

## DIFOTI 영상 최적화를 위한 광량에 대한 연구

김종빈 · 김종수 · 유승훈 · 김용기\*

단국대학교 치과대학 소아치과학교실, \*가온치과병원

### 국문초록

기존 DIFOTI 시스템의 문제점 중 디지털 영상 처리의 개선을 위하여 light emitting diode(LED)를 광원으로 사용하여 prototype DIFOTI 시스템을 개발하였다. 효율적이고 우수한 화질을 제공 할 수 있는 광량을 산출하기 위해 1일부터 20일까지 유치 법랑질을 Carbopol 907 인공 우식 용액을 사용하여 탈회시키고 실험 기간에 따른 법랑질 탈회 정도를 기존의 DIFOTI™ 시스템과 영상 분석을 통해 비교 평가하였으며, 탈회 정도에 대한 gold standard로 사용된 편광 현미경 소견과 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 탈회 기간에 따라 두 시스템 모두 탈회 법랑질의 광도가 감소하는 양상을 보였다.
2. 정상 및 탈회 법랑질간의 광도의 차이는 DIFOTI™ 시스템이 prototype DIFOTI 시스템보다 더 큰 값을 보였다.
3. 편광현미경 관찰 소견과 비교해 볼 때, DIFOTI™ 시스템은 병소 깊이와 매우 유사한 변화 양상을 보여준 반면, prototype DIFOTI 시스템은 병소 깊이의 변화를 충분히 반영하지 못하였다.

보다 우수한 영상을 얻기 위해서는 광량의 최적화 과정과 함께 디지털 카메라의 조리개 조절도 병행되어야 할 것으로 판단되며, 이러한 단점은 소프트웨어적인 보완을 통해 개선될 수 있을 것으로 사료된다.

**주요어** : Fiber-optic trans-illumination, 법랑질 우식증, 조기 우식 진단 장비, 편광 현미경

### I. 서 론

치아우식증은 전 세계적으로 감소하고 있는 추세이며, 이로 인해 새로운 임상 치의학 분야의 개발이 필요한 시점이다<sup>1)</sup>. 특히 과거의 침습적 시술 방식에서 비침습적 시술 방식의 전환은 미래 지향적인 측면에서 적극 고려되어야 할 분야이다.

이미 수십 년 전부터 의학 분야에서는 빛을 조직에 투과시켜 조직의 상태를 평가하는 광투사법이 널리 사용되어져 오고 있다<sup>2-4)</sup>. 치의학 분야에서는 1970년 Friedman과 Marcus<sup>5)</sup>가 광투사법의 원리를 구강 질환의 진단에 처음 시도한 것이 치의학 분야에서 시초라 할 수 있는데, 광섬유를 이용하여 빛의 조사 위치를 자유자재로 조절할 수 있도록 장비를 개발하여 치아우식증 및 치주 질환 등의 구강 질환 진단에 매우 유용한 장비라고 보고하였다. 광섬유를 사용하였기 때문에 이 시스템을 Fiber-optic trans-illumination(광섬유 투사법, FOTI)이라 명명하였다. FOTI는 정상 조직과 비정상 조직 간의 광투과도(index of light transmission)의 차이를 이용한 것으로, 정상

조직과 치아우식증이나 치석, 수복물 등은 광투과도에 있어 확연한 차이를 보여주게 되며, 이 외에도 염증 삼출물이나 치주 조직의 진단에 매우 유용하게 사용될 수 있다<sup>5)</sup>.

FOTI의 개발 당시에는 방사능 노출의 위험을 감소시키는 대안으로 제시되었기 때문에 주로 교익방사선 사진을 대체할 수 있는지에 관심을 가지게 되었다. 교익 방사선 사진에 대한 FOTI의 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity)를 평가한 연구들을 살펴보면, 우식이 진행된 인접면 법랑질 우식증의 교익사진에 대한 FOTI의 진단 능력은 비교적 우수한 것으로 평가되었다<sup>6,7)</sup>.

1997년 Keem과 Elbaum<sup>8)</sup>, Schneiderman 등<sup>9)</sup>은 기존 FOTI 시스템이 아날로그 방식이기 때문에 영상 처리와 저장에 한계가 있음을 알고 컴퓨터와 디지털 카메라를 시용한 디지털 방식의 DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템을 소개하였다.

또한 FOTI 장비들의 문제점을 개선하기 위해서는 작은 크기의 우식 병소나 와동이 형성되지 않은 초기 우식증에 대한 우수한 진단 능력이 선결 과제이다. 이를 위해서는 높은 해상도와

교신저자 : 김 종 수

충남 천안시 안서동 산 29 / 단국대학교 치과대학 소아치과학교실 / 041-550-1935 / jskim@dku.edu

원고접수일: 2009년 09월 15일 / 원고최종수정일: 2009년 11월 30일 / 원고채택일: 2009년 12월 30일

선명한 명암 대비를 가진 영상 획득이 요구된다. 우수한 영상은 광원과 디지털 카메라의 최적의 촬영 환경 하에서 얻어 질 수 있으므로, 최적의 촬영 조건을 얻는 것이 매우 중요하다<sup>10)</sup>.

저자는 기존 DIFOTI 시스템의 한계라 할 수 있는 부피와 무게, 고열을 발생하는 광원과 아날로그 카메라를 사용함으로써 생기는 호환성 문제 등을 개선하고자 디지털 카메라와 light emitting diode(LED)를 광원으로 한 새로운 시스템을 개발하고, 광원과 디지털 카메라의 최적화된 설정 값을 얻고자 본 연구를 시행하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

#### (1) DIFOTI 시스템

본 연구에서는 이미 개발되어 임상에서 활용되고 있는 DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템을 대조군으로 선정하였고, 단국대학교 치과대학 소아치과학교실에서 개발중인 prototype 모델을 실험군으로 사용하였다.

DIFOTI™ 시스템은 50 와트 아크 램프를 광원으로 사용하였으며, 장착되어 있는 카메라의 해상도는 가로 640개, 세로 480개의 점으로 이루어진 흑백 아날로그 영상이다. 각각의 점의 단위를 픽셀(pixel)이라고 하며, 일반적으로 640 × 480 픽셀로 표기한다. 카메라를 통해 얻어진 영상은 컴퓨터 모니터에 실시간으로 출력되며, 아날로그 영상은 프레임 그래버 인터페이스(frame grabber interface)를 통해서 컴퓨터 저장 장치에 8 bit 흑백 디지털 영상으로 저장된다. 영상의 저장과 검토 기능은 함께 제공되는 환자 관리용 프로그램에서 제공된다. 저장된 영상 파일의 형식은 Bitmap (BMP, Microsoft, USA) 형식을 사용한다. BMP 파일 형식은 주로 마이크로소프트사의 윈도우즈 환경에서 널리 사용되는 것으로, 화질의 무손실이 장점이지만, 파일 용량이 크다는 단점으로 최근에는 그 사용 빈도가 줄어들고 있는 추세이다.

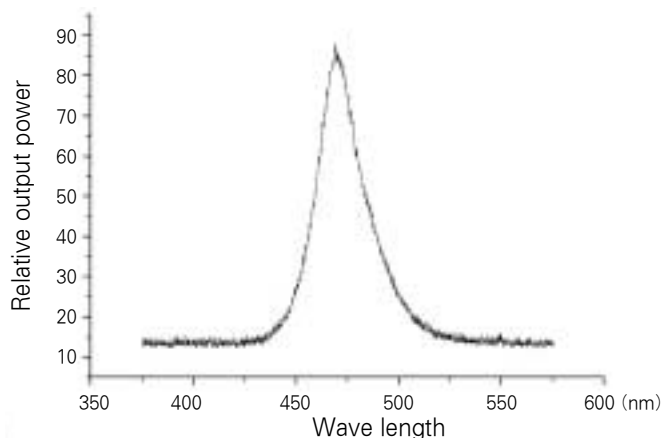


Fig. 1. Wave length of LED.

Prototype DIFOTI 시스템에 사용된 광원은 470 nm 파장의 청색광을 방출하는 1 와트 밝기의 LED 4개로 구성되어 있다.

Fig. 1은 본 연구에서 사용된 LED로부터 방출되는 광원의 파장 스펙트럼을 나타낸 선 그래프로써 약 470 nm에서 최대 방출량을 보이고 있다.

#### (2) 대상 치아

치아 수거는 미리 제조한 0.1% thymol 500 ml 용액을 밀폐 용기에 담아 배포하고, 유치를 발거 즉시 0.1% thymol 용액에 수집하도록 한 다음 30일 후 일제히 수거하였다. 수거된 유치는 24시간동안 흐르는 물에 담가 혈액이나 잔류물을 세척하고, 치아우식증이 없고 균열이나 변색이 없는 치아들을 선별하였다.

치관 및 치근에 표면에 묻어 있는 이물질은 스케일러로 제거한 후 불소가 포함되지 않은 퍼미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버 컵을 사용하여 치면세마를 시행하고 0.1% thymol에 실험 전까지 보관하였다.

### 2. 연구 방법

#### (1) 대상 치아 준비

선별되어 보관된 유치 중 구조적 결함이 없는 치아 60개를 선택하여 실험 계획에 따라 무작위로 배분한 후 처음 1주일간은 매일 5개씩, 이후 9일, 11일, 15일, 18일 그리고 20일 5개씩 무작위로 배정하였다.

#### (2) 탈회 용액의 제조

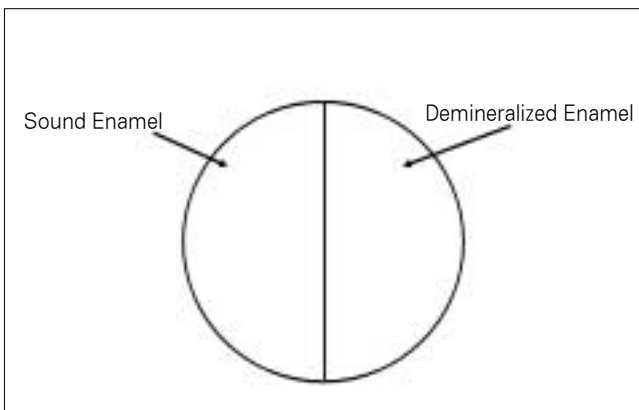
탈회 용액은 1987년 White<sup>11)</sup>의 방법에 따라 0.1 mol의 젯산과 0.2% Carbopol 907(Noveon Inc., Ohio, USA) 그리고 50%로 농축한 수산화인회석을 추가한 후 수산화나트륨으로 pH 5.0을 유지하도록 점적하면서 탈회 용액 1 l를 제조하였다.



Fig. 2. Enamel chips by core drill.

**Table 1.** Sample distribution

| Experiment Period(day) | No. of Specimens |
|------------------------|------------------|
| 1                      | 5                |
| 2                      | 5                |
| 3                      | 5                |
| 4                      | 5                |
| 5                      | 5                |
| 6                      | 5                |
| 7                      | 5                |
| 9                      | 5                |
| 11                     | 5                |
| 15                     | 5                |
| 18                     | 5                |
| 20                     | 5                |



**Fig. 3.** Diagram of enamel core.

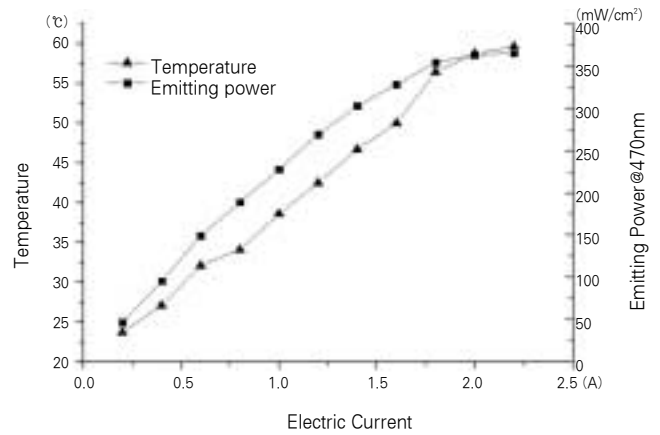
(3) 법랑질 시편 채취

지름 3 mm의 hollow core drill(Continental Diamond Tool Corp., USA)을 사용하여 법랑질 표면에 수직이 되도록 접근시키고 주수 하에서 작동시켜 1.5 mm이상의 상아질이 포함된 법랑질 시편을 채취하였다.

채취된 법랑질 시편은 지름 9 mm의 레진 봉(polymethyl-methacrylate resin rod)에 지름 4 mm, 깊이 10 mm의 구멍을 뚫고 자가 중합형 의치상 이장재인 Dura base(Reliance, USA)를 사용하여 고정시켰다.

고정된 시편의 법랑질 표면은 #100 silicate carbide paper로 100 μm 정도 연마하여 각 시편간의 표면 조성의 차이를 최소화하도록 하였다. 10배 광학 돋보기 하에서 관찰하여 균열이나 상아질의 노출이 발견된 시편은 제외시켰다. 이후 #600, #1200 그리고 #2400 silicate carbide paper로 활택 연마하였고, 9 μm silicate carbide paper로 최종 연마하였다.

최종 활택이 끝난 모든 시편은 다시 실체 현미경(Nicon, Japan)으로 관찰하여 균열이나 상아질이 노출된 시편은 선별하여 제외시켰다. 탈이온수가 담긴 용기에 활택된 법랑질 표면을 보호하기 위해 용기 바닥에 거즈를 깔고 습윤 하에 보관하였다.



**Fig. 4.** Temperature and emitting power by current change of LED.

법랑질 표면을 이등분하여 한쪽 면을 불소가 포함되어 있지 않은 네일 바니쉬로 도포하여 자연치 상태를 그대로 유지하도록 하였으며, 이것을 대조군으로 사용하였다. 나머지 반쪽 면을 실험군으로 설정하고 실험 계획에 따라 탈회 과정을 진행하였다(Fig. 3).

법랑질 탈회를 위해 플라스틱 용기 바닥에 거즈를 깔고 탈회 용액을 50 ml 채운 후 항온기에 넣고, 37°C로 설정하고 24시간 방치하여 탈회 용액이 37°C가 되도록 하였다.

법랑질 표면이 탈회 용액에 충분히 담기도록 용기 바닥을 향하도록 법랑질 시편을 용기에 넣고 1주일간 매일 5개씩의 시편을 탈회 용액으로부터 제거한 후 탈이온수로 세척 후 100% 습윤 상태에서 보관하였다. 7일이후부터는 9일, 11일, 15일, 18일 그리고 20일에 동일한 방법으로 법랑질 시편을 탈회 용액으로부터 꺼내었다. 탈회 기간 동안 매일 1회씩 용기를 흔들어 주었다.

(4) DIFOTI 영상 촬영

탈회가 완료된 시편들은 각각 DIFOTI™ 시스템과 prototype DIFOTI 시스템을 사용하여 법랑질 시편의 표면을 촬영하였다.

DIFOTI™ 시스템은 소아치과 진료실에서 형광등 하에서 시스템에 정해져 있는 설정값을 그대로 적용하였으며, 사용된 마우스 피스(mouth piece)는 구치부용을 사용하였다. 준비된 시편을 1일군부터 20일군까지 같은 날 촬영하여 장비의 편차를 최소화하였다. DIFOTI™ 시스템으로 촬영된 영상은 640 × 480 픽셀의 8 bit 흑백 BMP 파일이었으며, 파일 용량은 301 KB 였다.

Prototype DIFOTI 시스템의 경우 DIFOTI™ 시스템과 마찬가지로 모든 실험군을 같은 날 촬영하였으며, 실험실에서 형광등 하에서 진행하였다. 가변 DC 전압기(UP-3003D, Unicorn, USA)를 사용하여 LED에 가해지는 전류를 실험 계획에 따라 설정하였다.

전류에 따라 LED의 광량이 다르게 나타났으며, 그 측정 결과값은 Fig. 4에 선 그래프로 나타내었다.

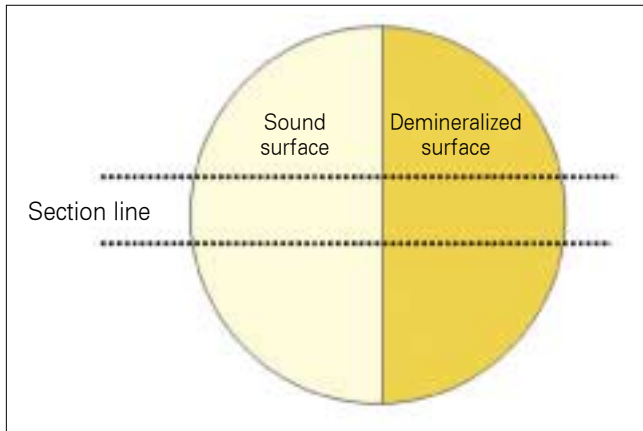


Fig. 5. Sample sectioning.

전류가 증가함에 따라 광량이 증가하며, 2.0 A 전류에서 최대 광량을 내었다.

Pilot test에서 0.2 A, 0.5 A, 1.0 A, 1.5 A 그리고 2.0 A 전류 하에서 영상 촬영 결과 1.0 V 이내에서 비교적 정상 및 탈회 법랑질의 대비가 잘 나타나는 것을 확인하고 촬영 조건을 0.2 A, 0.4 A, 0.6 A 그리고 0.8 A로 설정하였다. Prototype DIFOTI 시스템으로 촬영한 영상은 640 × 480 픽셀의 16 bit 컬러 JPEG 파일이었고, 용량은 150~200 KB 정도였다.

(5) DIFOTI 영상 분석

촬영된 영상은 영상 분석 프로그램(Able image analyzer, USA)을 사용하여 정상 법랑질과 탈회 법랑질에 대한 광도(luminosity)에 대한 선분석을 시행하였다. 선분석은 각 시편의 특성을 가장 잘 반영한 부위를 선정하여 시행하였다.

선분석 결과값을 정상 법랑질 부위와 탈회 법랑질 부위로 나누고 해당 부위의 값을 광량으로 하여 정상 법랑질에서 탈회 법랑질의 값을 빼서 변화량을 산출하였다.

$$\Delta L = LS - LD$$

LS는 정상 법랑질의 광도를 LD는 탈회 법랑질의 광도를 나타내며, ΔL은 정상 법랑질과 탈회 법랑질의 광도의 차이를 나타낸다.

(6) 편광 현미경 관찰

각 시편에 대한 gold standard를 얻기 위하여 편광 현미경 관찰과 편광 이미지에 대한 병소 깊이를 시행하였다.

편광 현미경 시편을 제작하기 위하여 DIFOTI 영상 촬영이 끝난 시편을 고속 절단기를 이용하여 정상 및 탈회 법랑질이 포함되도록 Fig. 5와 같이 절단하였다.

절단된 시편의 한 쪽면을 #600, #1200, #2400 grit silicate carbide paper로 활택 연마하면서 평행을 맞춘 후 9 μm silicate carbide paper로 최종 연마하였다. 최종 연마가 끝난 시편을 슬라이드 글라스 위에 고정하고 반대쪽 면도 동일한 방법으로 활택 연마하여 편광현미경 관찰용 시편을 제작하였다.

준비된 시편을 디지털 편광 현미경의 스테이지에 올려놓고 물을 한 방울 떨어 뜨린 후 스테이지를 돌려 정상 및 탈회 법랑질의 이미지가 가장 잘 보이는 각도에서 디지털 영상을 촬영을 시행하여 1600 × 1200 픽셀, 24bit 컬러 이미지 파일을 얻었다. 각 이미지 파일의 용량은 130~350 KB 정도였다.

촬영된 이미지를 영상 분석 프로그램을 사용하여 탈회 기간 별로 병소 깊이를 측정하였다.

Ⅲ. 연구 결과

1. 탈회 기간에 따른 DIFOTI 영상 평가

DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템과 prototype DIFOTI 시스템을 사용하여 1일부터 20일간 탈회시킨 후 각 시편에 대해 두 시스템으로 촬영한 영상을 Fig. 6에서 Fig. 20에 나타내었다.

DIFOTI™ 시스템으로 탈회 1일군부터 4일군까지의 영상을 촬영한 결과 정상 및 탈회 법랑질간의 변화를 관찰하기 어려웠다(Fig. 6).

5일군부터 9일군까지의 DIFOTI™ 시스템 영상으로 정상 법랑질에 비해 탈회 법랑질이 점점 어둡게 나타나기 시작하였다(Fig. 7).

11일군부터 20일군까지의 DIFOTI™ 시스템 영상에서 정상 법랑질에 비해 탈회 법랑질의 대비가 뚜렷해지고 탈회 법랑질의 탈회 범위가 확대되었다(Fig. 8).

Prototype DIFOTI 시스템으로 촬영한 탈회 1일군 영상에서 0.2 A, 0.4 A, 0.6 A 그리고 0.8 A에서 촬영된 영상들에서 탈회 법랑질의 변화 양상은 관찰되지 않았다(Fig. 9). 동일 조건으로 촬영한 탈회 2일군 영상에서도 1일군과 마찬가지로 탈회 법랑질의 변화 양상은 관찰되지 않았다(Fig. 10). 이후 4일군까지도 법랑질의 탈회 양상의 변화를 관찰하기는 어려웠다(Fig. 11, 12). 5일군부터 20일군까지의 prototype DIFOTI 시스템의 촬영 영상에서 시간이 지남에 따라 탈회 부위의 광도가 감소하는 양상을 관찰할 수 있었다(Fig. 13-20).

DIFOTI 시스템에서 얻은 이미지에 대한 영상 분석을 통해서 정상 및 탈회 법랑질에 대한 광도의 선분석 결과를 Table 2에 나타내었다.

DIFOTI™ 시스템의 1일군 변화 양상은 0.9 ± 11.3 으로 나타나 매우 미미한 반면, 탈회 기간이 5일이 경과한 경우 23.9 ± 3.7으로 나타나 영상에서의 변화를 인지할 수 있다. 즉 광도의 변화가 20이상은 되어야 모니터 상에서 육안으로 식별할 수 있을 것이라고 판단된다. 이를 바탕으로 비교해 보면, 0.2 A 조건하에는 20일이 경과되어야, 0.4 A에서는 15일, 그리고 0.6 A와 0.8 A에서는 9일 경과 후에 그 변화 양상을 인식할 수 있게 되었다(Table 2).

탈회 기간에 대한 정상 법랑질과 탈회 법랑질의 광도 차이의 변화 양상을 살펴보면, DIFOTI™시스템으로 촬영한 영상에서 탈회 기간에 따라 광도 차이가 증가하고 있는 양상을 보여 주고

있으며, prototype DIFOTI 시스템으로 촬영한 영상에서는 DIFOTI™시스템의 변화 양상보다는 다소 적게 나타났다(Fig. 21).

범랑질 탈회 시편에 대한 편광 현미경 관찰 조건을 살펴보면, 탈회 기간이 증가할수록 병소의 경계부와 깊이가 증가하는 양상을 보여 주었다(Fig. 22-24).

탈회 기간에 따른 범랑질 시편의 병소 깊이 변화 양상을 살펴보면, 탈회 시작부터 4일까지는 병소 깊이가 40 μm을 넘지 않는 것으로 나타났다(Table 3).

탈회 기간에 따른 병소 깊이의 변화 양상을 나타낸 산포도에 서, 실험 기간에 대해 병소 깊이가 유의하게 증가함을 알 수 있

었다. 이에 대한 회귀 분석 결과  $Y=8.04X+1.96$  ( $p<0.0001$ )의 회귀식이 산출되었다(Fig. 25).

탈회 기간에 따른 정상 및 탈회 범랑질 간의 광도 차이와 병소 깊이의 변화를 증첩시킨 결과, 병소 깊이와 DIFOTI™시스템으로 촬영한 영상에서의 광도 차이의 변화는 매우 유사한 양상을 보여 주어 매우 높은 상관관계가 있음을 알 수 있었다. 반면, prototype DIFOTI 시스템에서의 광도 차이의 변화는 DIFOTI™시스템에 비해 병소 깊이 변화와 비교적 낮은 상관관계를 보여주었다(Fig. 26).

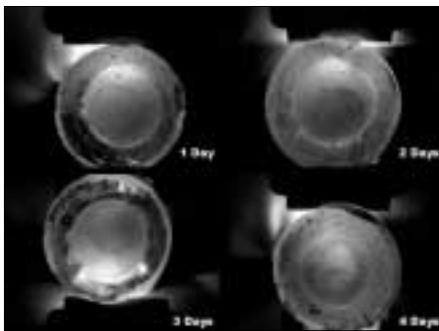


Fig. 6. DIFOTI™ images from 1st to 4th experimental day.

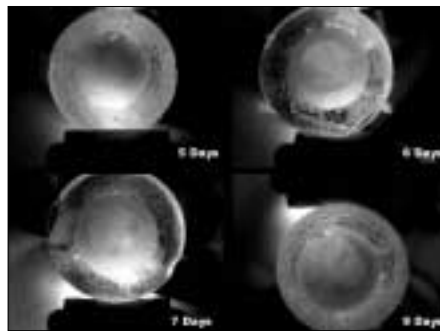


Fig. 7. DIFOTI™ images from 5th to 9th experimental day.

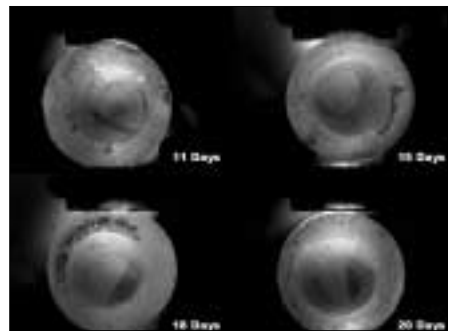


Fig. 8. DIFOTI™ images from 11th to 20th experimental day.

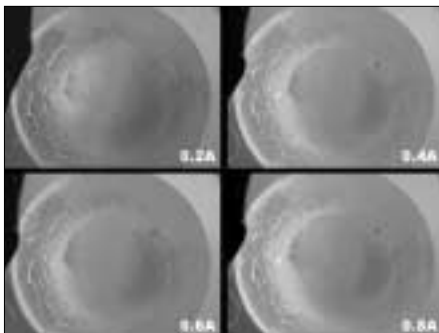


Fig. 9. Prototype DIFOTI system images of 1st experimental day.

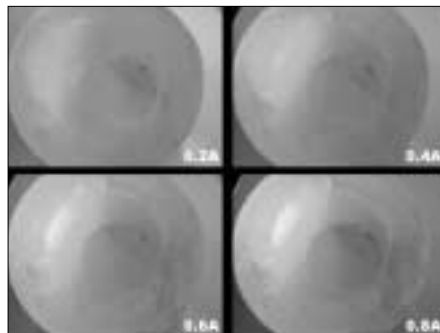


Fig. 10. Prototype DIFOTI system images of 2nd experimental day.

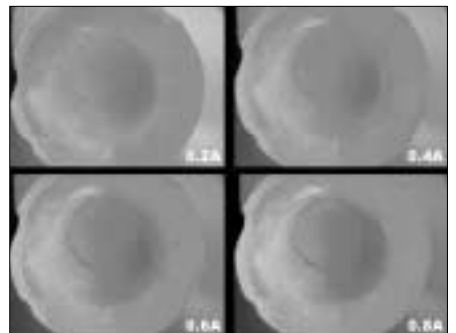


Fig. 11. Prototype DIFOTI system images of 3rd experimental day.

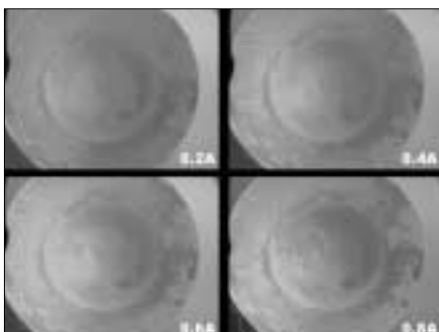


Fig. 12. Prototype DIFOTI system images of 4th experimental day.

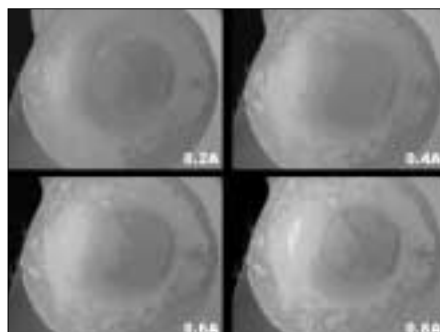


Fig. 13. Prototype DIFOTI system images of 5th experimental day.

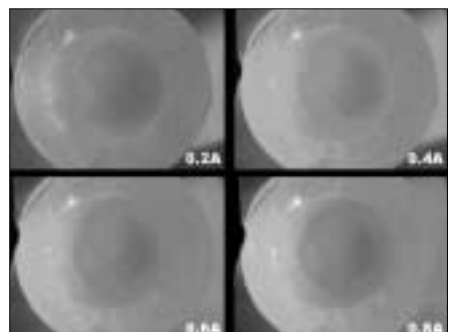
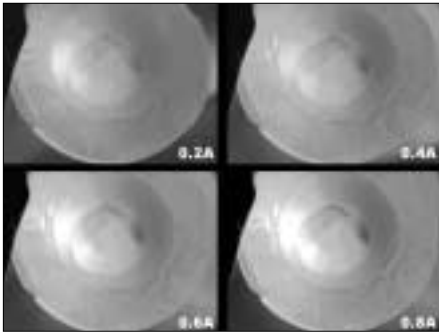
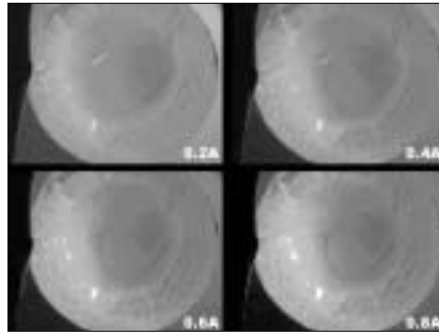


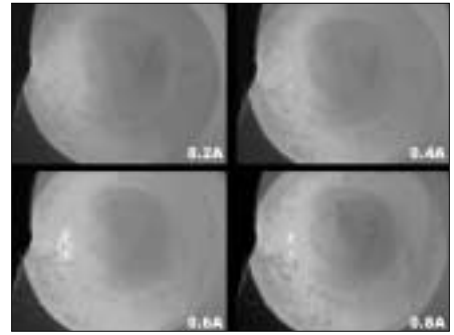
Fig. 14. Prototype DIFOTI system images of 6th experimental day.



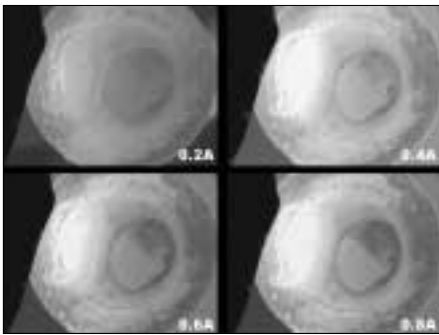
**Fig. 15.** Prototype DIFOTI system images of 7th experimental day.



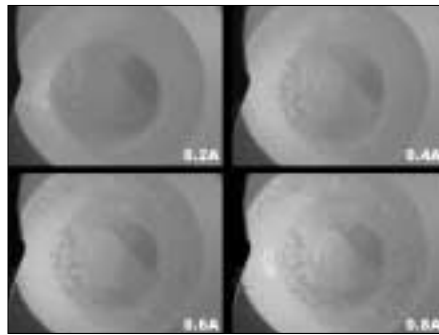
**Fig. 16.** Prototype DIFOTI system images of 9th experimental day.



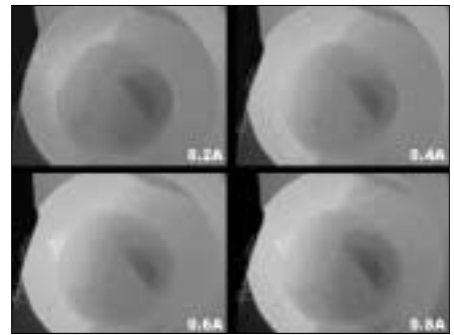
**Fig. 17.** Prototype DIFOTI system images of 11th experimental day.



**Fig. 18.** Prototype DIFOTI system images of 15th experimental day.



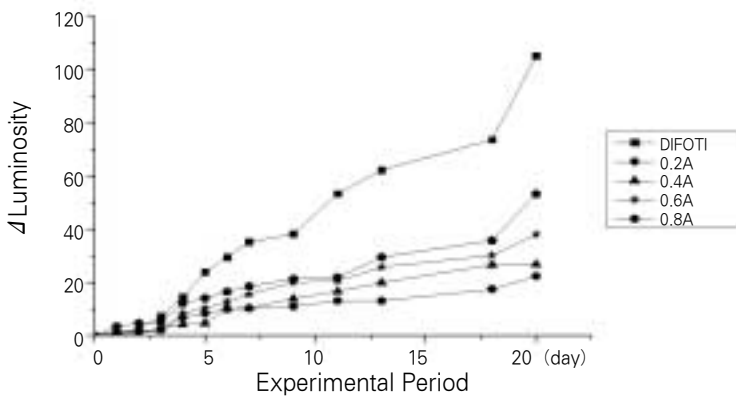
**Fig. 19.** Prototype DIFOTI system images of 18th experimental day.



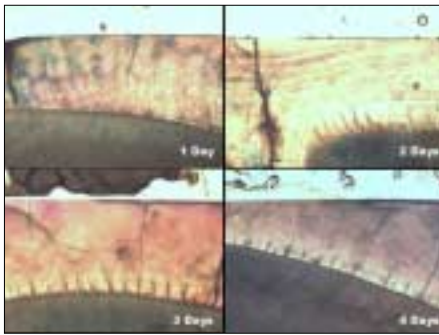
**Fig. 20.** Prototype DIFOTI system images of 20th experimental day.

**Table 2.** Luminosity changes of each group (Mean  $\pm$  SD)

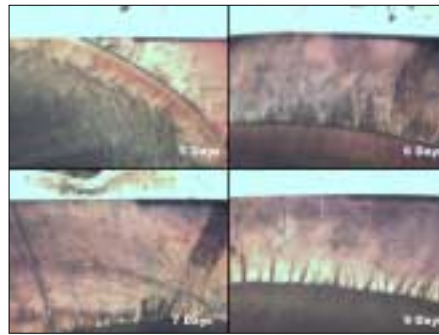
| Day | DIFOTI          | 0.2 A          | 0.4A           | 0.6A           | 0.8A           |
|-----|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| 1   | 0.9 $\pm$ 11.3  | 1.55 $\pm$ 1.5 | 0.4 $\pm$ 3.3  | 0.8 $\pm$ 1.1  | 3.5 $\pm$ 1.3  |
| 2   | 2.8 $\pm$ 2.1   | 1.9 $\pm$ 1.4  | 0.75 $\pm$ 1.3 | 1.7 $\pm$ 1.5  | 4.7 $\pm$ 1.8  |
| 3   | 7.3 $\pm$ 5.4   | 2.2 $\pm$ 2.6  | 3.0 $\pm$ 2.0  | 2.0 $\pm$ 1.9  | 5.2 $\pm$ 1.5  |
| 4   | 14.5 $\pm$ 5.4  | 6.75 $\pm$ 3.6 | 4.25 $\pm$ 1.9 | 8.5 $\pm$ 1.9  | 12.1 $\pm$ 1.3 |
| 5   | 23.9 $\pm$ 3.7  | 8.4 $\pm$ 2.1  | 4.75 $\pm$ 1.7 | 10.4 $\pm$ 1.5 | 14.1 $\pm$ 4.6 |
| 6   | 29.5 $\pm$ 5.4  | 10.0 $\pm$ 2.5 | 10.2 $\pm$ 2.5 | 12.8 $\pm$ 3.9 | 16.6 $\pm$ 1.4 |
| 7   | 35.2 $\pm$ 4.5  | 10.3 $\pm$ 1.3 | 10.4 $\pm$ 4.1 | 15.6 $\pm$ 2.8 | 18.6 $\pm$ 3.8 |
| 9   | 38.3 $\pm$ 5.2  | 11.0 $\pm$ 3.1 | 13.9 $\pm$ 3.6 | 20.0 $\pm$ 1.9 | 21.4 $\pm$ 2.5 |
| 11  | 53.4 $\pm$ 6.2  | 13.1 $\pm$ 2.9 | 16.8 $\pm$ 4.9 | 20.6 $\pm$ 3.3 | 22.0 $\pm$ 1.3 |
| 15  | 62.4 $\pm$ 12.7 | 13.1 $\pm$ 6.3 | 20.0 $\pm$ 3.5 | 25.8 $\pm$ 1.7 | 29.5 $\pm$ 2.9 |
| 18  | 73.8 $\pm$ 8.8  | 17.5 $\pm$ 3.2 | 26.7 $\pm$ 3.3 | 30.3 $\pm$ 3.4 | 35.8 $\pm$ 1.3 |
| 20  | 105.2 $\pm$ 5.8 | 22.4 $\pm$ 4.8 | 26.9 $\pm$ 2.9 | 38.1 $\pm$ 2.6 | 53.3 $\pm$ 3.5 |



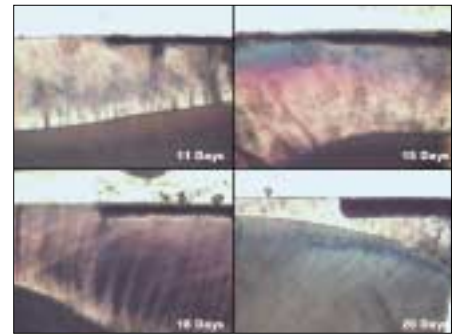
**Fig. 21.** Luminosity changes of each group.



**Fig. 22.** Polarized microscope images from 1st to 4th experimental day.



**Fig. 23.** Polarized microscope images from 5th to 9th experimental day.



**Fig. 24.** Polarized microscope images from 11th to 20th experimental day.

#### IV. 총괄 및 고안

치아우식증은 다양한 예방 프로그램과 구강 건강관리에 대한 교육에 힘입어 전 세계적으로 감소하고 있는 추세이다. 결과적으로 수복 치과 수요의 감소를 예견해 볼 수 있으며, 이에 대한 대처 방안으로 치아우식증의 치료 영역을 넓혀갈 수 있는 방안을 모색해 보아야할 때이다. 치아우식증의 진단을 보다 초기 단계부터 적극적으로 시행하여, 침습적 수복 방법을 지양하고, 새로운 예방 및 치료 방안을 모색하고 이를 뒷받침할 수 있는 진단 및 모니터링 장비를 개발할 수 있다면 수복 치과학 분야의 미래는 매우 밝다고 할 수 있다. 이를 위하여 초기 단계의 치아우식증을 인지하고 그 변화 양상을 기록, 비교 평가할 수 있는 새로운 진단 장비의 개발이 요구되고 있다.

현재 연구 개발되고 있는 조기 우식 진단 장비들로는 quantitative light-induced fluorescence(QLF)<sup>12)</sup>, digital imaging fiber-optic trans-illumination(DIFOTI)<sup>13-16)</sup> 그리고 laser fluorescence(LF)<sup>16)</sup> 등이 있다.

QLF(Inspketor Research System, Netherlands)<sup>12)</sup>는 치아 표면에 청색광을 비추고 황색 필터를 통과시킨 영상을 소프트웨어적으로 평가하여 정상 범랑질과 탈회 범랑질의 유무를 평가하는 반사식 진단 장비이다. 반사된 빛을 이용하기 때문에

인접면 우식증의 평가에는 한계가 있으나 오랜 실험실 연구 결과와 많은 경험을 통해 개발된 소프트웨어가 임상 활용도를 높여 주고 있다.

DIFOTI는 빛이 조직을 투과할 때 생기는 광투과도의 차이를 이용함으로써 교합면뿐만 아니라 인접면 우식증까지 진단할 수 있는 투과 방식의 진단 장비이다<sup>13-16)</sup>. 1970년에 Friedman과 Marcus<sup>5)</sup>가 fiber-optic trans-illumination(FOTI)를 처음 소개할 당시에는 기존의 교익 방사선 촬영법을 대신할 수 있는지에 대한 관심이 매우 높았다. 이를 뒷받침하듯 1980년대에 이루어진 FOTI의 평가는 주로 교익방사선 사진에 대한 민감도와 특이도를 분석한 것이었다. Mitropoulos<sup>6)</sup>는 민감도가 85.1%였고, 특이도가 99.6% 라고 보고 하는 등 많은 학자들은 80% 이상의 민감도와 96%이상의 특이도를 보인다고 하여 교익 방사선 사진을 대체할 수 있는 매우 우수한 장비라는 것을 입증한다고 할 수 있다<sup>7,17-18)</sup>.

LF는 우식 와동 내에 남겨진 세균 대사물에 대한 레이저의 반사율을 이용하는 반사식 평가 방법으로 QLF나 DIFOTI가 탈회 범랑질에 대한 정량적 분석 결과를 보여주는 반면, 우식 정도를 세균 대사물에 의존하는 간접 평가 방법으로 대사 산물이 상대적으로 적은 평활면 우식증에서는 신뢰도가 다소 떨어질 수도 있다<sup>16)</sup>.

저자는 기존 연구 결과들을 분석한 후 조기 진단 장비의 개발 필요성을 느끼고 소아치과 임상에서 활용도가 높고 사용이 용이한 장비를 구상하게 되었다.

여러 가지 진단 방법들 중 소아 환자의 우식 특성상 제1, 2유구치의 인접면 우식증의 유발율이 높은 점을 감안하여 교익방사선 사진을 대체할 수 있는 DIFOTI 방법을 선택하게 되었다. 현재 소아치과 임상에서 시험적으로 사용하고 있는 EOS사의 DIFOTI<sup>TM</sup> 시스템은 몇 가지 사용의 한계와 문제점을 가지고 있다. 이에 저자는 편의성을 증대하고, 촬영 영상의 화질 개선을 도모하기 위하여 새로운 장비를 개발하기로 하였다.

EOS사의 DIFOTI<sup>TM</sup> 시스템은 50 와트 아르 램프를 광원으로 사용하기 때문에 전력 소모량이 많고 발열이 많아 소형화하거나 무선 시스템으로 구성하기에는 한계를 가지고 있다. 저자는 이러한 문제점을 개선하기 위해서 발열이 적고 효율이 높은

**Table 3.** Changes of lesion depth by experimental period

| Experimental Period(day) | Lesion Depth( $\mu$ m, Mean $\pm$ SD) |
|--------------------------|---------------------------------------|
| 1                        | 6.8 $\pm$ 3.5                         |
| 2                        | 12.3 $\pm$ 1.7                        |
| 3                        | 30.6 $\pm$ 4.2                        |
| 4                        | 37.6 $\pm$ 3.9                        |
| 5                        | 43.9 $\pm$ 6.1                        |
| 6                        | 54.3 $\pm$ 9.7                        |
| 7                        | 64.6 $\pm$ 7.1                        |
| 9                        | 80.5 $\pm$ 6.3                        |
| 11                       | 85.0 $\pm$ 6.2                        |
| 13                       | 111.2 $\pm$ 7.7                       |
| 18                       | 108.5 $\pm$ 15.4                      |
| 20                       | 183.1 $\pm$ 6.6                       |

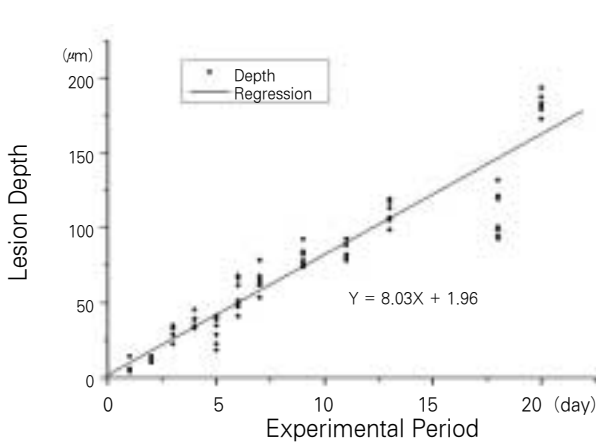


Fig. 25. Changes of lesion depth by experimental period.

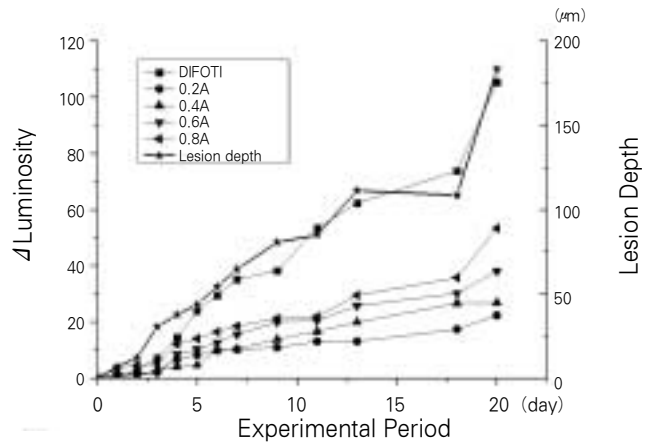


Fig. 26. Changes of lesion depth and luminosity by experimental period.

light emitting diode(LED)를 광원으로 선택하였다. LED는 전류 소모량이 적으며 소형화하기에도 용이한 장점이 있고 현재 국가 시책으로 에너지 절감을 위해 LED 광원을 적극 추천하고 있는 추세여서 향후 광량의 발전이 급속히 이루어질 전망이다. 저자가 개발한 prototype DIFOTI 시스템은 2.0 A 전류하에서 370 mW/cm<sup>2</sup>의 광량을 낼 수 있는 LED를 사용하였다. 구성은 1 와트 LED가 4개 포함되어 있는 광원을 사용하였으며, 470 nm의 파장의 청색광을 내고 있기 때문에 캄포로퀴논을 광시기제로 사용한 복합 레진의 광중합에도 적용될 수 있다. 하지만, 복합 레진의 중합을 위해서는 광량이 다소 낮기 때문에 임상 적용을 위해서는 광량이 높은 LED의 개발이 필요하다.

LED를 사용함으로써의 장점은 전력 소모량이 적기 때문에 진료실에서 사용하는 무선 광중합기 크기로 소형화하기 용이하고, 최근 리튬이온 전지가 급속도로 발달하고 있기 때문에 LED와 리튬이온 전지를 결합한 DIFOTI 시스템 개발은 경량화하기에 매우 용이하다 할 수 있다.

리튬이온 전지는 기존의 Metal Hybrid 방식의 전지에 비해 기억 효과가 적어 충방전을 자주하는 진료실에서 반드시 필요하며, 현재 사용되고 있는 광중합기도 리튬이온 전지로의 전환이 필요하지만, 생산 비용이 고가인 단점이 있고, 최근 고온 고압에서 폭발 사고가 있어 사용에 주의를 요하고 있다.

본 연구의 목적은 새로운 시스템의 개발의 필수 과정이라 할 수 있는 광량의 최적값을 얻는 것이다. LED에 가해지는 전류를 높이면 광량이 증가하게 되고 시편 내에서 정상 범랑질과 탈회 범랑질의 광도의 차이가 더욱 뚜렷해지는 양상을 관찰할 수 있다(Fig. 9-20).

그러나 광량이 너무 적은 경우 정상 범랑질과 탈회 범랑질의 대비가 뚜렷하지 못할 수 있고, 너무 많은 경우는 전력 소모량이 많아 소형화의 목적에 위배된다. 전류량을 0.2 A, 0.5 A, 1.0 A, 1.5 A, 2.0 A 조건하에서 시험용 영상을 촬영한 결과, 1.0 A 이상에서는 정상 범랑질과 탈회 범랑질의 대비가 뚜렷하

게 보였지만, 열 발생과 전력 소모량이 매우 큰 것으로 나타나, 본 실험에서는 소프트웨어적인 보안을 통해 극복할 수 있다는 전제하에 1.0 A 이하의 조건하에서 진행하였다.

촬영된 DIFOTI 영상을 살펴보면, EOS사의 DIFOTI™ 시스템은 최적화 과정을 거쳐 양산된 제품답게 gold standard로 사용된 편광 현미경 관찰 조건과 매우 높은 상관관계를 보였다. 그러나 prototype DIFOTI 시스템에서는 병소 깊이의 변화량을 충분히 반영하지 못하는 양상을 보여 주었다(Fig. 26).

DIFOTI™ 시스템의 영상에서 4일군까지 모니터 상에서 탈회 범랑질 변화 양상에는 큰 변화가 없었으며, 이것은 편광 현미경 조건에서 병소 깊이가 40 µm 이내인 것으로 나타나 DIFOTI™ 시스템이 인지할 수 있는 병소의 깊이를 40 µm 정도인 것으로 추측해 볼 수 있었다. 이는 소프트웨어 개발 과정에서 우선 병소와 영상의 밝기를 표준화하여 정량적 수치로 표현할 수 있으리라고 생각된다.

사용된 디지털 카메라(DINO-lite, USA)는 디지털 현미경에 사용되는 장비로, 실시간으로 대상물을 관찰할 수 있으며, 원하는 영상을 순간적으로 저장할 수 있는 기능이 있다. 200배까지 영상 확대가 가능하고, 자동 조리개 조절 및 수동 초점의 기능을 가지고 있다. 영상 관찰 및 촬영은 디지털 카메라와 함께 제공된 프로그램을 사용하였다. 저장되는 영상 파일은 16 bit 컬러로 JPEG (Joint Photographic coding Experts Group) 위원회에서 제정한 규격을 따르고 있으며, 화질 저하가 적고 압축 효율이 매우 우수한 파일 형식을 사용하였다. 이는 DIFOTI™ 시스템이 사용하는 BMP 파일 형식보다 매우 효율적이다. 즉, JPEG 형식이 육안으로 구분하기 어려운 정도의 화질 저하를 가지고 있지만, 컴퓨터에 저장되는 용량은 BMP 형식에 비해 절반 이하이다.

DIFOTI 영상에 대한 범랑질 탈회 정도를 산출하는 것은 여러 가지 변수가 작용하기 때문에 신뢰도는 다소 떨어지지만 Fig. 25에 나타난 바와 같이 광도의 변화량과 병소 깊이가 매우 높은 상관관계를 보이고 있어 향후 이에 대한 연구가 보완된다



면 DIFOTI 영상을 이용한 병소 깊이를 예측할 수 있는 가능성을 발견한 것은 본 연구의 의의 중의 하나이다.

본 연구의 주요점 중의 하나는 위에서 언급한 바와 같이 소프트웨어를 통한 병소 깊이의 정량적 분석이다. 이를 위해서는 DIFOTI 영상에 미칠 수 있는 촬영 조건과 시편의 변이를 최소화하기 위하여, 촬영실의 밝기를 일정하게 유지하였고, 시편의 반을 네일 바니쉬로 도포하여 대조군으로 사용하여 객관적인 평가가 이루어 질 수 있도록 노력하였다.

Friedman과 Marcus<sup>5)</sup>의 연구 결과에서와 마찬가지로 탈회 가 진행될 수록 광투과도가 떨어져 촬영된 영상의 광도가 낮게 나타나 prototype DIFOTI 시스템은 FOTI의 원리를 잘 반영하고 있다고 볼 수 있다(Fig. 9-20).

탈회 법랑질에 대한 우식 병소의 편광 현미경 소견은 Fig. 22에서부터 Fig. 24에 나타나 있다. 탈회 기간에 따른 법랑질 시편의 병소 깊이 변화 양상은 Table 3에 나타나 있다. Fig. 25는 탈회 기간에 따른 병소 깊이의 변화 양상을 그린 산포도와 회귀 분석 결과식이 나타나 있다. 회귀 분석 결과  $Y=8.04X+1.96$ ( $p<0.0001$ )의 회귀식이 산출되었다. 이 회귀식을 근거로 볼 때 하루에 약 8  $\mu\text{m}$  정도의 탈회가 이루어진다고 볼 수 있다. 즉, 탈회 10일의 병소 깊이는  $8.04 \times 10 + 1.96$ 의 계산식을 통해 82.36  $\mu\text{m}$ 이라고 산출해 낼 수 있다.

Fig. 26은 탈회 기간에 따른 광도의 변화와 병소 깊이를 중첩시켜 나타낸 선 그래프로써 광도 변화는 좌측의 y값을, 병소 깊이는 우측의 y값을 기준으로 작성하였다. 병소 깊이의 증가와 DIFOTI<sup>TM</sup> 시스템의 영상 분석 결과는 매우 흡사한 양상을 보여 DIFOTI<sup>TM</sup> 시스템의 영상이 매우 안정적이며 병소 깊이의 변화를 매우 잘 반영하는 것으로 나타난 반면, prototype DIFOTI 시스템은 상대적으로 매우 저조한 변화 양상을 보여 주었다. 특히, 전류량이 낮을수록 병소 깊이의 변화 양상 반영률이 더 낮게 나타나 전류 소모량을 낮추는 것은 우식 진단능력의 저하와 연관되어 나타나므로 이에 대한 적절한 대처 방안에 대한 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

저자는 임상 적용의 편의성을 고려하여 무선 방식으로 시스템을 구상하고 있으며 이를 위해서는 우수한 성능의 디지털 카메라와 고용량의 리튬이온 전지가 필수 불가결하다. 디지털 장비의 발달은 매우 빠른 편이며, 특히 디지털 카메라의 필수 요소인 영상 촬영 소자인 complementary metal-oxide semiconductor(CMOS) 센서나 charge coupled device(CCD) 센서의 개발이 눈부시게 발전하고 있고, LED는 에너지 절감 차원에서 국가 시책으로 진행되고 있으며, 2차 전지를 비롯한 다양한 전지 개발이 이루어지고 있어 경량화, 소형화된 새로운 DIFOTI 시스템의 개발은 가까운 미래에 충분히 실현 될 수 있을 것이다.

## V. 결 론

저자는 기존 DIFOTI 시스템의 한계라 할 수 있는 부피와 무게, 고열을 발생하는 광원과 아날로그 카메라를 사용함으로써

생기는 호환성 문제 등을 개선하고자 디지털 카메라와 LED를 광원으로 한 새로운 시스템을 개발하고자 하였으며, 광원과 디지털 카메라의 최적화된 설정 값을 얻고자 본 연구를 시행하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 탈회 기간에 따라 두 시스템 모두 탈회 법랑질의 광도 (luminosity)가 감소하였다.
2. 광도의 변화량은 DIFOTI<sup>TM</sup>이 Prototype DIFOTI 시스템보다 우수한 것으로 나타났다.
3. 편광현미경 관찰 소견과 비교해 볼 때, DIFOTI<sup>TM</sup>은 병소 깊이와 매우 유사한 양상을 보여준 반면, Prototype DIFOTI 시스템은 병소 깊이의 변화를 충분히 반영하지 못하였다.

이상의 결과를 종합해보면 prototype DIFOTI 시스템이 기존 DIFOTI<sup>TM</sup>에 비해 정상 법랑질에 대한 탈회 정도를 뚜렷하게 표현하지 못하는 것으로 나타났다.

전류량이 낮을수록 병소 깊이의 변화 양상 반영률이 더 낮게 나타나 전류 소모량을 낮추는 것은 우식 진단능력의 저하와 연관되어 나타나므로 이에 대한 적절한 대처 방안에 대한 연구가 필요할 것으로 사료되었다.

## 참고문헌

1. Ando M, Eggertsson H, Isaacs RL, et al. : Comparative studies of several methods for the early detection of fissure lesions. Early Detection of Dental Caries Proceeding II of the 4th Annual Indiana Conference, 169-184, 1999.
2. Thompson LR : Photographs, infrared photographs and transillumination diagrams illustrating diagnosis and treatment of the cervix uteri. Am J Surg, 81:503-508, 1951.
3. Altchek A : Diagnosis of enterocele by negative intrarectal transillumination. Obstet Gynecol, 26:636-639, 1965.
4. Zouridakis G, Doshi M, Mullani N : Early diagnosis of skin cancer based on segmentation and measurement of vascularization and pigmentation in Nevoscope images. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 3:1593-1596, 2004.
5. Friedman J, Marcus MI : Transillumination of the oral cavity with use of fiber optics. J Am Dent Assoc, 80:801-809, 1970.
6. Mitropoulos CM : The use of fibre-optic transillumination in the diagnosis of posterior approximal caries in clinical trials. Caries Res, 19:379-384, 1985.
7. Holt RD, Azevedo MR : Fiberoptic transillumination and radiographs in diagnosis of approximal caries in primary teeth. Community Dent Health, 6:239-247,

- 1989.
8. Keem S, Elbaum M : Wavelet representations for monitoring changes in teeth imaged with digital imaging fiber-optic transillumination. *IEEE Trans Med Imaging*, 16:653-663, 1997.
  9. Schneiderman A, Elbaum M, Shultz T, et al. : Assessment of dental caries with Digital Imaging Fiber-Optic Transillumination(DIFOTI): in vitro study. *Caries Res*, 31:103-110, 1997.
  10. Vaarkamp J, Ten Bosch JJ, Verdonschot EH, et al. : Quantitative diagnosis of small approximal caries lesions utilizing wavelength-dependent fiber-optic transillumination. *J Dent Res*, 76:875-882, 1997.
  11. White DJ : Use of synthetic polymer gels for artificial carious lesion preparation. *Caries Res*, 21:228-242, 1987.
  12. 이창근, 김종수, 유승훈 : Quantitative Light-induced Fluorescence를 이용한 법랑질 탈회 속도에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 31:506-515, 2004.
  13. 염혜웅, 김종수, 유승훈 : Digital imaging fiber-optic trans-illumination을 이용한 초기 법랑질 우식 병소의 조기 진단. *대한소아치과학회지*, 31:587-597, 2004.
  14. 김지태, 김종수, 김승오 : Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Confocal Laser Scanning Microscope를 이용한 초기 법랑질 우식증 연구. *대한소아치과학회지*, 33:1-12, 2006.
  15. 맹명호, 김종수, 김승오 : Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Laser Fluorescence를 이용한 법랑질 우식증의 조기 진단에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 33:207-220, 2006.
  16. 황규선, 김종수, 유승훈 : Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Laser Fluorescence를 이용한 평활면 초기우식증의 재광화에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 34:183-191, 2007.
  17. Stephen KW, Russell JI, Creanor SL, et al. : Comparison of fiberoptic transillumination with clinical and radiographic caries diagnosis. *Community Dent Oral Epidemiol*, 15:90-94, 1987.
  18. Obry-Musset AM, Cahen PM, Turlot JC, et al. : Approximal caries diagnosis in epidemiological studies: transillumination or bitewing radiographs? *J Biol Buccale*, 16:13-17, 1988.

## Abstract

## A STUDY ON THE OPTIMAL ILLUMINATION POWER OF DIFOTI

Jong-Bin Kim, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo, Yong-Kee Kim\*

*Dankook University, Dental College, Department of Pediatric Dentistry, \*Gaondental Hospital*

This study was performed to compare the quality of image processing between the newly developed prototype using light emitting diode(LED) and the conventional DIFOTI™ system(EOS Inc., USA).

To estimate the optimal light emitting power for the improved images, primary enamel surfaces treated under Carbopol 907 de-mineralizing solution were taken daily during 20 days of experimental periods by both DIFOTI systems.

The results of comparative analyses on the images obtained from both systems with polarized image as gold standard can be summarized as follows:

1. Trans-illumination indices of images taken from primary enamel surfaces were decreased with time in both systems.
2. The differences of intensity of luminance between sound and de-mineralized enamel surface in prototype DIFOTI system was shown to be relatively smaller than conventional DIFOTI™ system.
3. From the comparative analysis of images from both DIFOTI system with polarized images as gold standard, the difference between sound and de-mineralized enamel surface of intensity of luminance of DIFOTI™ system was more correlated to polarized images than prototype of DIFOTI system.

With the optimal LED emitting power, the control of aperture of digital camera is considered as the another key factor to improve the DIFOTI images.

For the best image quality and analysis, the development of the improved image processing software is required.

**Key words** : Fiber-optic trans-illumination, Enamel caries, Early detection of dental caries, Polarized microscope