

투과 광을 이용한 치아 균열 진단기 개발

양정수^{1,2,a}, 서호기², 이준석², 최금연², 조진형³

¹ 한국생산기술연구원 중소기업기술인력지원단

² (주)링크옵틱스 부설연구소

³ 전남대학교 치의학전문대학원

Development of Diagnostic Device for the Tooth Crack Using Transmitted Light

Jeong Su Yang^{1,2,a}, Hyo-Gi Seo², Joon-Seok Lee², Keum Yeon Choi², and Jin-Hyoung Cho³

¹ Technology Service Division for SMEs, Korea Institute of Industrial Technology, Cheonan 31056, Korea

² Research Institute, Linkoptics Cooperation, Gwangju 61009, Korea

³ Department of Orthodontics, Chonnam National University, Gwangju 61186, Korea

(Received February 24, 2016; Revised March 27, 2016; Accepted March 28, 2016)

Abstract: In order to acquire clear images capable of diagnosing cracked tooth by light transmission, the optical properties of LED light source were examined. Based on the results, the prototype which basically consisted of LED light source, bandpass filter and commercial compact camera module was designed and manufactured. The wavelength and optical power of the LED in the prototype were 850 nm and 7 mW/Sr, respectively. In evaluation of the prototype using microscope, the observation of the crack with width of above 17 μm was possible. In addition, image analysis to obtain shape information on the observed tooth cracks was carried out.

Keywords: Tooth crack, Diagnosis, Light transmission, Image analysis

1. 서론

의료기술의 발달에 따른 현대인의 평균 수명의 연장
 과 심미에 대한 욕구는 오랜 기간 동안 치아를 유지할
 필요를 요구하고 있어, 구강 건강에 대한 관심이 증대
 되고 있다. 주요 구강검사 항목으로는 치아 우식증과
 치아 균열을 들 수 있으며, 치아 균열은 1950년대 이
 후 Cameron, Gibbs가 치아 균열 증후군을 언급한 이
 후로 이에 대한 관심이 증가하고 있고 치아 보존 기간

이 길어지게 됨에 따라 발생 또한 증가 추세에 있다
 [1-3]. 치아의 균열은 저작 운동, 온도 자극 시 치아의
 통증을 호소하는 환자에게서 자주 발견되는 질환으로
 저작 과정중의 갑작스러운 사고, 기존 수복물, 이 악물
 기(clenching), 치아의 누적 피로나 마모 등과 같은 다
 양한 요인에 의해 발생하는 것으로 알려져 있다 [4].
 치아 균열의 방치는 치아의 쪼개짐과 치아 뿌리까지의
 균열 진행 발생 등으로 인해 발치해야 할 상황을 초래
 할 수 있으므로, 균열의 조기 진단과 진행 정도의 예
 의 주시가 필요하다. 치아의 균열의 진단은 대부분 육
 안 검사로 이루어져 밀리미터 크기의 균열은 식별이
 가능하나 초기 미세 균열의 경우는 식별이 불가능하며,
 필요시 추가적인 방사선 검사를 필요로 하기도 한다.

가장 정확한 균열 진단법은 보조기구를 활용한 직접

a. Corresponding author; js_yang@kitech.re.kr

관찰법으로 광투과 방법(transillumination)을 이용한 진단법과 iodine, methylene blue, gentian violet dye를 이용한 염색법이 주로 이용되고 있으며 [5], 균열 오인 가능성 및 치아 균열의 예후에 영향을 미치는 주요 인자인 균열의 위치와 방향, 크기 확인 필요성을 고려할 때, 광 투과 방식이 선호되고 있으나 치아의 균열을 측정할 수 있는 상용화된 제품은 없는 것으로 파악되고 있다. 또한, 인터넷의 발달에 따른 환자의 다양한 의료 정보와 질환에 대한 상세 설명에 대한 요구는 치과의사와 환자 사이의 적극적 의사소통을 더욱 필요로 하고 있으며, 이러한 변화 요구를 충족시키기 위해 장비 활용을 통한 객관적인 자료를 제시하는 것이 중요해 지고 있다.

본 연구에서는 광투과 방법을 기반으로 보조적 진단 활용 용이성과 경제성을 확보할 수 있도록 상용화된 발광 다이오드(light emitting diode) 광원과 소형 카메라 모듈을 이용하여 치아의 균열 이미지 획득이 가능한 기기를 설계 제작하고, 검출 가능한 균열의 크기 분석을 통해 성능을 평가하였다. 또한, 치아 균열 이미지 분석을 통해 균열 형태의 실시간 진단을 가능하게 하였다.

2. 실험 방법

2.1 치아 시료 제작

광 투과 방법을 이용한 치아 균열 측정을 연구하기 위해 투과 광의 파장에 따른 치아 균열 이미지 측정 및 크기 분석이 용이하도록 인간의 치아 중 비교적 치아의 두께가 얇은 인간의 절치를 사용하여, 인위적인 치아 건조 방법으로 미세 균열이 형성된 치아 시료를 제작하였다.

그림 1은 제작된 시료 중 광 투과 이미지 획득 실험에 사용된 인간의 절치 시편이다.

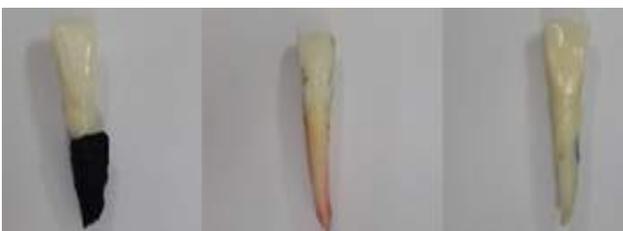


Fig. 1. Incisor teeth samples.

2.2 치아 균열 이미지 측정

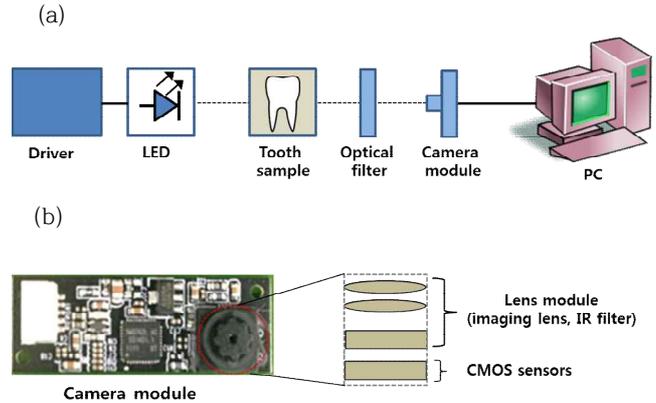


Fig. 2. (a) Schematics of image measurement system and (b) compact camera module.

균열이 형성되도록 제작된 치아 시료의 투과광 이미지 획득을 위해, 그림 2(a)와 같이 LED 투과 광원과 구동 회로로 이루어진 광원부, 시료부, 밴드 패스 필터와 소형 카메라를 이용한 이미지 취득부로 측정 장치를 구성하였다. LED 구동회로는 PWM (pulse width modulation) 제어를 통해 pulse의 duty를 조절하여 LED 광원의 출력 조절이 가능하도록 자체 제작하였다. 시료부는 치아 시료를 투과하는 투과광에 의한 이미지 취득을 위해 시료 이외의 부분을 투과하는 광이 차폐되도록 하였다. 투과광에 의한 시료의 이미지 획득은 2 mega pixel의 CMOS (complementary metal oxide semiconductor) 이미지 센서모듈, 이미지 렌즈와 IR output 필터로 구성된 렌즈모듈로 구성된 그림 2(b)에 보여지는 상업용 소형 카메라 모듈을 이용하였고 측정 이미지가 컴퓨터에 디스플레이 되도록 하였다.

백색, 450 nm, 850 nm 파장의 LED 광원을 이용하여 광원에 의해 여기되는 형광 이미지와 투과광 이미지를 각각 측정하여 그림 3에 나타내었다. 백색과 450 nm 파장의 LED 광원을 이용한 이미지 측정은 중심파장 520 nm, FWHM (full width half maximum) 36 nm의 밴드패스 필터를 사용하였다. 850 nm 파장의 LED 광원을 이용한 이미지 측정은 중심파장 852 nm, FWHM 10 nm 밴드패스 필터를 사용하였으며, 그림 2(b)의 소형 카메라의 렌즈 모듈 내에 IR 필터를 제거하여 측정하였다. 치아는 가시광이 조사되는 경우 치아에서 형광이 발생한다 [6].

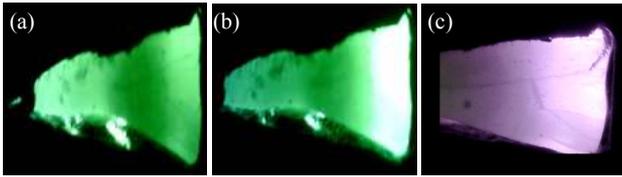


Fig. 3. Images of cracked tooth sample by LED light source at different wavelengths. (a) White, (b) 450 nm, and (c) 850 nm.

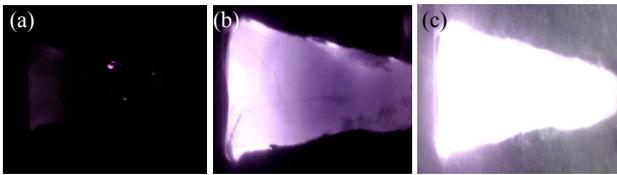


Fig. 4. Tooth crack images depending on optical power of LED at a wavelength of 850 nm.

그림 3에서 (a)와 (b)의 측정 이미지는 투과하는 가시광에 의해 여기된 치아의 형광 이미지이고, (c)는 근적외선에 의한 치아의 투과 이미지이다. 그림 3으로부터 근적외선 광원을 이용한 투과 이미지가 치아의 균열 관찰에 효과적임을 알 수 있었다.

그림 4는 850 nm 파장의 근적외선 LED 광원의 출력에 따른 치아 균열 관찰의 영향을 조사하기 위하여 측정된 치아의 투과 이미지로서, 이미지 측정에 사용된 광원의 출력은 그림 4(a), 그림 4(b), 그림 4(c)의 순으로 크게 하였다. 치아 시료의 투과 광 경로가 일정하지 않으므로 이에 기인하는 투과광의 세기가 CMOS 이미지 센서의 감도에 영향을 주게 되므로 영상을 인지를 위한 대비를 위해 적절한 투과 광원의 출력이 결정되어야 함을 알 수 있었으며, 균열이 선명하게 관측되는 투과 이미지 (b)의 측정에 사용된 광원의 출력은 7 mW/Sr이었다.

3. 결과 및 고찰

3.1 치아 균열 측정기기 제작 및 성능평가

850 nm 파장의 LED 투과 광원, 밴드 패스 필터, 상업용 소형 카메라를 이용한 치아 균열 진단기기를 설

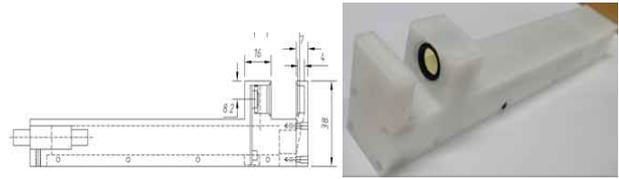


Fig. 5. Prototype for measurement of cracked tooth.

Table 1. Size analysis of the cracked tooth.

Measurement		Crack size
Prototype	Hitachi社 TM-1000	
(a)	 (× 1,000)	width : 16.6 ~ 24.8 μm
(b)	 (× 300, × 60)	width : 80.8 ~ 89.8 μm length : 1.31 mm
(c)	 (× 40)	length : 1.07 ~ 2.48 mm

계 제작하여 그림 5에 나타내었다. 제작된 기기의 광원의 출력은 7 mW/Sr이 되도록 하였다. 기기를 작동하기 위한 전원은 PC의 USB 인터페이스를 이용하여 기기가 작동할 수 있도록 설계 제작하였다. 제작된 기기의 치아 균열의 검출 성능을 비교 평가하기 위하여 Hitachi社의 TM-1000 현미경을 이용하였다.

표 1은 제작된 투과광 치아 이미지 측정기기를 이용하여 획득한 이미지 (a), (b), (c)에서 치아의 균열이 확인된 영역(원형 점선 내부)을 현미경을 이용하여 균열의 폭과 길이를 측정 분석한 결과이다. 분석 결과 약 17 μm 이상의 균열 폭과 1 mm 이상의 균열 길이를 갖는 치아 균열의 이미지 확인이 가능함을 알 수 있었다.

3.2 치아 균열 이미지 분석 알고리즘 개발

치아 균열에 대한 병리학적 판단의 보조를 위해, 제작된 치아 균열 측정기기를 통해 획득한 이미지 정보로부터 균열의 길이, 폭, 면적에 대한 형태학적 정보를 얻을 수 있도록 그림 6와 그림 7에 치아 균열 이미지 영상 분석 알고리즘과 분석 결과를 도시하였다. 그림 7(a)는 측정기기를 통해 취득된 치아 균열 이미지, 그림 7(b)는 윤곽선 내부 제거, 그림 7(c)는 추출된 균열 영역, 그림 7(d)는 균열 영역의 분석 결과이다. 크기 정보는 획득한 이미지로부터 단위 픽셀의 길이 정보를 이용하여 계산이 가능하였다.

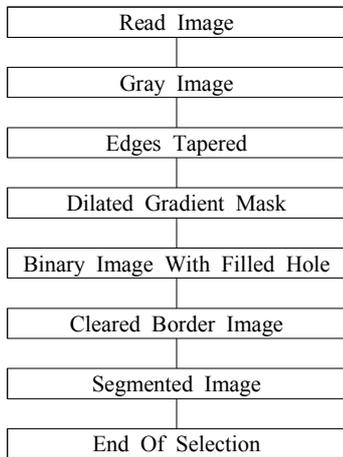


Fig. 6. Image analysis procedures for cracked tooth image.

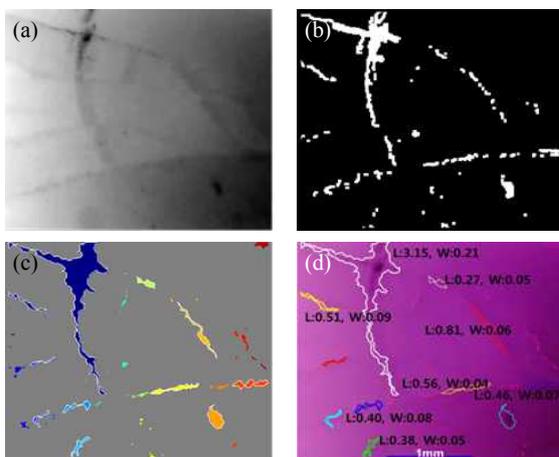


Fig. 7. Selected Image-analysis results. (a) crack image, (b) binary image with filled holes, (c) segmented image, and (d) calculated crack parameters. (L: length, W: width, unit: mm)

4. 결론

본 연구에서는 상업용 LED 광원, 밴드패스 필터, 소형 카메라 모듈을 이용하여 광투과 방법을 기반으로 한 치아 균열 진단기기를 설계, 제작하고 성능을 평가하였다. 제작된 기기는 PC의 USB 인터페이스를 통해 구동이 되도록 하였으며, 사용된 LED 광원의 출력과 파장은 각각 7 mW/Sr와 850 nm이고, 852 nm 중심 파장의 밴드패스 필터와 근적외선 투과 이미지 획득용으로 개조된 CMOS 기반의 상업용 소형 카메라 모듈이 사용되었다. 제작된 기기를 이용하여 17 μ m 이상의 폭과 1 mm 이상의 길이를 갖는 치아의 균열 진단이 가능하였고, 이미지 센서의 단위 픽셀과 획득한 영상의 이미지 분석을 통해 치아 균열의 형태학적 실시간 분석 및 확인이 가능하였다.

본 연구에서 제작된 치아 균열 광 진단기기는 치아 균열의 병리학적 보조 진단이 가능한 치아 균열 광 진단기로서 활용 및 보급이 가능할 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 산업통상자원부와 한국산업기술진흥원의 지역특화육성사업으로 수행된 연구 결과입니다.

REFERENCES

- [1] C. E. Cameron, *J. Am. Dent. Assoc.*, **93**, 971 (1976).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.1976.0034>]
- [2] J. W. Gibbs and *D. Digest.*, **60**, 158 (1974).
- [3] E. Denis and I.I.I. Simon, *AAE Newsletter Fall/winter* (1997).
- [4] W. R. Cho, D. G. Kim, C. J. Park, and L. R. Cho, *J. Dent. Rehabil. Appl. Sci.*, **27**, 305 (2011).
- [5] D. J. Clark, C. G. Sheets, and J. M. Paquette, *J. Esthet Restor Dent*, **15**, 391 (2003).
- [6] M. Danijela, T. Zrinka, M. Snezana, M. Zlatko, P. Lana, and P. Goran, *Acta Stomatologica Croatica*, **44**, 232 (2010).
[DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00963.x>]