

Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination System 개발

이상민 · 김종수 · 유승훈

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구는 기존의 DIFOTI™ 시스템의 문제점을 개선하고자 LED와 디지털 카메라를 결합한 발전된 형태의 prototype DIFOTI 시스템을 만들고, 이를 기존 시스템과 비교 평가하기 위하여 인공 우식 용액으로 탈회시킨 법랑질 시편에 대하여 1일부터 7일까지 영상을 촬영하고 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 실험 기간에 따라 두 시스템 모두 우식 법랑질의 광투과도(index of transillumination)가 감소하는 양상을 보여 주었다.
2. DIFOTI™ 시스템에 비해 prototype DIFOTI 시스템에서 건전 법랑질과 탈회 법랑질 간의 발광도(intensity of luminance) 차이가 더 적게 나타나는 양상을 보였다.

이상의 결과를 종합해보면 prototype DIFOTI 시스템은 전류 소모량이 적은 LED를 사용하여 배터리를 사용한 무선 시스템으로의 개발 가능성을 보여 주었고, 디지털 카메라는 디지털 영상 기술의 발달과 함께 무선 전송 시에도 매우 높은 화질을 기대할 수 있어 차후에 보다 작고 사용이 편리한 DIFOTI 시스템을 개발할 수 있는 가능성이 크다 할 수 있다.

주요어 : 법랑질 우식증, 조기 진단, Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination

I. 서 론

광투사를 이용한 진단법은 의학 분야에서 이미 수십 년 전부터 사용되어져 왔으며¹⁻³⁾, 구강 질환의 진단에 적용은 1970년 Friedman과 Marcus⁴⁾가 광섬유를 이용하여 구강내 질환을 진단할 수 있다고 보고한 이래 여러 학자들에 의해서 발전되어 왔다.

Fiber-optic trans-illumination(FOTI)의 원리는 정상 조직과 비정상 조직 간의 광투과도(index of light transmission)의 차이를 이용한 것으로 치아우식증이나, 치석, 수복물, 정상 치아, 염증 삼출물 그리고 치주 조직의 진단에 매우 유용하게 사용될 수 있다⁴⁾.

Fiber-optic trans-illumination(FOTI)의 개발 초기에는 교익방사선 사진을 대체할 수 있는지에 관심을 가지고 많은 연구들이 진행되었다.

교익 방사선 사진에 대한 FOTI의 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity)를 평가한 연구들을 살펴보면, 이미 진행된 인접면 법랑질 우식증의 교익사진에 대한 FOTI의 진단 능력 평

가로써, 비교적 우수한 평가를 받았다⁵⁻⁸⁾.

기존 연구들의 결과들은 매우 다양한 민감도와 특이도를 보여 주는데, 이는 사용된 광원, 광섬유의 지름, 광조사 위치 그리고 사용된 gold standard가 방사선 사진이었다는데 문제점이 있었다^{9,10)}.

1993년 Peers 등⁹⁾은 기존 연구들의 문제점을 개선하고자, 450 μm 두께의 법랑질 시편을 제작하고 이를 10배율의 실체현미경으로 관찰하여 gold standard로 사용하였다. 또한 선명하지 못한 영상의 문제점을 개선하기 위해서는 광섬유의 지름이 0.5 mm이고, 광조사는 협측에서 이루어져야한다고 하였다. 이후 Hintze 등¹⁰⁾은 FOTI 시스템을 기존의 인접면 우식증에 국한되어 사용되었던 것을 교합면에까지 적용할 수 있음을 보고하였다.

1997년 Keem과 Elbaum¹¹⁾, Schneiderman 등¹²⁾은 기존 FOTI 시스템의 영상 처리와 저장에 한계가 있는 문제점을 개선하고자 아날로그 카메라와 영상 저장 장치를 사용하여 컴퓨터에 영상을 저장하고 관리할 수 있도록 하는 DIFOTI™(EOS

교신저자: 김종수

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

원고접수일: 2008년 09월 16일 / 원고최종수정일: 2009년 04월 22일 / 원고채택일: 2009년 05월 06일

Inc., USA) 시스템을 소개하였으며, 기존 교익방사선 사진의 진단 능력을 뛰어 넘어 초기 우식증의 진단에 사용될 수 있도록 획기적인 발전을 이루었다.

치아우식증 발병률은 전세계적으로 감소 추세에 있으며, 이로 인해 초기 우식증의 진단은 점점 더 어려워지고 있는 것이 현실이다¹³⁻¹⁵⁾. 초기 우식증의 진단이 방사선 사진에서도 진단될 수 있으나 방사능에 노출된다는 단점이 있어 방사능에 대한 위험성을 없애고, 보다 정밀한 조기 진단을 할 수 있는 장비의 개발 필요성이 대두되고 있다¹²⁾.

또한 FOTI 장비들의 문제점을 개선하기 위해서는 작은 크기의 병소나 와동이 형성되지 않은 초기 우식증의 진단이 필수적인 과제로 남아 있으며, 우선 과제로 정확한 진단을 얻을 수 있는 광원의 개발이 관건이다¹⁶⁾.

우식의 진행 정도에 따라 광투과도가 다르게 나타나며, 광원의 색에 따라 진단 양상이 다르게 나타날 수 있는데, 푸른색이 붉은색보다 우식 진단에 더 우수하다^{17,18)}.

기존에 사용되던 광원은 부피가 크고 열 발생이 많아 구강내 접근이 용이하지 않은 단점이 있으나, 광섬유를 사용하면 이 문제를 해결할 수 있다. 그러나 광섬유의 지름을 최소화하면서 충분한 광량을 전달하기 위해서는 광원과 카메라의 거리를 최소화할 수 있도록 해 주어야 하며, 충분한 광량과 적은 열 발생이 요구된다. 또한 컴퓨터와의 호환성을 높여 설치의 어려움이 없어야 한다.

이에 저자는 기존 DIFOTI™ 시스템이 무게가 무거워 다루기 힘들고, 고열을 발생하는 광원과 아날로그 카메라를 사용함으로써 생기는 컴퓨터와의 호환성 문제점을 개선하고자 디지털 카메라와 light emitting diode(LED)를 광원으로 하는 새로운 시스템을 개발하고자 본 연구를 시행하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

(1) DIFOTI 시스템

본 연구에서는 DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템을 대조군으로 선정하였고, prototype의 새로 개발 중인 모델을 실험

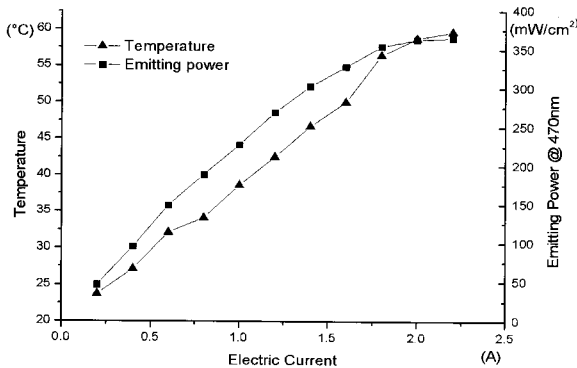


Fig.1. Temperature and emitting power by current change of LED.

군으로 사용하였다. DIFOTI™ 시스템의 광원은 50 watt arc 램프를 사용한 백색광을 사용하였으며, 사용된 카메라의 해상도는 640 × 480의 아날로그 방식으로 영상 저장 장치(frame grabber)를 통해서 컴퓨터에 8 bit bitmap file format의 흑백 디지털 영상으로 저장되도록 구성되어 있다.

Prototype DIFOTI 시스템에 사용된 광원은 파장 470 nm의 청색광을 방출하는 1 W 밝기의 LED 4개로 구성되었다.

본 연구에 사용된 청색 LED 광원에 대한 pilot study 결과에서 전류량이 증가함에 따라 온도와 광량이 증가하는 양상을 보였으며, 2.0 A를 기준으로 가장 좋은 효율을 보여 주었다 (Fig. 1).

Prototype DIFOTI 시스템의 청색광은 470 nm 파장에서 400 mW/cm² 정도의 최대 광량을 보였다(Fig. 2). 사용된 디지털 카메라(AM-311, AnMo Electronics Corp., USA)는 실시간으로 디지털 영상을 관찰할 수 있으며 원하는 영상을 순간적으로 저장할 수 있다. 디지털 카메라는 200배까지 영상 확대가 가능하고, 자동 조리개 조절 및 수동 초점의 기능을 가지고 있으며, 영상 관찰 및 촬영은 디지털 카메라와 함께 제공된 프로그램을 사용하였다. 저장되는 영상은 16 bit 컬러 JPEG 파일이었다.

(2) 실험 치아

치주 및 교정 목적으로 발거된 영구치를 발거 즉시 0.1% thymol에 보관하여 수집한 후, 치아우식증이 없고 균열이나 변색이 없는 치아들을 선별하였다.

치아의 표면에 있는 이물질들을 스케일러로 제거한 후 불소가 포함되지 않은 페미스와 저속 핸드피스에 부착된 러버 컵을 사용하여 치면세마를 시행하고 0.1% thymol에 실험 전까지 보관하였다.

2. 연구 방법

① 대상 치아의 배정

선별되어 보관된 영구치 중 구조적 결함이 없는 치아 100개를 선택하였다. 처음 1주일간을 매일 5개씩 치아를 무작위로 배정하였다.

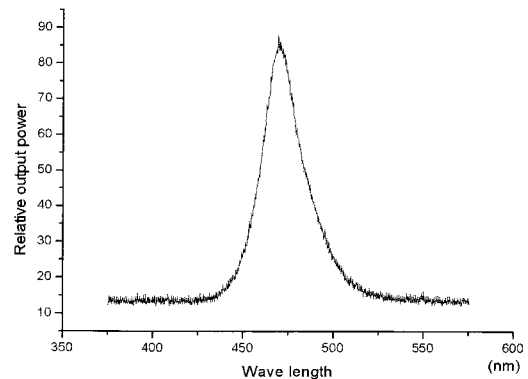


Fig.2. Wave length of LED.

② 탈회 용액의 제조

탈회 용액은 White¹⁹⁾의 방법에 따라 0.1 mol의 젓산과 0.2% Carbopol 907(Noveon Inc., Ohio, USA) 그리고 50%로 농축한 수산화인회석(hydroxyapatite)을 추가한 다음 수산화나트륨을 점적하여 pH 5.0을 유지하면서 1 l를 제조하였다.

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

고정된 표본의 법랑질 표면은 100번 연마지와 400번 연마지를 사용하여 법랑질 표면을 약 50-100 μm 정도 제거한 후 실체 현미경으로 관찰하여 균열이나 상아질의 노출이 발견된 표본은 실험군에서 제외하였다. 이후 600, 1200번 연마지로 최종 활택 연마하였다.

최종 활택이 끝난 모든 표본을 다시 실체 현미경(SMZ645, Nikon, Japan)으로 관찰하여 균열이나 상아질이 노출된 표본은 선별하여 제외시켰으며, 탈이온수가 담긴 용기에 활택 법랑질의 보호를 위해 거즈를 깔고 습윤 하에 보관하였다.

법랑질 표면을 반으로 나누어 한쪽 면을 불소가 함유되어 있지 않은 바니쉬로 도포하여 대조군으로 선정하였고, 나머지 반쪽 면을 실험군으로 설정하여 탈회 과정을 진행하였다(Fig. 3).

용기 바닥에 거즈를 깔고 탈회 용액을 50 ml 채운 후 항온기를 37℃로 설정하고 24시간 방치하여 탈회 용액이 37℃가 되도록 하였다.

법랑질 표면이 탈회 용액에 담기도록 시편을 용기에 넣고 1주일간 매일 5개씩의 시편을 탈회 용액으로부터 제거한 후 탈이온수로 세척 후 100% 습윤 상태에서 보관하였다. 탈회 기간 동안 매일 1회씩 용기를 흔들어 주었다.

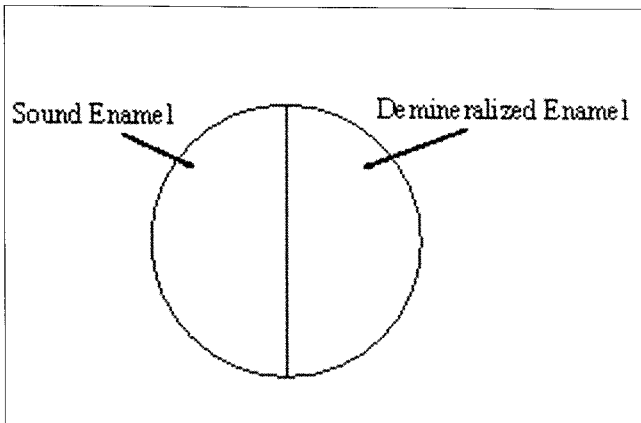


Fig. 3. Diagram of enamel core.

④ 초기 법랑질 우식증 영상 촬영

탈회가 완료된 시편들은 각각 DIFOTI™ 시스템과 prototype DIFOTI 시스템을 사용하여 법랑질 시편의 표면을 촬영하였다. Fig. 4는 prototype DIFOTI 시스템을 사용하여 법랑질 시편을 촬영하는 모습이다.

DIFOTI™ 시스템으로 촬영된 영상은 640 × 480 pixel의 흑백 BMP 파일이었고, prototype DIFOTI 시스템으로 촬영한 영상은 640 × 480 pixel의 컬러 JPEG 파일이었다.

⑤ 영상 분석

촬영된 영상은 영상 분석 프로그램(Able image analyzer, USA)을 사용하여 정상 법랑질과 탈회 법랑질의 발광도(intensity)를 비교 평가하기 위하여 흑백 영상으로 변환하여 저장하였다.

두 시스템에서 촬영된 영상을 읽어 들여 각 시편의 특성을 가장 잘 나타내는 부분의 발광도 특성(intensity profile)을 얻었다.

Ⅲ. 연구 성적

1. 인공 탈회 법랑질의 영상 평가

DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템과 prototype DIFOTI 시스템을 사용하여 1일부터 7일간 탈회시킨 법랑질 표면을 촬영한 영상을 Fig. 5에서 Fig. 11에 나타내었다.

Fig. 5는 탈회 1일군의 영상으로 탈회가 정상적으로 진행되지 않은 양상을 보여 주고 있다. Fig. 6은 탈회 2일군으로 1일군에서와는 달리 탈회 법랑질이 백색병소로 나타나기 시작했으며, 두 시스템 모두에서 정상 법랑질은 밝게 보이는 반면 탈회 법랑질은 어둡게 나타나고 있다.

Fig. 7은 3일군으로써 2군보다 탈회가 더 진행된 양상으로 탈회 부위가 더 어둡게 나타나고 있다. 탈회 기간이 길어질수록 DIFOTI 영상은 더 어둡게 나타나고 있으며 두 시스템 모두 매우 유사한 양상을 보여 주고 있다(Fig. 8 - 11).

DIFOTI™시스템으로 촬영한 영상을 영상 분석 프로그램을

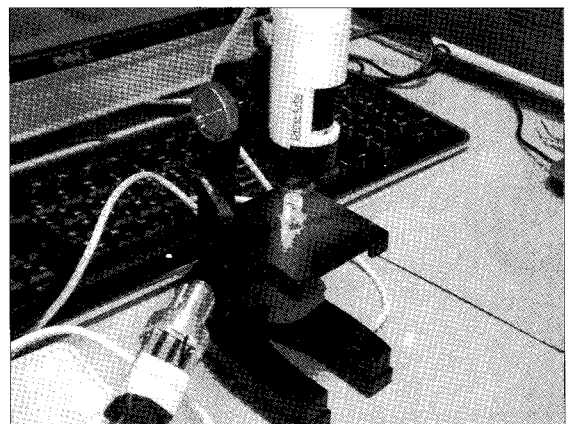


Fig.4. Prototype of DIFOTI.

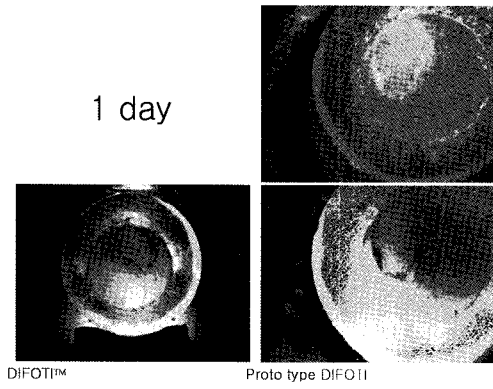


Fig. 5. Images of 1st experimental day.

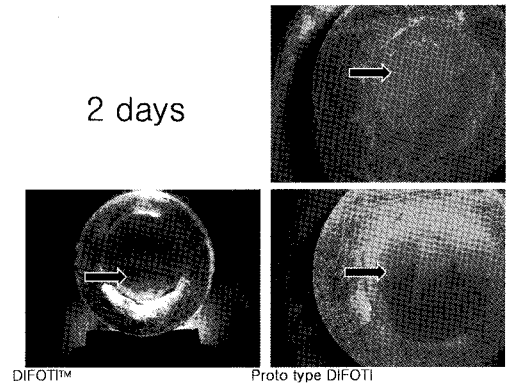


Fig. 6. Images of 2nd experimental day.

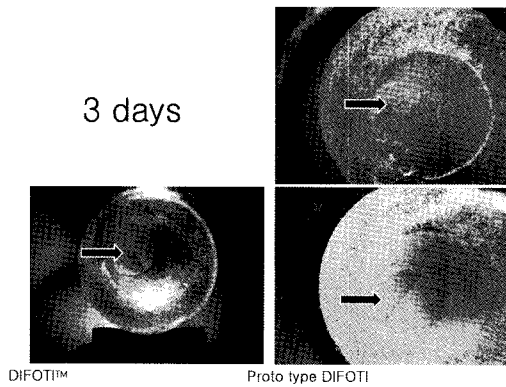


Fig. 7. Images of 3rd experimental day.

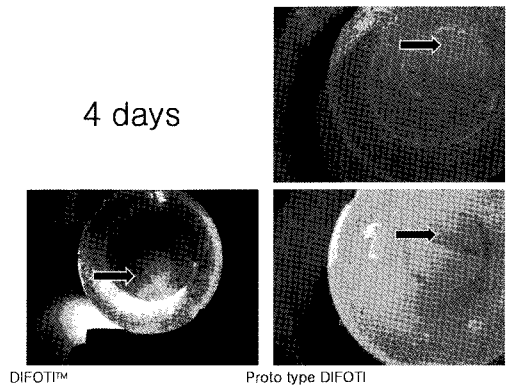


Fig. 8. Images of 4th experimental day.

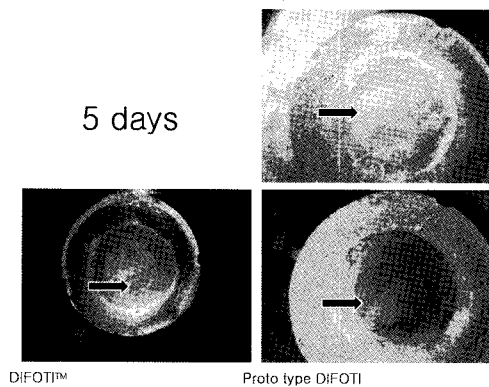


Fig. 9. Images of 5th experimental day.

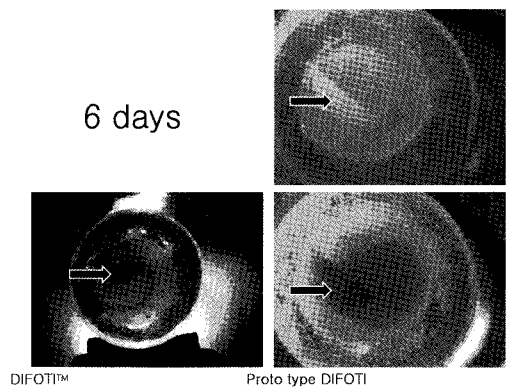


Fig. 10. Images of 6th experimental day.

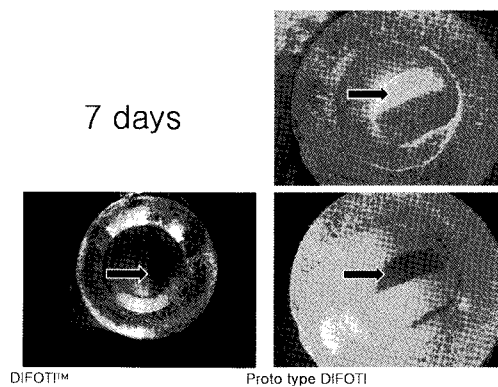


Fig. 11. Images of 7th experimental day.

사용하여 정상 법랑질과 탈회 법랑질의 발광도(intensity of luminance)를 분석한 결과를 Fig. 12부터 Fig. 18에 나타내었다. 발광도는 각 점의 밝기 정도를 나타내는 값으로 가장 어두운 0부터 가장 밝은 255의 값을 가지며, 한 영상 내에서 상대적 밝기 값을 갖는다. 영상 분석은 정상 법랑질과 탈회 법랑질이 모두 포함되도록 선분석하였다.

1일군에서는 정상 및 탈회 법랑질 간의 발광도의 차이가 거의 없는 것으로 나타나고 있다. 그러나 2일군에서는 정상 법랑질에 비해 탈회 법랑질의 발광도가 다소 감소한 양상을 보여 주고 있다.

3일군에서 발광도의 감소가 더욱 심화되어 나타나고 있으며 약 20~40의 크기를 보여 주고 있다. 4일군에서는 발광도의 차이가 40~50정도로 나타났다.

정상 법랑질과 탈회 법랑질의 발광도의 차이는 5일군에서 약

60~80 정도로 나타났으며, 6일군에서는 80~100정도로 나타났고, 7일군에서는 100~130정도로 나타났다.

DIFOTI™시스템으로 촬영한 동일 치아들에 대해서 prototype DIFOTI 시스템으로 촬영된 영상에 대한 발광도 분석 결과를 Fig. 19에서부터 25까지에 나타내었다.

1일군에서는 DIFOTI™시스템에서와 마찬가지로 건전 법랑질과 탈회 법랑질 간에 차이가 나타나지 않았다(Fig. 19). 그러나 2일군에서는 약간의 차이를 보이기 시작하였다(Fig. 20)

탈회 3일군에서는 약 5~10정도의 발광도의 차이를 보이기 시작하였다(Fig. 21). 4일군에서는 차이가 15~20정도로 증가하였으며(Fig. 22), 5일군에서는 20~40까지 증가하였다(Fig. 23).

탈회 6일군에서는 발광도의 차이가 30~40정도로 증가하였으며, 7일군에서는 50~60까지 증가하였다(Fig. 24 - 25).

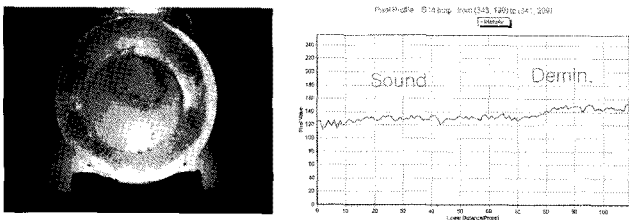


Fig.12. DIFOTI™ image of 1st experimental day.

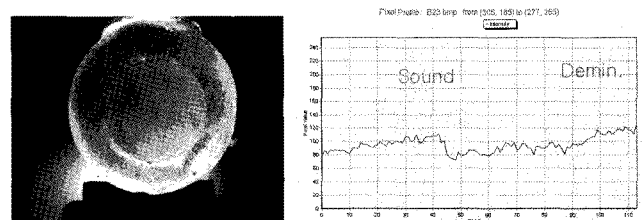


Fig.13. DIFOTI™ image of 2nd experimental day.

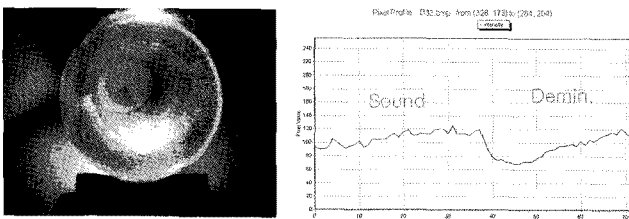


Fig.14. DIFOTI™ image of 3rd experimental day.

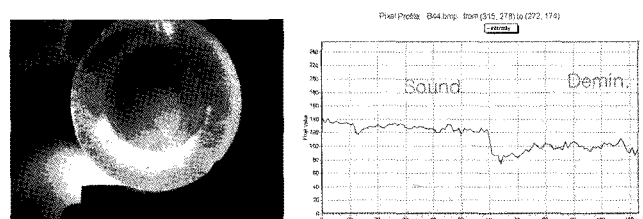


Fig.15. DIFOTI™ image of 4th experimental day.

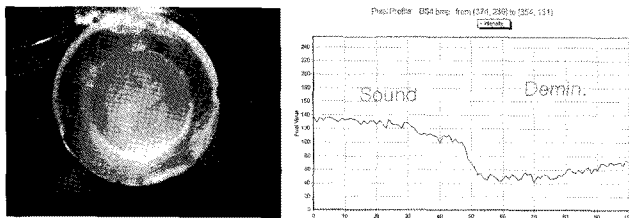


Fig.16. DIFOTI™ image of 5th experimental day.

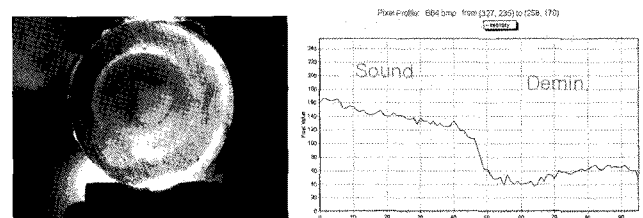


Fig.17. DIFOTI™ image of 6th experimental day.

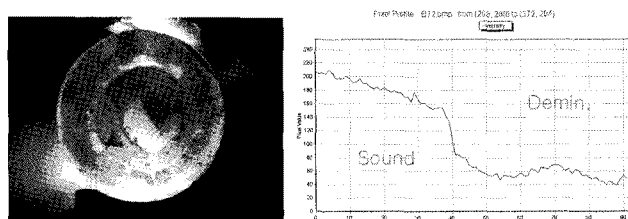


Fig.18. DIFOTI™ image of 7th experimental day.

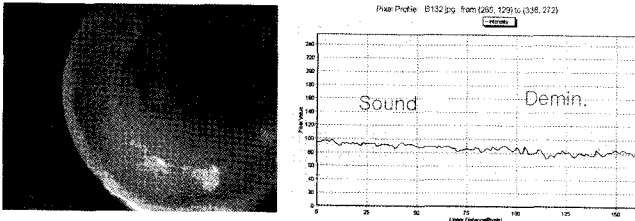


Fig.19. Prototype of DIFOTI image of 1st experimental day.

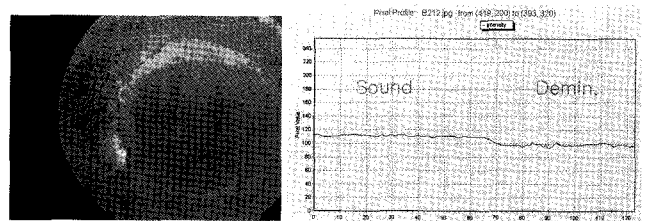


Fig.20. Prototype of DIFOTI image of 2nd experimental day.

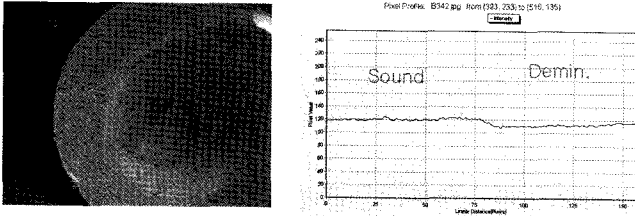


Fig.21. Prototype of DIFOTI image of 3rd experimental day.

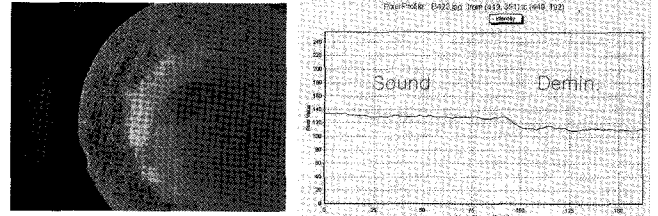


Fig.22. Prototype of DIFOTI image of 4th experimental day.

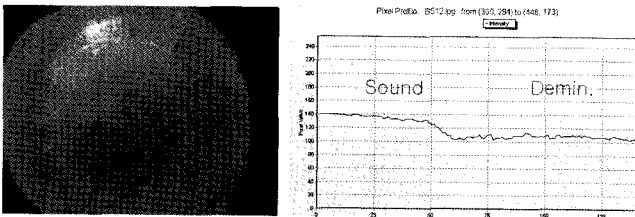


Fig.23. Prototype of DIFOTI image of 5th experimental day.

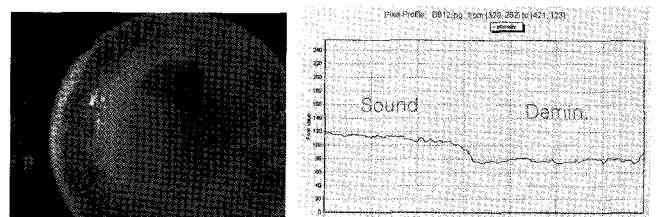


Fig.24. Prototype of DIFOTI image of 6th experimental day.

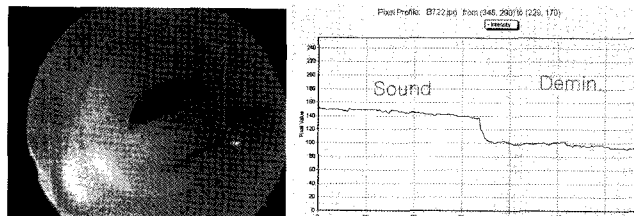


Fig.25. Prototype of DIFOTI image of 7th experimental day.

Ⅳ. 총괄 및 고안

저저는 기존 DIFOTI 시스템이 무게가 무거워 임상에서 다루기 힘들고, 고열을 발생하는 광원과 아날로그 카메라를 사용함으로써 생기는 컴퓨터와의 호환성 문제점을 개선하고자 디지털 카메라와 LED를 광원으로 하는 새로운 시스템을 개발하고자 본 연구를 시행하였다.

1970년 Friedman과 Marcus⁴⁾는 구강 질환 진단에 사용하기 위하여 광원으로부터 발생된 빛을 구강내까지 전달하기 위하여 광섬유를 사용하였으며, 이로 인해 광원으로부터 발생하는 고열로부터 구강 조직을 보호할 수 있을 뿐만 아니라 구강내 조직들을 세밀히 진단할 수 있도록 하였다. 광섬유를 사용함으로써 그동안 사용되던 광투사를 이용한 진단법에 광섬유(fiber-optic)을 붙여서 fiber-optic trans-illumination(FOTI)으로

명명하여 사용되기 시작하였다.

FOTI의 원리는 정상 조직과 비정상 조직 간의 광투과도가 다르다는 점에 착안한 것으로 건전 법랑질과 탈회 법랑질의 광투과도 차이나 치아와 치석간의 차이, 치질과 수복물간의 차이, 염증 삼출물로 인한 광투과도의 저하 그리고 치주 조직의 염증에 의한 광투과도의 차이에 의해 진단할 수 있다고 하였다⁴⁾.

처음 FOTI가 소개된 이후 인접면 우식증의 진단에서 방사선 사진을 대체할 수 있는 매우 유용한 장비로 각광받았으며 1990년대 중반까지 대부분의 연구들⁵⁻⁹⁾은 FOTI가 교익방사선 사진을 대체할 수 있을지에 관심이 모아졌다.

진단 장비의 우수성을 평가하기 위해서는 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity)를 평가하는 것이 일반적이는데, 민감도는 우식이 있는 부위를 우식이 있다고 진단해 내는 능력이며, 특이도는 우식이 없는 정상 조직을 우식이 없다고 진단해 내는

능력이다^{20,21)}.

초기 연구들에서는 민감도와 특이도가 매우 다양하게 나타났으며, 이는 사용되는 장비가 표준화되지 못했고, 광원이나 광섬유의 특성이 서로 달랐기 때문에 나타난 결과였으며, 1908년대 중반으로 넘어서부터 보다 우수한 광섬유의 개발과 광원의 발달로 인해 FOTI는 교익방사선을 대체할 수 있는 매우 우수한 장비로 평가 받기에 이르렀다.

Mitropoulos⁵⁾는 12~13세의 아동을 대상으로 교익방사선 사진에 대한 FOTI의 민감도와 특이도를 분석한 결과 85.1%의 민감도와 99.6%의 특이도를 보였다고 하였으며, Stephen 등⁶⁾은 38.1%의 민감도와 99.3%의 특이도를 보인다고 하였다. Obyr-Musset 등⁷⁾은 80.3%의 민감도와 99.2%의 특이도를 보고하였고, Holt와 Azevedo⁸⁾는 민감도와 특이도가 각각 74.0%, 96.7%로 나타났다고 보고하였다. 이상의 연구 결과들을 통해 FOTI가 교익 방사선 사진을 대체할 수 있는 매우 우수한 장비라는 것을 입증한다고 할 수 있다.

Wright와 Simon²²⁾은 FOTI를 이용하여 우식증을 진단할 경우 광섬유의 직경이 매우 큰 영향을 준다고 하였으며, 광섬유의 직경이 크면 영상이 흐려질 수 있으므로 가능한 직경이 작은 광섬유를 사용하여야 한다고 하였다. 그러나 그 당시의 기술로는 보다 가는 광섬유를 제작하기 어려웠으며, 0.5 mm 직경의 광섬유가 보다 선예도가 높은 영상을 얻을 수 있으리라고 결론을 내렸다.

Keem과 Elbaum¹¹⁾, Schneiderman 등¹²⁾은 FOTI에 아날로그 카메라를 결합하여 영상을 저장하고 관리할 수 있도록 하는데 성공하였다. 이때부터 FOTI 영상을 디지털 파일로 저장할 수 있게 되었으며, 디지털 영상(digital imaging)의 용어가 결합되어 digital imaging fiber-optic trans-illumination(DIFOTI)로 사용되고 있다.

치아우식증을 진단하기 위해서 치과의사는 방사선 사진에 의존하게 되는데, 일반적으로 1장의 방사선 사진만 가지고 정확한 진단이 어려운 경우가 많다. 일반적으로 1장 이상의 방사선 사진에서 보다 정확한 진단을 위해 도움을 얻을 수 있으나 이는 방사능 노출의 증가를 의미한다. 특히 인접면 우식증이나 초기 평활면 우식증의 경우 그 진단은 더욱 어렵다. 이러한 측면에서 DIFOTI는 인접면 우식증뿐만 아니라 초기 법랑질 우식증의 진단에 매우 유용한 장비라 평가할 수 있다.

DIFOTI에 대한 임상 연구는 아직까지 매우 부족하지만, 기존 연구들에서 DIFOTI의 초기 법랑질 우식증에 대한 민감도와 특이도는 비교적 높은 것으로 나타났으나 보다 많은 연구가 필요한 것이 사실이다²³⁻²⁸⁾.

초기 진단 장비로 임상에서 사용되고 있는 quantitative light-induced fluorescence(QLF)도 매우 우수한 프로그램과 진단 능력으로 좋은 평가를 받고 있으나 인접면 우식증의 진단에 한계를 가지고 있다²⁸⁾. 이는 DIFOTI가 빛의 투과를 이용함으로써 인접면 우식증을 진단하는 반면, QLF는 반사되는 빛의 특징을 이용하기 때문에 오는 결과이다.

본 연구에서는 기존의 DIFOTI™(EOS Inc., USA) 시스템의 문제점을 파악하고 이를 개선하기 위하여 광원으로 light emitting diode(LED)와 디지털 카메라를 접목시켜 부피를 줄이고 영상의 질을 높이는 방안을 모색하게 되었다.

DIFOTI™ 시스템은 아날로그 카메라를 사용하기 때문에 컴퓨터와 전선을 이용하여 연결되어 있으며, 광원이 매우 크고 높은 열을 발생시키기 때문에 광원을 따로 분리해서 컴퓨터에 올려놓고 사용하게 되어 있다. 이로 인해서 광섬유와 아날로그 카메라의 신호를 전달하는 전선이 매우 두껍고 길게 연결되어 있어 구강내에 들어가는 핸드피스의 크기가 크고 상대적으로 무겁게 느껴져 구강내에서 자유자재로 움직이기 어려운 점이 있다. 또한 아날로그 카메라를 컴퓨터와 연결하기 위한 캡처 장치(frame grabber)가 구형이어서 최신형의 고속 컴퓨터와 충돌을 일으키는 경우가 많고 이로 인해 통신 장애를 유발할 가능성을 가지고 있다.

이에 반해서 본 연구를 위해서 개발된 prototype DIFOTI 시스템은 아날로그 카메라와 캡처 장치를 한꺼번에 해결할 수 있는 디지털 카메라를 수용하여 보다 안정되고 연결 장치가 없으며, 기술의 발달과 더불어 영상의 질을 쉽게 높일 수 있는 장점이 있다.

광원으로 사용된 LED는 효율이 매우 높아 최근 조명 장비로써 각광을 받고 있다. LED는 작은 크기로 인해 좁은 면적에서 높은 광량을 낼 수 있으며, 발열이 적어 방열판이나 방열팬을 이용하면 발생하는 열을 쉽게 조절 할 수 있다.

DIFOTI 영상에 대한 법랑질 탈회량에 대한 절대값을 산출하는 것은 현재까지 불가능하며, 상대 평가를 위해서 본 연구에서는 법랑질 시편의 절반을 네일 바니시를 도포하여 탈회 전 상태의 대조군으로 설정하여, 탈회 정도에 따른 명암의 변화를 상대 평가하였다. 이에 반해서 QLF 시스템의 경우 축적된 연구 결과와 임상 연구 결과를 바탕으로 매우 우수한 프로그램이 제작되어 영상 촬영과 동시에 탈회 정도를 절대 수치로 표현할 수 있다²⁶⁾. 본 저자도 DIFOTI의 광원의 밝기과 카메라의 조리개 등에 관한 실험 연구 결과가 축적되면 표준화 과정을 거쳐 차후에 탈회 정도와의 상관관계를 규명하고자 한다. 이를 위해서는 연구 결과와 함께 영상 처리에 대한 프로그램을 능숙하게 다룰 수 있는 우수한 인력이 요구되는 것이 현실이다.

본 연구에서는 탈회 정도의 절대 비교가 불가능한 단점을 극복하기 위하여 시편의 절반을 건전한 상태로 유지하여 상대 비교의 기준으로 삼았다.

연구 결과를 살펴보면, 육안으로 보이는 백색 병소가 두 시스템 모두에서 어둡게 나타나 Friedman과 Marcus⁴⁾의 연구 결과와 일치하며, 탈회 기간이 증가함에 따라 그 정도가 함께 증가하는 양상을 확인하였다. 그러나 영상 분석 프로그램을 사용하여 정상 법랑질과 탈회 법랑질의 발광도를 분석한 결과 보면 3일군에서부터 뚜렷한 변화 양상을 관찰 할 수 있다. DIFOTI™ 시스템에서는 3일군에서 약 20~40의 차이를 보였으나 prototype DIFOTI 시스템에서는 약 5~10의 발광도의 차

이를 보였다. 4일군에서 DIFOTI™ 시스템이 약 40~50, prototype DIFOTI 시스템에서 15~20정도로 나타났다. 가장 큰 차이를 보이는 7일군을 비교해 보면, DIFOTI™ 시스템이 약 100~130, prototype DIFOTI 시스템이 약 50~60의 차이를 보여, DIFOTI™ 시스템이 prototype DIFOTI 시스템에 비해 건전 법랑질과 탈회 법랑질간의 차이를 더 뚜렷하게 보여 주었다. 이는 prototype DIFOTI 시스템의 광원이 디지털 카메라의 조리개를 최대로 닫은 상태에서도 노출 과다로 일어난 결과이거나 컬러 영상을 흑백으로 변환하는 과정에서 올 수 있는 결과로 추측된다. 차후 LED의 전류량을 변화시켜 촬영된 DIFOTI 영상을 분석하여 대비가 가장 뚜렷하게 나타나는 광량을 산출할 예정이다. 본 연구에 사용된 LED 시스템은 최대 밝기로 고정된 상태로 제작되었기 때문에 가변 저항을 이용하여 밝기를 조절하여 적정 영상을 위해 전류량을 산출할 필요가 있게 되었다.

LED는 높은 효율을 보이는 광원이며 현재 LED의 개발은 매우 활발하게 진행되고 있어 멀지 않은 장래에 보다 고효율의 LED가 개발될 것으로 예측되며, 이는 배터리를 이용한 광원으로써의 가능성을 보여 주었다. 저자는 향후 DIFOTI 시스템의 최종 형태를 무선 방식의 핸드피스 형식으로 개발을 고려중이며 우수한 성능의 디지털 카메라와 결합된다면 기존 DIFOTI™ 시스템에 비해 경량, 고화질의 영상 그리고 사용이 편리한 DIFOTI 시스템을 개발 할 수 있을 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구는 기존의 DIFOTI™ 시스템의 문제점을 개선하고자 LED와 디지털 카메라를 결합한 발전된 형태의 prototype DIFOTI 시스템을 만들고, 이를 인공 탈회시킨 법랑질 시편에 대해 1일부터 7일까지 영상을 촬영하고 두 시스템을 비교 분석한 결과, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 실험 기간에 따라 두 시스템 모두 우식 법랑질의 광투과도(index of transillumination)가 감소하는 양상을 보여 주었다.
2. DIFOTI™ 시스템은 건전 법랑질과 탈회 법랑질간의 발광도(intensity of luminance)의 차이가 3일군에서는 약 20~40이었고, 7일군에서는 약 100~130로 증가하였으나, prototype DIFOTI 시스템은 3일군에서 약 5~10 정도였고, 7일군에서 50~60으로 증가하여 차이가 적은 것으로 나타났다.

이상의 결과를 종합해보면 prototype DIFOTI 시스템은 전류 소모량이 적은 LED를 사용하여 배터리를 사용한 무선 시스템으로의 개발 가능성을 보여 주었고, 디지털 카메라는 디지털 영상 기술의 발달과 함께 무선 전송시에도 매우 높은 화질을 기대할 수 있어 차후에 보다 작고 사용이 편리한 DIFOTI 시스템을 개발할 수 있는 가능성이 크다 할 수 있다.

향후 LED와 디지털 카메라를 일체화하여 보다 간편하게 촬영할 수 있는 시스템 개발과 함께 영상 관리 및 분석 프로그램의 개발이 이루어져야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Thompson LR: Photographs, infrared photographs and transillumination diagrams illustrating diagnosis and treatment of the cervix uteri. *Am J Surg*, 81:503-508, 1951.
2. Nealon FH: Scleroderma: oral manifestations. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 24:319-322, 1967.
3. 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.
4. Friedman J, Marcus MI: Transillumination of the oral cavity with use of fiber optics. *J Am Dent Assoc*, 80:801-809, 1970.
5. Mitropoulos CM: The use of fibre-optic transillumination in the diagnosis of posterior approximal caries in clinical trials. *Caries Res*, 19:379-384, 1985.
6. Stephen KW, Russell JI, Creanor SL, et al.: Comparison of fibre optic transillumination with clinical and radiographic caries diagnosis. *Community Dent Oral Epidemiol*, 15:90-94, 1987.
7. 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.
8. Holt RD, Azevedo MR: Fibre optic transillumination and radiographs in diagnosis of approximal caries in primary teeth. *Community Dent Health*, 6:239-247, 1989.
9. Peers A, Hill FJ, Mitropoulos CM, et al.: Validity and reproducibility of clinical examination, fibre-optic transillumination, and bite-wing radiology for the diagnosis of small approximal carious lesions: an in vitro study. *Caries Res*, 27:307-311, 1993.
10. Hintze H, Wenzel A, Jones C: In vitro comparison of D- and E-speed film radiography, RVG, and visualix digital radiography for the detection of enamel approximal and dentinal occlusal caries lesions. *Caries Res*, 28:363-367, 1994.
11. 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.
12. 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.
 13. Bader JD, Brown JP: Dilemmas in caries diagnosis. *J Am Dent Assoc*, 124:48-50, 1993.
 14. Hume WR: Need for change in standards of caries diagnosis—perspective based on the structure and behavior of the caries lesion. *J Dent Educ*, 57:439-443, 1993.
 15. Verdonschot EH, Wenzel A, Truin GJ, et al.: Performance of electrical resistance measurements adjunct to visual inspection in the early diagnosis of occlusal caries. *J Dent*, 21:332-337, 1993.
 16. 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.
 17. ten Bosch JJ, van der Mei HC, Borsboom PC: Optical monitor of in vitro caries. A comparison with chemical and microradiographic determination of mineral loss in early lesions. *Caries Res*, 18:540-547, 1984.
 18. Brinkman J, ten Bosch JJ, Borsboom PC: Optical quantitation of natural caries in smooth surfaces of extracted teeth. *Caries Res*, 22:257-262, 1988.
 19. White DJ: Use of synthetic polymer gels for artificial carious lesion preparation. *Caries Res*, 21:228-242, 1987.
 20. Lennon MA, Davies RM: A method for defining the level of periodontal treatment need in a population of 15-year-old schoolchildren. *Community Dent Oral Epidemiol*, 3:244-249, 1975.
 21. van Rijkom HM, Verdonschot EH: Factors involved in validity measurements of diagnostic tests for approximal caries—a meta-analysis. *Caries Res*, 29:364-370, 1995.
 22. Wright GZ, Simon I: An evaluation of transillumination for caries detection in primary molars. *ASDC J Dent Child*, 39:199-202, 1972.
 23. Thylstrup A, Bille J, Qvist V: Radiographic and observed tissue changes in approximal carious lesions at the time of operative treatment. *Caries Res*, 20:75-84, 1986.
 24. 염혜웅, 김종수, 유승훈: Digital imaging fiber-optic trans-illumination을 이용한 초기 법랑질 우식 병소의 조기 진단. *대한소아치과학회지*, 31:587-597, 2004.
 25. 김지태, 김종수, 김승오: Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Confocal Laser Scanning Microscope를 이용한 초기 법랑질 우식증 연구. *대한소아치과학회지*, 33:1-12, 2006.
 26. 맹명호, 김종수, 김승오: Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Laser Fluorescence를 이용한 법랑질 우식증의 조기 진단에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 33:207-220, 2006.
 27. 황규선, 김종수, 유승훈: Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination과 Laser Fluorescence를 이용한 평활면 초기우식증의 재광화에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 34:183-191, 2007.
 28. 이창근, 김종수, 유승훈: Quantitative Light-induced Fluorescence를 이용한 법랑질 탈회 속도에 관한 비교 연구. *대한소아치과학회지*, 31:506-515, 2004.

Abstract

DEVELOPMENT OF DIGITAL IMAGING FIBER-OPTIC TRANS-ILLUMINATION SYSTEM

Sang-Min Lee, Jong-Soo Kim, Seung-Hoon Yoo

Dankook University, School of Dentistry, Department of Pediatric Dentistry

This study was performed to improve the conventional DIFOTI™ system(EOS Inc., USA) by developing the prototype of DIFOTI system which consists of light emitting diode(LED) and digital camera. The images of enamel surfaces treated under Carbopol 907 de-mineralizing solution were taken daily during 7 days of experimental periods by both DIFOTI systems. The results of comparative analyses of obtained images can be summarized as follows:

1. Trans-illumination indices of images taken from sample enamel surfaces were decreased with time in both systems.
2. The difference 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.

The application of LED light source in prototype DIFOTI system could possibly reduce the amount of current consumption and that could ultimately lead us to the successful development of wireless model with battery. The innovative development of digital camera is undoubtedly expected to create much clearer image despite of wireless transfer. LED and digital camera can be combined into a smaller size but a very important task of improving image manager and analyzing program into a simpler and easier one to manipulate has to be solved.

Key words : Enamel caries, Early detection, Digital Imaging Fiber-Optic Trans-Illumination