다[17]. 이 연구에서 제안한 접근방법은 디지털 카메라를 통해 간단하게

촬영된 영상을 기반으로 하는 점에서 유사성을 보인다. 그러나 직접적인 사시각의 측정보다는 사시 여부를 판단하는 의사 결정을 목적으로 하고 있어 특성값의 추출과 학습 및 분류 과정이 반드시 필요하다. 알고리즘의 정확도는 100%의 민감도(Sensitivity), 91.3%의 특이도(Specificity), 94%의 사시 검출 정확도를 보인다고 보고되고 있다.

본 연구에서는 이러한 기존 연구방법들의 문제점을 보완하기 위해 실제 안구와 유사하고 재현성 높은 3차원 안구 모델을 만들고 이를 통해 쉽고 간편하게 사시각을 측정할 수 있는 수학적 모델 기반의 새로운 알고리즘을 개발하고자 하였다.

3. 연구방법

3.1 영상획득 및 소프트웨어 개발환경

본 연구의 테스트 영상은 10명의 사시환자의 전안부 영상을 이용하였다. 전안부 영상은 Canon MR-14EX 링 플래쉬와 100mm f2.8 매크로 렌즈를 장착한 Canon EOS 60D DSLR 카메라를 삼각대에 고정하고 환자로 부터 정확하게 50cm 떨어진 거리에서 촬영이 이루어졌다. 각 테스트 영상은 2544×1696의 크기를 가지는 24비트 RGB 영상으로 측정 알고리즘에서 각막 반사점이 중요한 요소가 되므로 반드시 촬영된 영상에 포함되도록 하였다. 또한 이와 별도로 정상인과 사시환자간의 사시각 변위를 비교하기 위하여 정상인 10명의 전안부 영상을 동일한 조건에서 추가적으로 촬영하였다.

프로그램 개발에 사용된 언어는 주 Microsoft vis-



(a)



(b)

그림 1. 영상 획득 장비: (a) Canon EOS 60D DSLR; (b) Canon MR-14EX 링 플래쉬

ual studio C++ 2005(Microsoft, Redmond, USA)이며 추가적으로 3차원 안구모델링 및 영상처리를 위해서 OpenGL[®]과 OpenCV[®] 라이브러리가 사용되었다.

3.2 3차원 안구모델 기반 사시각 측정 소프트웨어 개발

전처리 단계는 카메라로 촬영된 영상의 눈과 각막 영역을 인식하고 기하학적 변환을 통해 각막 반사점을 영상의 중앙에 위치시키는 과정들이 포함된다. 다음단계에서는 환자의 연령대에 맞는 비율을 가지는 3차원 안구모델과 영상 속의 사시안의 중심을 맞추게 된다. 마지막으로 수학적인 모델에 따라 최종적인 사시각 측정이 자동적으로 수행된다. 그림 2는 전반적인 소프트웨어의 동작 과정을 나타낸다.



그림 2. 전반적인 소프트웨어의 동작 과정

3.2.1 전처리

전처리 단계에서는 눈, 각막의 영역의 인식, 각막 반사점의 추출, 두 눈의 각막 반사점이 영상의 중심에 수평으로 위치하도록 조정하기 위한 기하학적 이동 과정이 수행되었다. 촬영된 전안부 영상에 일반적인 RGB 색상 모델을 이용할 경우 조명에 따른 변화로 인하여 인식의 정확도가 떨어지는 문제가 있다. 따라서 이를 보완하기 위해 본 연구에서는 새롭게 구형(Spherical) RGB 색상 모델을 만들었다. 이 모델은 다음 식(1)과 같이 정의할 수 있으며 색의 배합정도를 ρ 로 표현할 수 있다. 이 모델을 이용하면 빛의

강도에 상관없이 필터링 하고자 하는 색의 α, β 범위 내에 충분히 가까운 거리의 픽셀들만 취하면 조명에 따른 색의 변화를 최소화하여 필터링이 가능하다.

$$\begin{aligned} R &= \rho \sin \beta \\ G &= \rho \cos \beta \sin \alpha \\ B &= \rho \cos \beta \cos \alpha \end{aligned} \tag{1}$$

다음 그림 3은 이와 같은 구형 RGB 색상 모델의 개념도를 나타낸다.

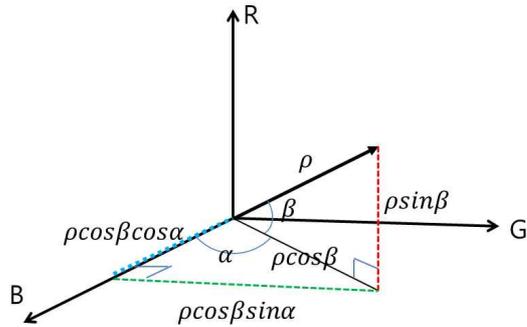


그림 3. 구형 RGB 좌표계의 개념도

다음 단계에서는 눈, 각막 영역의 인식 처리가 수행되었다. 이 과정에서는 전안부 영상에 앞서 정의한 구형 RGB 모델을 적용한 후 몇 장의 영상에서 눈의 결막 부분의 색을 샘플링 하여 일정 거리 이내의 픽셀들을 동일한 색으로 판단하여 필터링하였고, 형태학적 열림 (Morphological opening) 연산을 통해 잡음을 제거하였다[18].

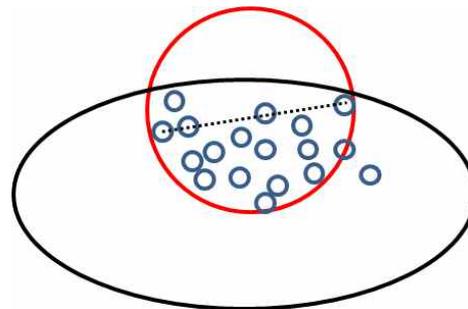


그림 4. 각막의 직경 정보의 계산

또한 향후 단계에서 필요한 각종 정보들(눈, 각막의 외곽 좌표 및 중심좌표, 각막의 직경, 각막 반사점 영역)을 얻기 위해 몇 가지 추가적인 처리가 수행되었다. 먼저 눈, 각막의 외곽 좌표는 직경 2~3 픽셀

크기의 검사원들을 흠어 뿌린 후 색상 정보를 조사하고 원의 내부가 각막의 색상정보와 모두 일치하는 경우 각막의 내부로 판단하였으며, 여러 색상이 동시에 표현되는 경우는 눈의 외곽선 검출에 사용하였다. 각막의 직경 정보의 경우 각막 내부의 검사원들 중 거리가 가장 먼 두 검사원의 중심을 연결한 선분을 직경으로 고려하였다(그림 4). 각막 반사점의 경우는 구형 RGB 색상 모델에서 특정 임계값 이상인 점들만 추출하여 인식하였다.

전처리의 마지막 단계에서는 두 눈의 수평을 맞추고 영상을 화면 중앙에 위치하도록 추출한 후 눈 외곽의 좌표 정보를 이용하여 이동 변환을 수행하였다. 이동 변환의 참조점은 그림 5와 같이 양쪽 눈의 내안각 근처 눈의 외곽선이 시작되는 점을 이용하였다.



좌우 대칭점

그림 5. 이동변환의 참조점

3.2.2 3차원 안구 모델의 생성과 크기 및 위치 조정

3차원 안구모델은 렌더링 된 구형의 오브젝트로 각각 기본 안구 부분과 각막 부분을 나타내는 두 개의 구가 중첩된 형태로 구성된다. 안구의 비율은 임상이가 제시한 안구 비율을 기준으로 생성되어 실제 눈의 움직임을 객관적으로 재현할 수 있도록 하였다.

소프트웨어 초기 구동 시 주어지는 기본 비율의

3차원 안구 모델은 전처리 단계에서 추출된 정보들을 이용하여 사시각 측정 단계를 거치면서 환자 영상의 안구 크기에 맞추어 자동적으로 조절되고 위치가 설정 되도록 하였다. 다시 말해 2차원 영상의 각막 중심에 3차원 모델의 안구 중심과 각막 중심이 사상된다.

3.2.3 자동 사시각 측정

사시각 측정에 앞서 소프트웨어에서 내부적으로 전안부 영상에서 구한 양쪽 눈의 각막 중심과 각막 반사점(Corneal reflection point, CRP)의 위치를 비교하여 자동적으로 주시안과 사시안을 결정하도록 하였다. 이후 정상안에 대해 3차원 모델의 중심이 영상의 각막 중심에 오도록 위치시킨 후 각막의 중심점과 각막 반사점 간의 거리(카파각)를 측정하였다.

측정된 거리를 사시안의 3차원 모델에도 각막 반사점을 중심으로 동일하게 적용시키면 양쪽 눈의 안구모델이 모두 정상안의 기준에 맞추어서 위치하게 된다. 그러나 일단 정상안에 맞추어서 위치하였기 때문에 사시안의 각막 위치와는 차이가 나게 된다. 이 위치 변위에 대해 사시안의 각막 주변과 사시안 상에 놓인 3차원 각막 모델의 주변을 전처리 단계에서 미리 계산된 2차원 각막원의 중심좌표를 기준으로 자동적으로 일치시키도록 조정하면 사시각은 측정 될 수 있다.

이 일치 과정에서 회전한 각도(θ)는 3차원 안구 모델의 각막원 중심이 각각 상하, 좌우로 얼마나 회전하였는가에 대한 두 각도(α, β)로 표현 가능하다. 그러나 직접적인 사시각 측정은 어려우므로 1차적으로 임시각 θ' 를 측정한 후 내부적으로 오차를 계산하

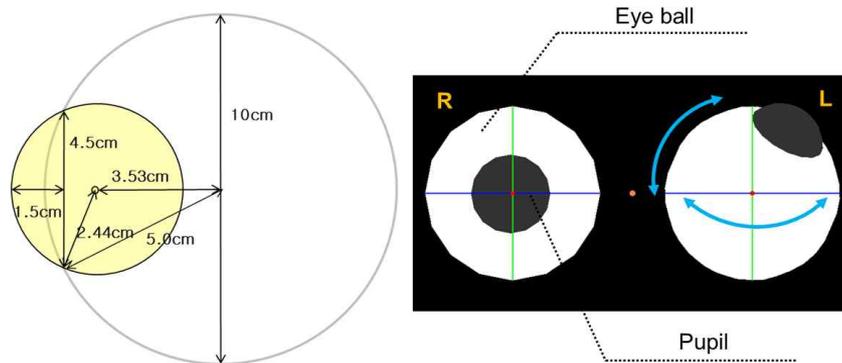


그림 6. 실제 안구 비율과 이를 반영한 3차원 안구모델

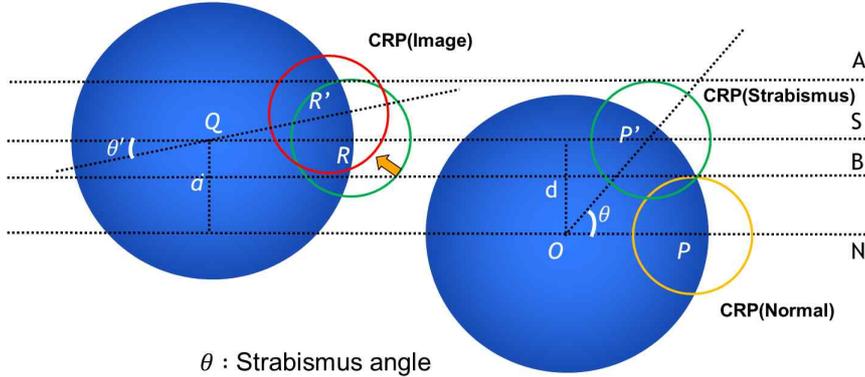


그림 7. 사시각 측정 개념도

고 다시 보정하여 정확한 측정값(θ)를 구하도록 하였다.

임시각 θ' 를 구하는 과정은 다음과 같다. 그림 7에서와 같이 정상안의 각막 모델과 사시안의 각막 모델이 각각 P 와 P' 라고 할 때, 사시안의 각막 모델 중심을 지나는 연장선 S 에 P' 와 동일한 사시안의 가상 각막 모델 R 과 사시안을 정면으로 바라보는 가상 안구모델 Q 의 중심을 일치시킨다. 이 상태에서 R 과 실제 환자 영상의 각막외과 R' 의 사영 직선 A, B 를 피팅하면 θ' 는 계산 될 수 있다. 이 과정에서는 그림 8과 같이 직교좌표와 구면좌표 간의 관계를 고려해야 한다. 각도 θ' 만큼 회전한 임의의 좌표를 어떤 벡터 \vec{A} 라 하면 \vec{A} 는

$$\vec{A} = (x, y, z) = (r \cos \alpha \sin \beta, r \sin \alpha, r \cos \beta \cos \alpha) \quad (2)$$

식 (2)와 같이 표현할 수 있으며, \vec{A} 의 단위벡터는 $\vec{A} = (\cos \alpha \sin \beta, \sin \alpha, \cos \beta \cos \alpha)$ 가 되며 이 벡터와 Z 축 방향 단위벡터 $\vec{Z} = (0, 0, 1)$ 과의 내적은 다음 식(3)과 같다.

$$\vec{A} \cdot \vec{Z} = |\vec{A}| |\vec{Z}| \cos \theta' \quad (3)$$

이 식을 $\cos \theta'$ 에 대해 정리하면 식(4)가 도출된다.

$$\begin{aligned} \cos \theta' &= \frac{\vec{A} \cdot \vec{Z}}{|\vec{A}| |\vec{Z}|} \\ &= \frac{(\cos \alpha \sin \beta) * 0 + (\sin \alpha) * 0 + (\cos \beta \cos \alpha) * 1}{\sqrt{(\cos \alpha \sin \beta)^2 + \sin^2 \alpha + (\cos \beta \cos \alpha)^2} \sqrt{0^2 + 0^2 + 1^2}} \\ &= \cos \alpha \cos \beta \end{aligned} \quad (4)$$

마지막으로 이를 다시 정리하면 $\theta' = \cos^{-1}(\cos \alpha \cos \beta)$ 가 된다. 그러나 앞서 설명한 바와 같이 이 각도는 실제의 안구에서 오차 d 만큼 떨어진 위치에서 측정

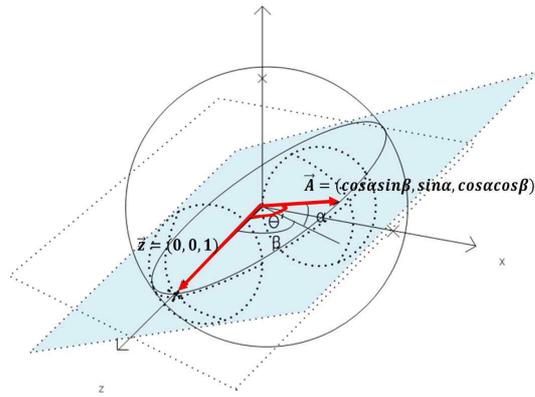


그림 8. 임시 측정각(θ')의 계산 개념도

된 잘못된 각도로 그림 9의 개념에 따라 오차를 보정한 최종적인 정상 측정각 θ 는 식(5)의 계산을 통해 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} r \sin(-\alpha + \theta) &= r \sin(-\alpha + \theta') + d \\ &= r \sin(-\alpha + \theta') + \beta \sin \theta \end{aligned} \quad (5)$$

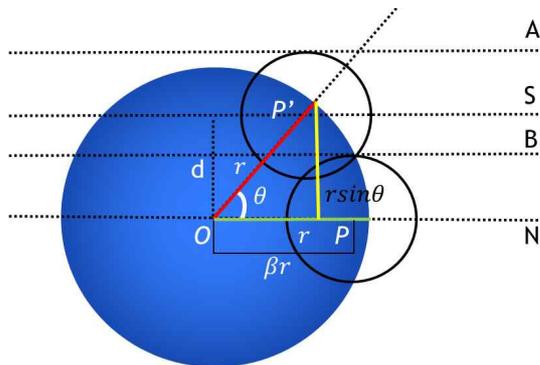


그림 9. 오차 보정을 통한 정상 측정각 계산

4. 연구결과

4.1 소프트웨어 인터페이스 구성

다음 그림 10은 개발된 자동 사시각 측정 소프트웨어의 초기 화면을 나타낸다. 초기 프로그램이 구동됨과 동시에 영상 뷰에 사전에 설정된 비율의 두 개의 좌우 3차원 안구모델이 생성되며 하단에는 각종 정보를 출력하는 출력창과 메뉴들이 위치한다.

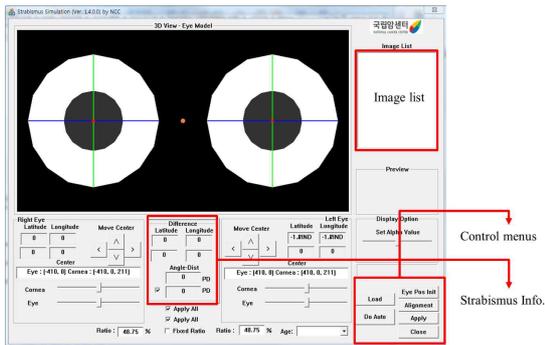


그림 10. 개발 소프트웨어의 초기화면

4.2 전처리 결과

그림 11은 전처리 과정을 통해 자동으로 인식된 전안부 영상의 눈, 각막 영역과 각막 반사점과 수평을 맞추기 위한 기하변환의 결과를 나타낸다.

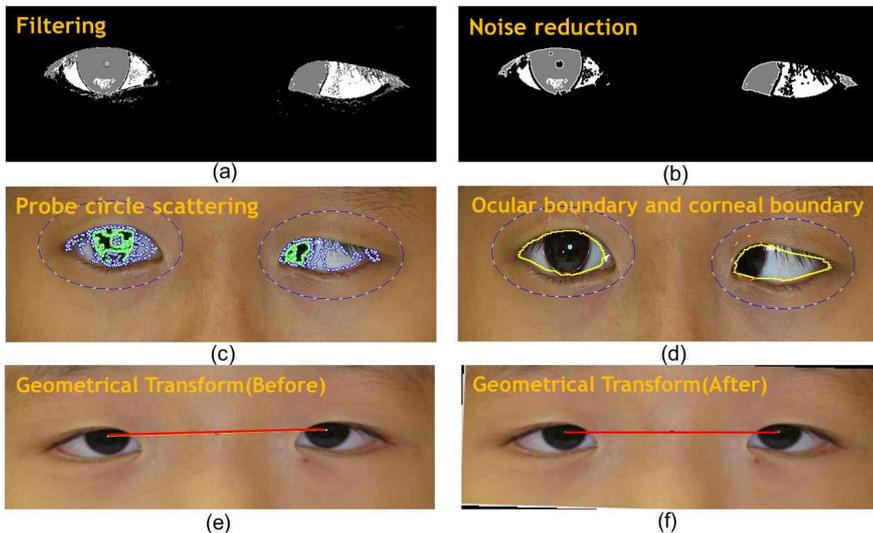


그림 11. 전처리 수행 결과들: (a) 구형 RGB 좌표계를 이용한 필터링; (b) 잡음제거; (c),(d) 탐침원을 이용한 경계 인식; (e),(f) 기하학적 변환

기본적으로 모든 전처리 과정들은 모두 자동적으로 수행되며 영상의 특성에 따라 인식 오류가 발생할 경우 간단 조정 인터페이스를 통해 크기, 위치를 사용자가 미세 조정 할 수 있도록 하였다

4.3 사시각 측정 결과

다음 그림 12는 전처리를 거친 영상에 자동 조정된 비율의 3차원 안구모델을 위치시켜 사시각을 측정된 최종 결과화면으로 실제 안과진단에서 사용되는 단위인 프리즘 곡광도(Prism diopter, PD)로 환산되어 하단에 출력될 수 있도록 하였다. 프리즘 곡광도는 프리즘에서 1m 되는 곳에서 분산폭이 1cm 일 때를 1 프리즘 곡광도라고 한다. 일반적으로 값이 크면 클수록 사시 정도가 심하다고 할 수 있으며, 예를 들어 20 프리즘 곡광도인 사시는 한쪽 눈이 1m 전방을 보고 있다 생각하면 반대편 눈은 그 물체에서 20cm 옆으로 벗어난 곳을 보고 있다고 할 수 있다.

사시각 측정 결과의 유효성을 평가하기 위해 임상에서 많이 이용되는 검사 방법 중의 하나인 크립스키 검사 결과와의 상관관계를 분석하였다.

비교 평가는 사시환자군 10개 case에 대해 수행되었으며 두 명의 검사자가 소프트웨어를 이용하여 측정된 결과와 크립스키 검사 결과와의 상관관계를 분석하였다[19]. 그 결과는 표 1과 같으며, 두 명의 검사자 간의 상관계수는 0.968, 소프트웨어 측정 결과와

표 1. 10개 case에 대한 크립스키 검사와 소프트웨어를 이용한 사시각 측정 결과(단위: 프리즘 곡광도(PD))

| Case | 방법 | 개발 S/W를 이용한 측정 | | 크립스키 검사를 이용한 측정 |
|------|----|----------------|-------|-----------------|
| | | 검사자 1 | 검사자 2 | |
| 1 | | 24.5 | 24 | 25 |
| 2 | | 17.75 | 18 | 20 |
| 3 | | 23 | 27.75 | 25 |
| 4 | | 17 | 16.25 | 20 |
| 5 | | 20.5 | 23.25 | 25 |
| 6 | | 4.25 | 1.5 | 정위 |
| 7 | | 17 | 15.75 | 10 |
| 8 | | 24 | 26.25 | 30 |
| 9 | | 34.75 | 31.25 | 35 |
| 10 | | 4 | 3.25 | 정위 |

※ 정위 : 육안검사 시 사시환자로 의심이 되나 검사 결과 정상으로 판별된 경우

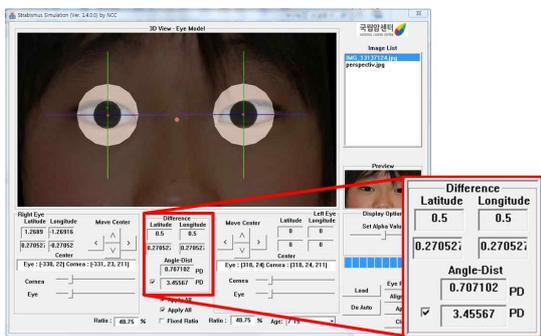


그림 12 최종 측정 결과의 예

크립스키 검사 결과와의 상관계수는 검사자 1은 0.955, 검사자 2는 0.969로 각각 나타나 상당한 유사성을 나타냄을 확인 할 수 있었다.

다음 그림 13은 위에서 측정한 10명의 사시환자군과 10명의 정상군 간의 프리즘 곡광도값을 비교한 결과이다. 정상군의 경우 크립스키 검사결과 값이 준

재하지 않으므로 두 명의 검사자가 각각 소프트웨어를 이용하여 측정한 결과를 평균하여 비교하였다., 그 결과 두 군 간의 프리즘 곡광도 값의 크기 및 범위 차이가 현저하게 나타남을 확인 할 수 있었다.

표 2는 개발된 소프트웨어의 각 기능을 수행하는데 소요되는 시간을 간단히 측정한 결과이다. 프로그램이 실행되고 영상 스택(10장)을 읽어 들이는데 소요되는 시간과 1장의 영상에 대해 자동적으로 눈과 각막 영역을 인식하고 전처리를 수행하는데 소요되는 시간, 마지막으로 자동으로 사시각이 측정되는 시간으로 나누어 측정을 수행하였다.

영상의 수가 증가할수록 초기 데이터 로딩의 소요 시간은 불가피하게 증가할 것으로 예상되나, 사용한 영상이 고해상도 영상임을 감안할 때, 전처리 및 사시각 측정을 자동적으로 6초 내외로 빠르게 수행할 수 있어 환자 1명당 측정 소요시간은 기존의 임상 검사 방법보다 대폭 개선될 수 있음을 확인하였다.

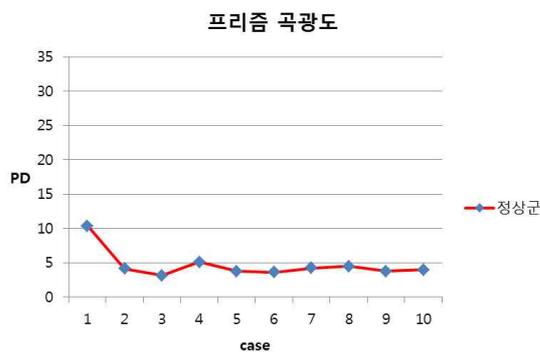


그림 13. 정상군과 사시환자군 간의 프리즘 곡광도 비교 결과: (a) 사시환자군, (b) 정상군

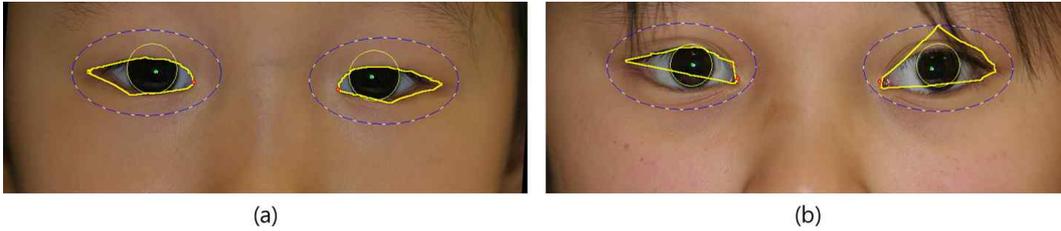


그림 14. 눈 영역 인식의 예: (a)정상적으로 인식된 경우, (b) 잘못된 인식의 경우

표 2. 소프트웨어 기능 수행 시간 측정 결과(단위: 초)

| 기능 | 측정 결과 |
|-------------------|-------|
| 영상 스택 로딩(10 case) | 1.63 |
| 전처리(1 case 기준) | 3.25 |
| 사시각 측정(1case 기준) | 1.15 |
| 총 소요 시간 | 6.03 |

이와 같이 본 연구 개발 소프트웨어는 여러 측면에서 객관성과 재현성을 유지함과 동시에 기존의 검사 방법의 한계점을 상당 부분 개선하였다고 생각한다. 그러나 다음과 같은 몇 가지 측면에서 향후 개선이 필요하다고 생각한다.

먼저 영상처리 측면에서 볼 때, 전처리 알고리즘의 개선이 필요할 것으로 생각된다. 테스트 결과 일부 영상에서는 눈과 각막 영역의 인식률이 급격하게 떨어지는 문제가 발생하였다(그림 14). 검토 결과, 인식률 저하의 원인 중 하나는 환자의 피부색으로 판단된다.

조명의 영향을 최소화하기 위해 구면 RGB 모델을 기반으로 전처리를 수행하였으나 그림 14와 같이 여전히 피부색이 너무 어둡거나 밝은 경우 문제점이 발생하였다. 구형 RGB 색상 모델을 이용하여 임계화가 수행되는 과정에서 미세한 값의 차이에도 필터링 결과의 차이가 크게 나타났다. 따라서 향후 이 문제에 대한 적절한 개선이 반드시 필요하다고 생각된다. 관련 타 연구들에서도 이러한 정확한 영역 인식은 중요한 이슈의 하나로 생각되고 있으며 다양한 연구가 진행되어 오고 있다[20-23].

또한 본 연구에서는 기초적인 수준의 테스트만 제한적으로 수행되었다는 점이다. 시스템의 강건성을 확보하기 위한 대규모 테스트가 필요하다는 점을 깊이 인식하고 있다. 이를 위해 대규모 데이터를 이용한 추가적인 성능 테스트를 현재 분당서울대병원 안과 의료진과 함께 진행 중에 있다[24].

마지막으로 본 연구에서 주 비교 대상으로 사용한 크림스키 방법 이외도 추후 프리즘 교대 가림 검사, 허쉬버그 검사와 같은 다른 임상 검사 방법들과의 비교와 통계학적 분석을 수행하여 유용성을 검증해갈 생각이다.

5. 결 론

본 연구에서는 3차원 안구모델과 새롭게 수학적 으로 정의된 측정 알고리즘을 이용하여 사시각을 자동으로 측정할 수 있는 소프트웨어의 개발 과정을 소개하였다. 실제 환자 영상을 이용한 테스트를 통해 임상 검사 방법과 비교한 결과, 높은 상관관계를 나타내었으며 빠른 측정 속도를 보여주었다. 본 연구의 결과에 대해 향후 지속적인 수정, 보완이 이루어진다면 기존 사시진단 검사 방법들의 보조 수단이나 새로운 대안으로써 폭넓게 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

[1] M.H. Goldbaum, M. Smithline, T.A. Poole, and H.A. Lincoff, "Geometric Analysis of Radial Buckling," *American Journal of Ophthalmology*, Vol.79, No.6, pp. 958-965, 1975.

[2] P. Riddell, L. Hainline, and I. Abramov, "Calibration of the Hirschberg Test in Human Infants," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.35, No.2, pp. 538-543, 1994.

[3] E. Krimsky, "The Binocular Examination of the Young Child," *American Journal of Ophthalmology*, Vol.26, No.1, pp. 624-625, 1943.

[4] J. Felius, K.G. Locke, M.A. Hussein, D.R. Stager Jr., and D.R. Stager Sr., "Photographic

- Assessment of Changes in Torsional Strabismus,” *Proceeding of the 35th Annual Meeting of the American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus*, pp. 17-21, 2009.
- [5] J.M. Miller, H.L. Hall, J. Greivenkamp, and D.L. Guyton, “Quantification of the Brückner Test for Strabismus,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.36, No.5, pp. 897-905, 1995.
- [6] Y. Watanabe, T. Kezuka, K. Harasawa, M. Usui, H. Yaguchi, and S. Shioiri, “A New Method for Assessing Motion-in-depth Perception in Strabismic Patients,” *British Journal of Ophthalmology*, Vol.92, No.1, pp. 47-50, 2008.
- [7] L. Wang and D. Yu, “A Digital Diagnosis Instrument of Hess Screen for Paralytic Strabismus,” *Proceeding of the 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering(ICBBE 2007)*, pp.1234-1237, 2007.
- [8] M. Koch, S. Priglinger, R. Hoerantner, and T. Haslwanter, “Computer-Assisted Dosage Calculation for Strabismus Therapy in Myopic Patients,” *Acta Ophthalmologica*, Vol.86, No.1, pp. 53-57, 2008.
- [9] M.W. Quick and R.G. Boothe, “A Photographic Technique for Measuring Horizontal and Vertical Eye Alignment Throughout the Field of Gaze,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.33, No.1, pp. 234-236, 1992.
- [10] J.M. Miller, M. Mellinger, J.E. Greivenkemp, and K. Simons, “Videographic Hirschberg Measurement of Simulated Strabismic Deviations,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.34, No.11, pp. 3220-3229, 1993.
- [11] S. Haseve, H. Ohtsuki, Y. Tadokoro, M. Okano, and T. Furuse, “The Reliability of a Video-Enhanced Hirschberg Test under Clinical Conditions,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.36, No.13, pp. 2678-2685, 1995.
- [12] P.M. Riddell, L. Hainline, and I. Abramov, “Calibration of the Hirschberg Test in Human Infants,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.35, No.2, pp. 538-543, 1995.
- [13] D. Model, M. Eizenman, and V. Sturm, “Fixation-free Assessment of the Hirschberg ratio,” *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol.51, No.8, pp. 4035-4039, 2010.
- [14] R.M. Potdar, A. Mishra, and S. Yadav, “Real Time Squint Eye Detection,” *International Journal of Engineering and Advanced Technology*, Vol.1, No.2, pp. 111-114, 2011.
- [15] S.H. Han, T.H. Yoo, and J.B. Lee, “Digitized Videographic Measurement of Strabismic Angle,” *Journal of Korean Ophthalmology Society*, Vol.39, No.4, pp. 118-123, 1998.
- [16] D. Model and M. Eizenman, “An Automated Hirschberg Test for Infants,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.58, No. 1, pp. 103-109, 2011
- [17] J.D.S. de Almeida, A.C. Silva, A.C. de Paiva, and J.A.M. Texeira, “Computational Methodology for Automatic Detection of Strabismus in Digital Images Through Hirschberg Test,” *Computers in Biology and Medicine*, Vol.42, No.1, pp. 135-146, 2012.
- [18] R.C. Gonzalez and R.E. Woods, *Digital Image Processing 2nd Ed.*, Prentice-Hall, New Jersey, 2002.
- [19] R.A. Johnson and D.W. Wichern, *Applied Multivariate Statistical Analysis 5th Ed.*, Prentice-Hall, New Jersey, 2002.
- [20] K. Sun and H. Wang, “A Composite Method to Extract Eye Contour,” *Affective Computing and Intelligent Interaction, Lecture Notes in Computer Science*, Vol.3784, No.1, pp. 112-118, 2005.
- [21] N. Funabki, M. Isogai, T. Higashino, and M. Oda, “An Eye-Contour Extraction Algorithm

from Face Image Using Deformable Template matching," *Memoirs of the Faculty of Engineering, Okayama University*, Vol.40, No.1, pp. 78-82, 2006.

- [22] Z. Hammal, and A. Caplier, "Eye and Eyebrows Parametric Models for Automatic Segmentation," *Proceeding of the 6th IEEE Southwest Symposium on Image Analysis and Interpretation*, pp. 138-141, LIS, Grenoble, 28-30, 2004.
- [23] 이용주, "복합 칼라모델과 얼굴 특징자를 이용한 실시간 얼굴 검출 추적과 기울어진 얼굴보정 시스템," 멀티미디어학회논문지, 제9권, 제4호, pp. 470-481, 2006.
- [24] H.K. Yang, S.B. Han, J.M. Hwang, Y.J. Kim, C.B. Jeong, and K.G. Kim, "Assessment of Binocular Alignment using The Three-dimensional Strabismus Photo Analyzer," *British Journal of Ophthalmology*, Vol.96, No.1, pp. 78-82, 2012.



김 태 운

2004년 인제대학교 컴퓨터 공학과 학사
 2006년 인제대학교 전산학과 석사
 2011년 인제대학교 전산학과 박사
 2011년~현재 국립암센터 의공학 연구과 연구원

관심분야 : 의료영상처리 및 분석, 컴퓨터 그래픽스



서 상 신

1993년 서울대학교 수학과 학사
 1993년~1996년 (주) LG 전자 미디어 통신 연구소 연구원
 1997년~2000년 (주) Dacom 정보통신 연구소 연구원
 2010년 10월~현재 국립암센터 의공학연구과 연구원. 미농 소프트웨어 수석 연구원

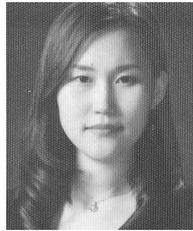
관심분야 : 영상처리, 임베디드 OS



김 영 재

2007년 남서울대학교 컴퓨터공학과 학사
 2007년~2010년 서울대학교 의과대학 방사선과학교실 연구원
 2010년~현재 국립암센터 의공학 연구과 연구원

2011년~현재 광운대학교 플라즈마 디스플레이학과 석사과정
 관심분야 : 의료영상처리, 컴퓨터 보조진단, 3차원 시각화



양 희 경

2004년 서울대학교 의과대학 의학과 학사
 2011년 서울대학교 의과대학 의학 석사(안과학)
 2005년~2009년 서울대학교 안과 전공의

2009년~현재 분당서울대학교병원 안과 전임의
 관심분야 : 신경안과, 사시, 소아안과



황 정 민

1985년 서울대학교 의과대학 의학과 학사
 1991년 서울대학교 의과대학 의학 석사(안과학)
 1996년 서울대학교 의과대학 의학 박사(안과학)

1994년~현재 서울대학교 의과대학 전임강사, 조교수, 부교수, 교수
 2003년~현재 분당서울대학교병원 안과 교수
 관심분야 : 신경안과, 사시, 소아안과



김 광 기

1990년 3월~1996년 2월 안동대학교 물리학과 공학사
 1996년 3월~1998년 2월 포항공과대학교 물리학과 이학 석사
 1999년 3월~2005년 2월 서울대학교 의용생체공학과 공학박사

2005년 3월~2007년 6월 서울대학교 의학연구원, 영상처리 전임대우연구조교수
 2007년 7월~현재 국립암센터 선임연구원
 관심분야 : 의학영상처리, 의료로봇, 컴퓨터보조진단