

# 임상 진단용 다목적 가변 편광 영상장치 개발

배영우<sup>1</sup>, 정병조<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 보건과학대학 의공학부

<sup>2</sup>연세대학교 의료공학연구원

(Received January 17, 2007. Accepted February 20, 2007)

## Development of Multi-Purpose Variable Polarization Imaging System for Clinical Diagnosis

Youngwoo Bae<sup>1</sup>, Byungjo Jung<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, Korea

<sup>2</sup>Institute of Medical Engineering, Yonsei University, Wonju, Korea

### Abstract

Polarization imaging systems have been widely used to selectively characterize skin lesions. Nevertheless, current systems are used in single-mode due to the limitations of a fixed polarization mode and a single-working distance of light source, in which uniform light distribution is achieved on target area. To address such limitations, we developed a variable polarization imaging system based on multi-working distance of light source for various clinical diagnoses. In this study, we characterize the imaging system and present experiment results demonstrating its clinical usefulness. The imaging system consists of a CCD color camera, linear polarization filters, and a single-layered LED ring light source which provides uniform light distribution at multi-working distances. The first polarizer was placed on the light source and the second polarizer placed on objective lens provides continuous linear polarization angle from 0° to 90°. The clinical efficacy of the imaging system was investigated by acquiring and analyzing clinical images of skin wrinkle and dental plaque. With the experiments, we verified the potential usefulness of the imaging system for other clinical applications.

**Key words :** polarization image, LED ring light, dermoscope, skin wrinkle, dental plaque.

### 1. 서 론

인간의 평균수명이 늘어남에 따라 인체 표면조직(superficial tissue)에 존재하는 다양한 질병에 대한 조기 진단의 필요성으로 인해 비 침습적인 방법으로 인체 조직 구조의 특성을 영상화할 수 있는 의료 영상장치 시장은 빠르게 성장하고 있다. 1991년 Anderson[1]에 의해 단순히 편광된 빛과 일반 사진 촬영술(photography)을 이용한 비 침습적인 피부질환의 진단가능성이 제기되었다. 편광기법은 비 침습적으로 인체 표면조직에 존재하는 질병 진단 시, 저가의 시스템 구성으로 인해 많은 의료 영상장치에 활용되어 왔다[2-4]. 피부과용 의료 영상장치에서 편광기법은 각 질층(stratum corneum)에서 초기 선형편광 성분을 갖고 반사되

는 빛에 의한 정보와 표피(epidermis)와 유두진피층(papillary dermis)에서 초기 선형편광 성분을 잃고 산란된 빛에 의한 정보를 이용하여 피부 각층의 정보를 선택적으로 추출하는 수단으로 사용되어 왔다[1, 5]. 일반적으로 각질층에서 반사된 빛은 각질층의 구조와 윤곽정보를 갖게 되고, 표피와 유두진피층에서 산란된 빛은 멜라닌과 헤모글라빈과같은 빛을 흡수하는 발색단(chromophore)의 정보를 갖게 된다[6]. 피부과학 응용으로, Jacques et. al.[7]는 두 개의 독립된 CCD를 이용하여 표피층의 멜라닌이 제거된 차별된 편광 영상을 획득하는 휴대용 진단 기기를 개발하였다. 또한 Morgan et. al.[8]은 선형편광과 원형편광의 특성을 이용하여 피부 표면으로부터 반사되는 빛이 효과적으로 제거된 영상을 실험적으로 획득하는데 성공하였다. 또한 치과용 의료 영상장치에서 편광기법은 치아의 반투명 특성을 갖는 에나멜 층의 영상을 획득할 경우 사용된다. 다시 말해, 표면 반사(surface reflection)를 최소화 하기 위해 초기 선형편광 성분을 포함한 치아 표면에서 반사되는 빛으로부터 초기 선형편광 성분을 잃고 에나멜 층에서 산란된 빛에 의한 정보를 추출 할 경우 사용된다[9]. 치과학 응용으로,

본 연구는 산업 자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RRC)의 지원에 의한 것임.

Corresponding Author : 정병조

연세대학교 보건과학대학 의공학부

강원도 원주시 흥업면 매지리 234 연세대학교 원주캠퍼스 보건과학대학 402호

Tel : +82-33-760-2786 / Fax : +82-33-766-2945

E-mail : bjung@yonsei.ac.kr

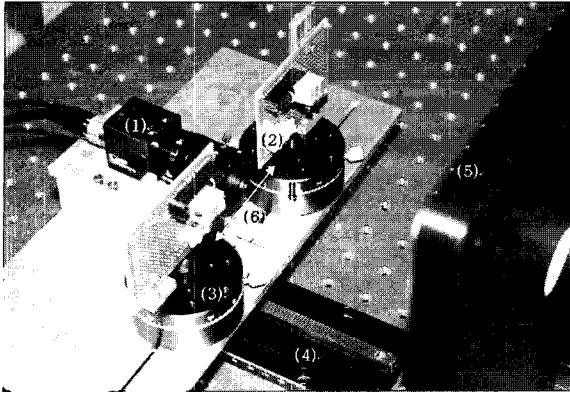


그림 1. LED 조사각 측정장치 (1) CCD (2) 백색 LED (3) 0°-90° 회전 스테이지 (4) 트랙 (5) 반사판 (6) LED간의 거리(92mm)  
 Fig. 1. Optical system to measure LED incident angle (1) CCD (2) White LED (3) 0°-90° Rotary stage (4) Track (5) White diffuse reflectance target. (6) LED distance(92mm).

Robertson et. al.[9]는 두 개의 선형 편광 필터와 사진기를 이용하여 치아 표면 반사가 효과적으로 제거된 치아 에나멜층의 영상을 획득하였다. 또한, DDE index (Defects of Enamel Index)에 근거하여 획득된 영상의 임상진단 활용도에 대해 긍정적으로 평가하였다. 오늘날까지 이러한 사진 촬영술과 편광 기법을 이용한 의료 영상장치 중 현재 상용화된 대표적인 제품으로는 '3gen.LLC (USA)'에서 개발한 'Dermlite Series'가 있다[2-3, 10].

상기 언급한 기존의 임상 진단용 편광 영상장치들은 독립적 응용분야에서 비 침습적으로 인체 표면조직을 영상화 하는데 사용되어 왔으나 단일 영상장치를 다양한 응용분야에 적용하기 위해서는 영상획득 시 요구되는 시야(field of view)와 측정거리(working distance)에 따라 대상물체 표면에 평행광 조사를 보장하기 위해 광원을 재설계 해야 하는 문제점이 발생한다. 예를 들어, 피부과 진단에 일반적으로 사용되는 'Dermlite'의 경우 제공되는 환형 광원(ring light)의 구조적인 한계로 인해 단일거리에서 입사표면에 평행광 조사를 보장한다[10]. 기존의 시스템은 이러한 광원의 한계로 인해 편광 영상획득 시 응용분야에 따라 변화되는 시야와 측정거리에서 대상물체 표면에 평행광을 보장하지 못함으로 광원에 의한 오차를 유발한다. 이러한 문제는 범용 환형 광원을 설계함으로써 해결될 수 있다. 또한 기존의 임상 진단용 편광 영상장치들은 두 개의 선형편광필터(linear polarization filter)를 이용하여 고정된 평행편광(parallel polarization)과 교차편광(cross polarization) 모드만을 제공한다[7, 9-10]. 그러나 단일 영상장치를 이용하여 실제 임상에서 다양한 병변의 영상을 획득하고 각각의 영상을 비교, 분석하기 위해서는 구조적으로 개선된 편광 영상장치의 설계가 요구된다. 예를 들어, Adams[11]에 따르면 교차편광 모드를 이용하여 표면반사가 제거된 앞니의 영상을 획득할 경우, 표면반사가 완벽하게 제거된 영상을 얻는 것은 불가능 하다고 언급하였다. 이는 유동하는 피검자와 표면반사가 비교적 심한 치아의 굴곡면에 의해

초기 선형편광 성분이 변화되어 생기는 현상으로 편광 영상장치의 구조적 개선으로 해결될 수 있는 문제이다.

본 연구의 목적은 가변 편광과 다중거리(multi-distance) 평행광 발생광원에 기반을 둔 범용 임상진단을 위한 컬러 영상장치의 개발이다. 이러한 영상장치 개발을 위해 기존 편광 영상장치의 구조적 제한사항으로 지적되었던 고정 편광 모드에 대한 문제점을 해결하였다. 다시 말해, 2차 선형편광필터를 시스템과 독립적으로 설계하여, 2차 선형편광필터의 회전을 통해 0°-90°의 다양한 편광각을 제공 할 수 있는 영상장치를 개발하였다. 또한, 다중거리 평행광 발생광원을 설계하여 응용분야에 따라 변화되는 시야와 측정거리에서 대상물체 표면에 평행광을 보장할 수 있는 방법을 제안하였다. 즉, 광원의 구조적인 개선을 통해 빛이 균일하게 조사될 수 있는 시야와 측정거리의 범위를 재정의 함으로써 단일 영상장치를 범용으로 적용할 수 있도록 하였다. 마지막으로 피부주름(skin wrinkle) 측정실험과 치아의 치석측정(dental plaque) 실험을 통해 설계된 영상장치의 범용성 및 유효성을 증명하였다.

## II. 실험방법

### A. 영상장치의 광원분포 실험

단일 광원으로 요구되는 시야(field of view)와 측정거리(working distance)내에서 대상 표면에 균일한 조도분포를 보장하기 위해 개선된 단일 LED 환형 광원을 설계하였다. 기존의 다중거리 LED 환형 광원의 경우는 LED를 다단으로 배열하여 평행광을 보장하였으나, 이번 연구에서는 영상장치의 휴대성을 극대화하기 위해 단일의 LED배열로 다중거리에서 평행광을 보장하기 위해 광원분포 실험을 선행하였다. LED 환형 광원 설계 전 요구되는 시야와 측정거리 내에서 대상 표면에 균일한 조도분포를 보장하는 적정 LED각(angle)을 결정하기 위해 그림1과 같은 실험을 하였다. 그림 1에서 (1)은CCD(8bit Toshiba monochrome CCD (CS8620i))로 (5)의 반사판(White Diffuse Reflectance Target, Edmund)상에 반사된 (2)의 백색 LED(HW310, HIGH FLUX)의 조도분포를 측정하게 된다. 여기서 비교적 넓은 영역의 시야와 측정거리상에서 균일한 조도분포를 보장하기 위해 40°의 비교적 넓은 viewing angle을 갖고 2500[mcd]의 광도를 갖는 백색LED를 사용하였다. (6)은 설계될 LED 환형 광원의 내부 직경을 나타내게 되며 편광 영상장치의 휴대성을 강조하기 위해 92mm로 고정시킨 후 실험을 진행하였다. 그림1에서 (4)는 측정거리를 결정짓는 트랙이고 (3)은 LED각을 결정짓는 회전 스테이지 이다. 각각 33mm부터 163mm의 측정거리 안에서 매 10mm당 0°부터 90°의 LED각을 1°씩 변화해 가며 반사판상의 조도분포를 측정하였다. 이러한 실험을 근거로 다중거리에서 대상표면에 균일한 조도분포를 보장하는 LED 환형 광원에 기반을 둔 그림2와 같은 범용 의료 영상진단을 위한 영상장치를 개발하였다. 환형 광원은 총 16개의 백색 LED로 구성된다. 그림2와 같이 2차 선형편광 필터는 영상장치와 독립적으로 회전 가능하도록 설계하여 0°부터 90°

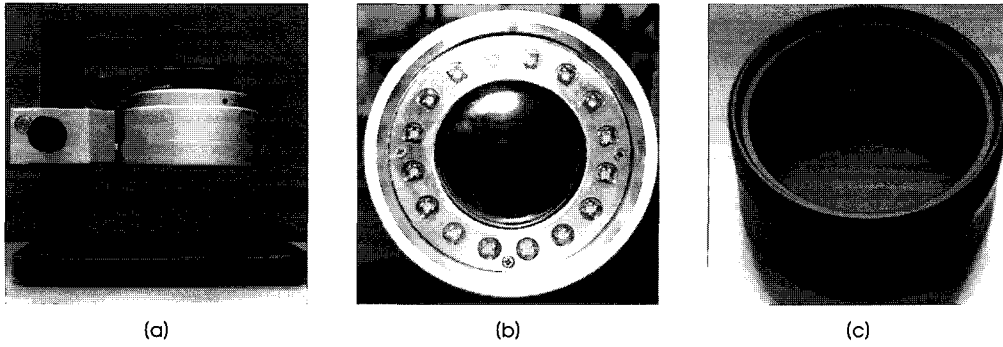


그림 2. 개발된 영상장치. (a) 영상장치. (b) 영상장치의 광원부. (c) 독립적으로 설계된 2nd 선형편광필터.  
 Fig. 2. Developed imaging system. (a) Imaging system. (b) Light source. (c) Independently designed 2nd linear polarizer.

의 선형적인 편광각을 제공하게 된다.

**B. 피부주름 측정 실험**

기존 연구에 따르면 피부 표면의 평행편광 영상은 진피층의 색소층 정보가 최소화된 피부 주름 특성이 강조된 영상을 제공하여 피부주름 측정에 유용하게 이용될 수 있다[12]. 따라서 본 연구에서는 설계된 영상장치를 이용하여 손등의 피부주름 특성이 강조된 영상을 획득하여 제안된 영상장치의 유효성을 증명한다. 손등의 피부주름 측정 시, 대조군으로 사용될 손등의 피부 복제품(silicon Replica-R200, CuDerm)은 기존 절차에 의해 제작하였다[13]. 실리콘을 이용한 피부 복제품의 경우 각질층의 구조와 윤곽정보만을 제공할 뿐, 표피층과 유두 진피층의 색소정보를 포함하지 않기 때문에 대조군으로 사용되었다. 그림3-(a)는 손등의 피부주름 측정 시 사용된 영상장치의 구성을 나타낸다. 손등의 주름 영상과 피부 복제품의 영상은 DSLR 카메라(Cannon 350D)를 이용하여 동일 조건하에 획득되었다. (working distance: 50mm, f#: 5.6, shutter speed: 0.3sec) 또한 광원에 의한 오차를 최소화 하기 위해 in-vivo와 피부 복제품을 이용한 영상획득 시 물체는 대상표면에

균일한 조도분포가 보장되는 직경 43mm의 시야 내에 유지하였다. 주름 정보가 강조된 영상획득을 위하여, 각질층의 구조와 윤곽 정보를 갖고 있는 평행편광(0°) 영상을 처리하였다. 또한 각질층에서 반사된 빛은 피부 발색단에 의해 색정보가 변화되지 않았고, 광원으로 사용된 백색 LED의 경우 450nm 영역대의 파장이 지배적이어서 영상분석 시 blue 채널을 이용 하였다. 마지막으로 검출기의 오류와 피부 표면의 균일하지 않은 배경효과를 제거하기 위해 shade-correction 기법이 적용되었고, 추가적인 피부 주름정보 획득을 위해 'Polarization 영상'의 경우 Jacques[7]에 의해 제시된 방법을 사용하였다.

**C. 치아의 치석 측정 실험**

임상적으로 치아의 치석(dental plaque)측정은 구강 제품의 위생 효능을 연구할 때 주로 수행된다. Smith[14]는 치아의 치석 측정 시, 디지털 SLR 카메라에 의해 획득된 영상이 기존에 사용된 intra-oral 카메라에 의한 영상보다 신뢰도가 높다고 보고하고 있다. 따라서 본 실험에서는 디지털 SLR 카메라와 설계된 영상장치를 이용하여 치아의 치석 측정 시 치아의 표면반사를 최소화 하기

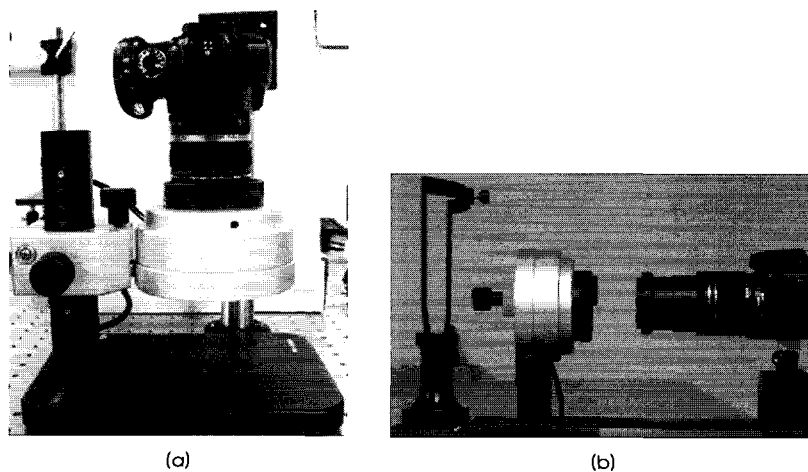


그림 3. 영상시스템. (a) 손등의 피부주름 측정 시스템의 구성. (b)치아 치석 측정 시스템 구성.  
 Fig. 3. Imaging system setup for (a) skin wrinkle detection of dorsum of hand and (b) dental plaque detection.

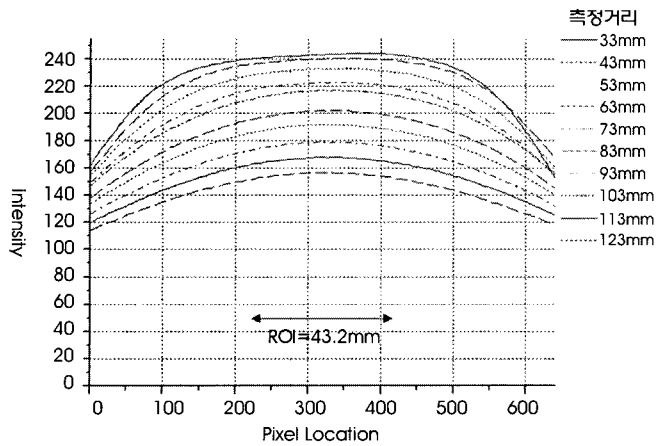


그림 4. LED 환형 광원의 조도분포도.  
Fig. 4. Illumination distribution of LED ring light source.

위해, 편광각에 따른 치석영상을 획득함으로써 제안된 영상장치의 효율성을 증명한다. 그림3-(b)는 치아의 치석 측정 시 사용된 시스템의 구성을 나타낸다. 실험기간 동안 피검자에게 인위적인 치석의 파괴를 막기 위해 6시간 동안 칫솔질을 하지 않을 것을 요구하였으며, 음식물 섭취 또한 금지하였다. 피검자의 구강을 고정하기 위해 마우스 피스(OptraGate, ivoclar vivadent)를 사용하여 치아 내의 시야를 확보하였다. 또한 치석 착색제(Erythrosin FDC Red 3)를 사용하여 영상획득 전 에나멜층에 침착 되어 있는 치석을 염색하였다. 치아의 치석영상은 DSLR 카메라(Cannon EOS 10D)를 이용하여 동일 조건하에 획득되었다. (working distance:

113mm, f/#: 5.6, shutter speed: 0.25sec) 또한 피부 주름 측정 실험과 마찬가지로 광원에 의한 오차를 최소화 하기 위해 영상획득 시 관심영역(region of interest)은 직경 43mm의 시야 내에 유지하였다. 치아의 치석 영상획득 이후 영상처리는 녹색(green) 채널을 이용하였다. 또한 250×250 픽셀의 윈도우를 생성하여, 각각 영상에 대해 피부 주름 측정 실험과 동일한 방법으로 영상처리가 진행되었다(그림6-(a)에 해당 윈도우가 도시되어 있다).

### III. 실험결과

#### A. 영상장치의 광원분포 실험

그림1에 나타난 LED측정 장치를 이용한 실험 결과는 다음과 같다. 92mm의 내부 직경을 갖는 LED 환형 광원은 LED각이 12°인 경우, 33mm부터 123mm의 측정거리 안에서 직경 43mm의 시야 내에 균일한 조도분포를 제공하는 것을 알 수 있었다. 그림4는 반사판을 이용하여 영상장치 개발 이후 설계된 LED 환형 광원의 조도 분포 프로파일을 나타낸다. 그래프 상에서 pixel pitch값은 0.126mm이고 직경 43mm의 시야내에서 각각의 측정거리에 대한 평균 강도(average intensity)는 195.85, 평균 표준편차(average standard deviation)는 14.95, 평균 공분산(average coefficient of variance)는 7.63%이다. 이는 기존 다중거리 다열 LED 환형 광원의 조도분포와 유사한 수치이다. 즉, 설계된 다중거리 평행광 발생 광원은 LED측정 장치를 이용한 실험 결과와 유사하게 33mm부터 123mm의 측정거리 안에서 직경 43mm의 시야 내에서 상대적으로 균일하게 광원이 대상 표면에 분포하는 것을 알 수 있다.

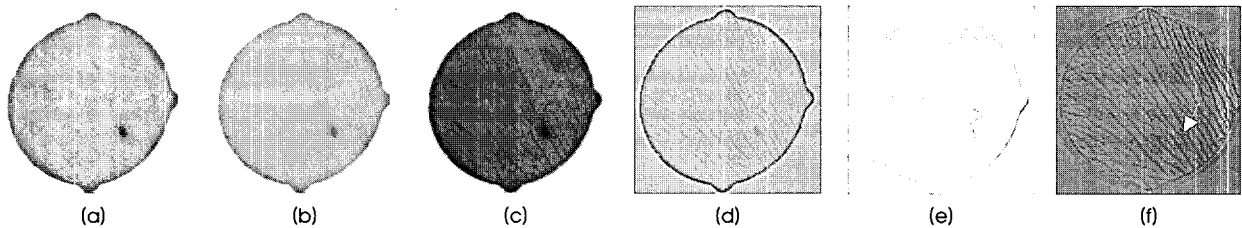


그림 5. 손등의 피부주름 영상 (a) 일반영상 (b) 평행편광 영상 (c) 청색 채널 영상 (d) shade correction 영상 (e) 편광 영상 (f) 피부 복제품.  
Fig. 5. Skin wrinkle images of dorsum of hand (a) Natural image (b) Parallel polarization image (c) Blue channel image (d) Shade correction image (e) Polarization image (f) Skin replica image.

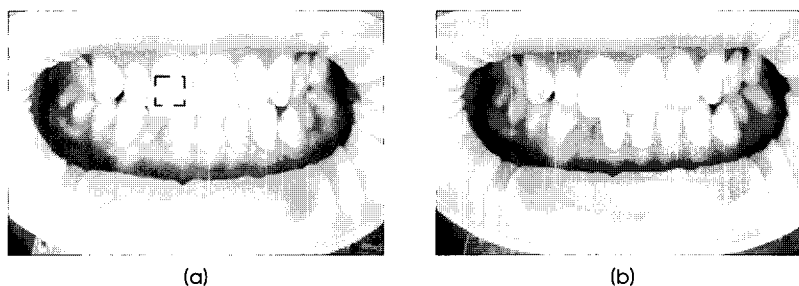


그림 6. 편광각에 따른 치석 영상 (a) 일반영상 (b) 교차편광(90°) 영상  
Fig. 6. Dental plaque images depending on polarization angles (a) Natural image(45°) (b) Cross-polarization(90°) image

**B. 피부주름 측정 실험**

그림5는 in-vivo 및 피부 복제품을 이용한 손등의 주름 영상을 나타낸다. Muccini et. al.[12]은 단일 편광 영상장치를 이용하여 동일 영역의 평행편광 및 교차편광 영상을 획득 후, 일반 영상획득 시 시스템 조작에 의한 오차를 최소화하기 위해 45°편광 영상을 이용하여 일반영상을 대체할 수 있음을 발표했다. (a)의 경우는 1차 편광필름과 2차 편광필름을 45°로 정렬하여 일반 사진영상과 같은 결과를 보여주고 있다. 또한 (c)의 경우는 (a)의 영상보다 주름정보가 강조된 영상을 제공하고 있음을 알 수 있다. (d)의 영상은 shade-correction기법을 적용하여 (c)영상에서 잔존하는 발색단의 정보를 제거하여 주름특성이 향상된 영상을 제공한다. 하지만 영상의 우측 하단에 있는 멜라닌 색소로 인하여 해당 부분의 주름정보를 선택적으로 추출 할 수 없는 것을 알 수 있다. 따라서 'Polarization' 영상을 이용하여 멜라닌 정보를 제거함으로써 대조군으로 사용된 (f)의 피부 복제품 영상과 비교하여 볼 때 해당부분의 주름정보를 선택적으로 추출 할 수 있음을 알 수 있다.

**C. 치아의 치석측정 실험**

그림6은 제안된 영상장치의 2차 편광필터를 회전시켜 각기 다른 편광각에 대한 치석 영상을 나타낸다. (a)의 경우는 1차 편광필터와 2차 편광필터를 45°로 정렬하여 일반 사진영상과 같은 결과를 보여주고 있다. (a)의 경우 치아의 표면반사에 의해 정성적인 진단 시 염색된 치석부분의 인지가 어려운 것을 알 수 있다. (b)의 영상은 교차편광(90°)으로부터 획득한 영상이다.(a)영상에 비해 치아의 표면반사가 효과적으로 제거되어 치석부분의 인지가 용이한 것을 알 수 있다. 표1은 영상장치의 2차 편광필터의 회전을 통한 미세조정으로 90°~86° 편광각에 따른 치석밀도를 나타낸 것으로 진단효율을 간접적으로 보여준다. 치석의 정량적 분석 시, 치아의 표면반사는 비교적 높은 문턱치값(threadhold)으로 인해 오차로 작용하여 치석과 표면반사가 중첩된 영상의 경우 치석으로 인지되지 않는다. 따라서, 표1에 나타난 바와 같이 높은 치석 밀도를 갖는 영상은 효과적으로 치아의 표면반사가 제거되었다고 할 수 있다.

**IV. 고찰 및 결론**

오늘날까지 비 침습적인 방법으로 인체 표면조직(superficial tissue)의 병변을 조기진단하기 위한 많은 의료 영상장치들이 개발되어 왔다. 그 중 사진 촬영술(photography)과 편광 기법을 이용한 기술이 저가의 시스템구성으로 각광을 받아 오면서, 피부과 및 치과에서 많이 활용되어 왔다. 그러나 단일 영상장치를 다양한 응

용분야에 적용하기 위해서는 요구되는 시야와 측정거리에 따라 기존의 영상장치의 광원을 재설계해야 하는 문제점이 있다. 따라서 본 연구에서는 제안된 편광 영상장치에서, 다중거리 평행광 발생광원을 설계하여 빛이 균일하게 조사될 수 있는 시야와 측정거리의 범위를 정의 하였다. 또한 각기 다른 요구시야 및 측정거리, 반사율 및 굴곡을 갖는 피부주름 측정실험과 치아의 치석측정 실험을 통해 설계된 영상장치의 범용성을 증명하였다. 피부주름 측정 실험에서는 50mm의 측정거리에서 직경이 20mm인 관심영역(region of interest)을 광원이 균일하게 조사되는 직경 43mm안에 유지한 채 영상을 획득하여 광원에 의한 오차를 최소화 하였다. 또한 치석측정 실험에서는 113mm의 측정거리에서 광원이 균일하게 조사되는 영역의 영상을 획득하여 영상분석 시 광원에 의한 오차를 최소화 하였다. 기존의 영상장치는 고정된 편광모드 기반의 단일 영상장치로 인해 임상에서 다양한 병변의 영상을 획득하고 비교, 분석하기 위해서는 여러 가지 제약이 따르게 된다. 따라서 본 연구에서는 제안된 편광 영상장치에서, 2차 선형편광필터를 시스템과 독립적으로 설계하여 0°부터90°까지 선형적으로 회전이 가능하도록 제작하였다. 이로써 피부주름 측정실험과 치석측정 실험에서 45° 편광 영상을 이용하여 일반영상을 대체할 수 있었고, 기존 일반영상 획득 시 시스템 조작에 의한 오차를 최소화 할 수 있었다. 또한 비교적 표면 반사가 높은 치석측정 실험에서는 단일 시스템에서 2차 선형편광필터를 미세조정하여 편광각에 따른 다양한 영상을 획득할 수 있었다. 표1에 나타난 바와 같이 편광각을 미세 조정하여 편광각 89°에서 치아의 표면반사가 최소화된 영상을 획득할 수 있었다. 이는 고정된 광원과 영상장치에 비해 유동하는 피검자와 피검자의 치아굴곡에 의해 초기 편광성분이 변하여 생기는 현상이다. 다시 말해, 유동하는 피검자와 피검자의 치아굴곡 면에 따라 치아의 각 지점에서 광원의 입사각이 변하게 되어 반사에 의한 편광에 의해 초기 편광성분이 무작위로 변하게 된다. 따라서 치아 표면에서 초기선형편광성분을 잃은 빛으로 인해 완전한 교차편광(90°)에서 표면반사가 최소화 되지 않는다. 즉, 무작위로 변하는 치아표면의 선형편광성분을 효과적으로 차단하기 위해서는 고정된 교차편광보다는 미세조정이 가능한 2차 선형편광이 효과적이라 할 수 있다.

본 연구에서는 기존의 편광 영상시스템의 구조적 제한사항을 보완해 가변 편광과 다중거리 평행광 발생광원에 기반을 둔 범용 의료 영상진단을 위한영상장치를 개발하였다. 또한 피부주름 측정과 치석측정 실험을 통하여 제안된 영상장치의 범용성을 증명하였다. 현재, 제안된 영상장치를 이용하여 획득된 피부주름 특성이 강조된 영상과 치아의 치석영상을 이용하여 정확도가 향상된 피부주름과 치석의 정량화 연구 중에 있다.

표 1. 편광각에 따른 치석밀도.

Table 1. Dental plaque density depending on polarization angles.

편광각(°)	90°	89°	88°	87°	86°
치석밀도(%)	3.02	3.86	2.80	2.97	2.88

치석밀도(%) = (치석의 픽셀 수 / 총 픽셀 수(62500)) × 100

### 참고문헌

- [1] R.R. Anderson, "Polarized light examination and photography of the skin," *Arch Dermatol.*, vol. 127, no. 3, pp.1000-1005, 1991.
- [2] W. Abramovits and L.C. Stevenson, "Changing paradigms in dermatology: new ways to examine the skin using noninvasive imaging methods," *Clin Dermatol.*, vol. 21, no. 5, pp.353-8, 2003.
- [3] A.A. Marghoob, L.D. Swindle, C.Z. Moricz, F.A. Sanchez Negron, B. Slue, A.C. Halpern and A.W. Kopf, "Instruments and new technologies for the in vivo diagnosis of melanoma," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 49, no. 5, pp.777-97, 2003.
- [4] Nikiforos Kollias. *Bioengineering of the Skin: Skin Surface Imaging and Analysis*, N.Y, U.S: CRC Press, 1997, pp. 95-104.
- [5] J. Philp, N.J. carter and C.P. Lenn, "Improved optical discrimination of skin with polarized light," *J. Soc. Cosmet. Chem.*, vol. 39, pp.121-132, 1988.
- [6] R.R. Anderson, J. Hu and J.A. Parrish, "Optical radiation transfer in the human skin and applications in *in vivo* remittance spectroscopy," *In Proc. Symposium on Bioengineering and the Skin*, Marks, R., Payne, P.A., Eds., MTP Press Ltd., Lancaster, England, 1979, pp.253.
- [7] S.L. Jacques, J.R. Roman and K. Lee, "Imaging superficial tissues with polarized light," *Lasers Surg Med.*, vol. 26, no. 2, pp.119-129, 2000.
- [8] S.P. Morgan and I.M. Stockford, "Surface-reflection elimination in polarization imaging of superficial tissue," *Opt. Lett.*, vol. 28, no. 2, pp.144-6, 2003.
- [9] A.J. Robertson and K.J. Toumba, "Cross-polarized photography in the study of enamel defects in dental paediatrics," *J. Audiov. Media. Med.*, vol. 22, no. 2 pp.63-70, 1999.
- [10] P. Arrazola, N.A. Mullani and W. Abramovits, "DermLite II: An innovative portable instrument for dermoscopy without the need of immersion fluids," *Skinmed.*, vol. 4, no. 2, pp.78-83, 2005.
- [11] C.P. Adams, *Dental Photography*, John Wright & Sons Ltd. 1968.
- [12] J.A. Muccini, N. Kollias, S.B. Phillips, R.R. Anderson, A.J. Sober, M.J. Stiller and L.A. Drake, "Polarized light photography in the evaluation of photoaging," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 33(5 pt 1), pp.765-9, 1995.
- [13] J.L. Lévêque, "EEMCO guidance for the assessment of skin topography," *J. Eur. Acad. Dermatol.*, vol. 12, no. 2, pp.109-114, 1999.
- [14] R.N. Smith, A. Rawlinson, D.L. Lath and A.H. Brook, "A digital SLR or intra-oral camera: preference for acquisition within an image analysis system for measurement of disclosed dental plaque area within clinical trials," *J. Periodontal Res.*, vol. 46, no. 1, pp.55-61, 2006.