

## 상용 치과 법랑질 도재의 광학적 및 기계적 특성

대전대학교 치기공과 겸임교수

박 형 량

【Abstract】

### Optical and Mechanical Properties of Commercial Dental Enamel Porcelain

**Hyung-Rang Park**

*Dept. of Dental Laboratory Technology, Hyejeon College*

In this study, optical and mechanical properties were investigated with 4 kinds of commercial dental enamels.

As a result of EDS analysis  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  and  $\text{K}_2\text{O}$  were the main components of commercial dental enamels. In case of H specimen, content of  $\text{SiO}_2$  and  $\text{K}_2\text{O}$  were more than that of another specimens. Starting powder and fired specimens were glass ceramics which were consist of amorphous phase and leucite (crystalline) phase. Crystallization did not occurred during firing process, since the XRD peak intensity was similar between starting powder and fired specimens. As a result of differential thermal analysis,  $T_g$  and crystalline temperature was varied with composition in the range of  $548\sim 576^\circ\text{C}$  and  $735\sim 780^\circ\text{C}$  respectively.  $0.5\text{ mm}$  thickness dental enamel specimens showed sufficient translucent properties. However, transmittance and reflectance were lower than 5% result from scattering due to the refractive index difference between glass and crystalline phase. 3 point bending strength was in the range of  $73.9\sim 101.8\text{MPa}$  which was similar or slightly higher than enamel of natural teeth and Vickers hardness was higher than enamel of natural teeth more than 100.

- Key word : dental enamel, porcelain fused to metal crown, enamel, glass ceramics, mechanical property, optical property

교신 ■ 성명 : 박 형 량      ■ 전 화 : 02-414-9134      ■ E-mail : phr5758@hanmail.net  
저자 ■ 주 소 : 경기도 성남시 분당구 야탑동 진덕(A) 504동 305호

## I. 서론

최근, 경제소득의 향상과 더불어 인구 고령화 시대에 접어들면서 치과분야의 발전 방향은 종래의 치과질환에 대한 치료보다는 정신적·사회적 안정을 위한 심미적 치료를 중심으로 전개되고 있다. 전치부의 심미적 보철물로는 도재전장 주조관(porcelain fused to metal crown), 도재전장관(porcelain jacket crown) 및 라미네이트(laminate veneer) 등을 적용하고 있고 인레이, 온레이에도 심미성을 목적으로 사용하고 있다.(Miller, 1997) 그러나 이와 관련해서 필수적으로 수행되어야 할 교합(咬合)에 관련한 도재 특성연구의 경우 국내에서는 아직 미비한 실정이다.

일반적으로, 치과 기공물인 치과용 법랑질도재 재료는 심미적으로 우수한 특성을 보여야 함과 동시에 비교적 낮은 온도에서 용융되어, 소성 과정에서 형태 유지가 가능할 만큼의 점도를 가져야 한다. 또한 다양한 악(顎)운동방향의 저작 압에 저항하기에 충분한 압축 및 꺾임강도를 가져야 한다. 그러나 이와 동시에 대합하고 있는 자연치의 마모를 초래하지 않기 위한 경도값, 즉 자연치와 유사하거나 다소 낮은 범위의 경도 또한 중요한 요구조건이다. 현재까지 도재전장 주조관은 파손되거나 상실된 치아를 심미적으로 수복해주는 고정성 보철 치료방법으로 성공적이고 광범위하게 사용되고 있지만, 도재의 파절 경향 및 대합치에 대한 마모유발 등의 단점들이 지적되고 있다.

치과용 도재는 1886년 Land(1886)에 의해 최초로 소개되었으나 강도가 약한 단점이 있었다.

그 후 1965년 McLean과 Hughs (1965)는 알루미늄 강화형 장식계 도재를 소개하였고, 현재까지 전치부 심미 수복재로서 보다 자연스러운 수복물로 사용되어져 왔으나, 대합치의 과도한 마모가 단점으로 지적되어져 왔다. 최근에 이러한 문제점을 해결한 도재들이 소개되어 사용되고 있지만, 아직은 그 사용이 제한적이다.(Milton Silver, et al, 1961)

최근에 소개되고 있는 상용 치과용 법랑질 도재는 마모 저항성이 자연치에 가깝다는 실험적 연구결과들이 각 사에 의해보고 되고 있으나, 이에 대한 객관적인 비교실험과 장기간의 임상연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

이와 관련해서 상용 치과 법랑질도재의 물성 실험을 통해 자연치의 대조군으로 하여 마모도에 대한 상호관계성과 치과도재의 광학적 특성 실험을 하여 심미성을 비교 평가 하고자 한다.

## II. 연구방법 및 재료

### 1. 시편준비

본 연구는 치과용 법랑질도재의 특성을 비교·평가하고자 도재전장 주조관의 최외부에 축조하는 상용 치과 법랑질도재 중 <Fig. 1>에 나타난 Vita Lumin-Vacuum shade guide #A2 (가장 대중적으로 현존 및 재현되는 자연치아 색)해당되는 4종의 치과용 법랑질 도재와 2종의 자연치 에나멜을 사용하였다. 상용 치과도재용 재료로는 Creation S058(Willi Geller International AG, Austria), d. sign T-S1(Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein),

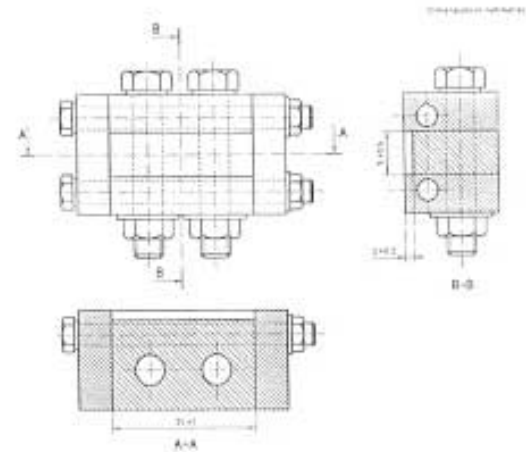
Vintage Halo opal 58(Shofu Inc. Japan) 및 Vita OMEGA 900 EN2(Vita Zahnfabrik, Germany)(이하 각각 C, D, H, V로 약칭)를 사용하였으며, 자연치 에나멜로는 남성 및 여성의 에나멜을 사용하였다. 상용 치과용 법랑질도재 시편은 각 제조사에서 제공한 최적 소성조건에 따라 제조하였으며, 그 조건을 <Table 1>에 나타내었다.

모든 시료는 혼합장비 (Ceramic Vacuum Unit/ Sejong Dental, Korea)로 교반하고 Fig. 2에 나타난 조립형 몰드로 시편(폭  $4.0 \pm 0.25\text{mm}$ , 두께  $1.2 \pm 0.2\text{mm}$ , 길이  $20\text{mm}$ )을 제작하였다. 혼합시 증류수 또는 제조사에서 공급한 성형액을 사용하였으며 isolating fluid (TRENN-PEN Benzer Dental Co., Switzerland) 를 몰드에 바른 후에 세라믹 반죽을 넘치도록 채운 후 진동을 가하였다. 시편의 표면에서 빠져 나온 여분의 액을 제거하면서 액이 더 이상 배출되지 않을 때까지 진동과 흡습을 반복하고, 슬라이드 유리를 이용하여 시료의 표면을 평탄화 하였다. 시편을 몰드에서 분리한 후 소성용 기관위에 알루미나 분말을 평활하게 깔고 각각의 Table 1에 나타난 소성조건에 따라 소성하였다. 소성은 실제 치과도재 제작과정과 동일한 방법으로 총 2회에 걸쳐 진기로 (AUSTROMAT3001, DEKEMA, Germany)에서 진행되었으며, 진공에서 1회 소성한 후 glazing단계로 대기압하에서 다시 1회 소성하였다. 단, d.sign T-S1 은 제조사의 추천 소성 방법에 따라 2회 연속 진공 하에 소성하였다. 상기 방법으로 제조사별 15개의 시편과 XRD test 를 위한 Bulk block 시편을 각각 10개의 시편을

제작하여 준비 하였다.



<Fig. 1> Photograph of Vita Lumin- Vacuum shade guide.



<Fig. 2> Schematic drawing of mold for 3 point bending test.

〈Table 1〉 Mixing and Baking Conditions of Commercial Dental Enamel Porcelain.

Sample		Starting temperature	Predry	Absolute Pressure (hPa/mbar)	Increasing temperature	Maximum temperature	Holding time
Creation S058 (C)	mixing condition	Ceramic powder + distilled water at 470mmHg(2min, vibration)					
	1st sintering	580°C	4min	35	55°C/min	910°C	60sec
	2nd sintering	600°C	2min	-	55°C/min	930°C	-
d.sign T-S1 (D)	mixing condition	Ceramic powder + distilled water at 470mmHg(2min, vibration)					
	1st sintering	403°C	7min	35	60°C/min	870°C	60sec
	2nd sintering	403°C	4min	35	60°C/min	870°C	30sec
Vintage Halo opal 58 (H)	mixing condition	Ceramic powder + distilled water at 470mmHg(2min, vibration)					
	1st sintering	680°C	6min	35	50°C/min	925°C	-
	2nd sintering	680°C	5min	-	60°C/min	915°C	-
Vita OMEGA 900 EN2 (V)	mixing condition	Ceramic powder + modeling fluid at 470mmHg(2min, vibration)					
	1st sintering	600°C	6min	35	50°C/min	900°C	60sec
	2nd sintering	600°C	4min	-	75°C/min	900°C	120sec

**2. 측정 및 방법**

자연치의 투명도에 따른 심미적 조화와 최외부의 물리적 영향을 주는 상용 치과 법랑질도재의 광학적·기계적 물성 연구를 위하여 다음과 같은 항목으로 측정과 분석을 하였다.

**1) X-ray 회절분석**

제조된 시편의 유리형성 여부를 분석하기 위해서 각각의 시편에 대하여 XRD(D/Max, Rigaku, Japan)분석을 수행하였다. 이때 Cu·K $\alpha$ 를 target, Ni를 filter로 하고 scan range는 10°~80°, scan speed는 4°/min로 하였다.

**2) 정량·정성 분석**

Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (EDS, S270, Hitachi, Japan)를 이용하여 시

편을 정량, 정성분석을 수행하였다. 이때 가속 전압은 10 Kv이었으며, 배율은 60 배였다.

**3) 열시차 분석**

제조된 시편의 유리전이온도(T<sub>g</sub>)와 결정화온도(T<sub>c</sub>)를 알아보기 위하여 각각의 시편에 대하여 Differential Thermal Analysis / DTA(TG-DTA 92, Setaram, France)를 이용하여 Ar분위기하에서 20K/min의 승온 속도로 1200°C까지 측정하였다.

**4) 광학특성 분석**

제조한 시편의 광투과율을 알아보기 위해 통상 도재전장 주조관의 평균 절단부 순·설편측면 법랑질 두께인 0.5mm로 시편을 연마한 후 UV/NIS/VIR spectrometer로 가시광 영역인

400~800nm 범위에서 측정을 수행하였다.

### 5) 강도 측정

각 시편의 소성 조건에 따라 제조된 시편의 기계적 물성을 관찰하기 위하여 3점 꺾임강도(3 point bending strength)를 KS L 1591 규격에 준하여 Flexural strength를 측정하였다.

### 6) 경도 측정

경도의 측정은 시편을 정면으로 연마한 후에 Vickers Microhardness 시험기(MXD-CX3E, Matsuzawa, Japan)를 이용하여 압자압입법(indentation method)으로 10회 측정하였으며, 100  $\mu\text{m}/\text{sec}$ 의 하중속도로 압입 후 10초간 유지하였다. 경도 측정은  $0.5\text{kg} \cdot \text{f}$ 를 가하여 압입한 후, 압흔의 대각선 길이를 측정하여  $H=0.4636 \times (P/a^2)$ 식을 이용하여 계산하였다. 여기서 H는 경도, P는 압입시의 하중 그리고 a는 압입에 의해 생성된 압흔의 반경이다.

### 7) 열팽창계수 측정

열팽창계수는  $15 \times 6 \times 3\text{mm}^3$  크기를 갖는 시편의 전면을 SiC 연마지로 연마한 후 TMA (TMA99, Setram, France)를 이용하여 측정하였다.

### 8) 미세구조 분석

각각 시편의 자유 파단면을 주사 전자현미경(SEM/Scanning Electron Microscope, XL20, Philips, Netherland)을 이용하여 관찰하였다.

## III. 연구결과 및 고찰

### 1. 치과용 법랑질도재의 조성 및 상분석

각 시편의 주성분을 분석하기 위하여 EDS를

이용하여 조성분석을 하였으며 그 결과를 <Table 2>에 나타내었다. 4시편 모두  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$  및  $\text{Al}_2\text{O}_3$ 가 주성분을  $\text{K}_2\text{O}$ 가 소량첨가 되었다. D시편의 경우 다른 시편에 비하여  $\text{SiO}_2$ 양이 적고  $\text{Na}_2\text{O}$  많았으며, H시편의 경우  $\text{SiO}_2$ 와  $\text{K}_2\text{O}$ 의 양이 상대적으로 많은 것으로 분석되었다.

4시편의 소성 후의 XRD pattern을 각각 <Fig. 3>에 나타내었다. 소성 전·후의 상분석 결과 4 시편 모두 halo와 예리한 peak가 관찰되었는데, XRD 분석결과 시편 내에 비정질상과 leucite ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$  : Potassium Aluminum Silicate)상이 혼재되어 있음을 알 수 있었다. 또한, 소성 전·후의 시편들의 결정성을 비교하여 보면 거의 유사한 경향을 갖는 것으로 나타났다. 이는 소성시 승온속도가  $50^\circ\text{C}/\text{min}$  이상으로 빠르고 소성온도에서 유지시간이 2분 이내로 짧아 결정화가 거의 진행되지 못한 것으로 생각된다. Leucite계 결정화 유리는  $1000^\circ\text{C}$ 에서  $1200^\circ\text{C}$  범위내에서 결정의 용융을 수반하지 않고 점성 유동 현상을 나타내는 것으로 알려져 있으며, 이 과정에서 유리내 결정의 재배열이 일어나는 것으로 알려져 있다(Holand, 1997).

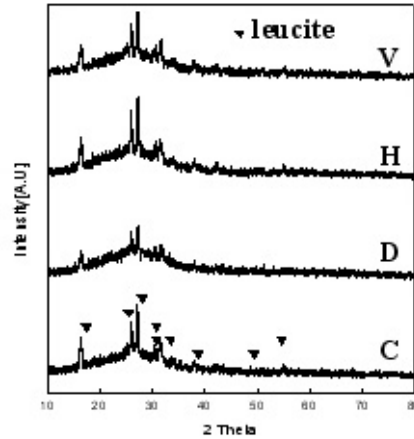
H시편의 경우 XRD peak의 강도가 가장 높았으며, D시편의 경우 그 강도가 낮았다. 이는 H 시편에 leucite를 생성하기 위한  $\text{K}_2\text{O}$ 의 함량이 크기 때문으로 생각되며, 반대로 D 시편의 경우 결정성이 다른 시편들에 비하여 상대적으로 낮는데 이는 leucite 생성에 사용되는  $\text{K}_2\text{O}$ 의 함량이 적고 수산화물인  $\text{Na}_2\text{O}$ 의 함량이 많기 때문인 것으로 판단된다. 출발원료는 순수한 유리가 아니고 leucite를 주상으로 갖는 결정화 유리 분말이었다. Leucite는 치과용 세라믹스의 열팽창

계수를 조절하기 위한 구성 성분으로 널리 사용되며, 이는 세라믹이 금속 위에 용융 또는 소성될 때 매우 중요하다. 또한 에나멜 내의 leucite는 꺾임 강도 및 파괴인성을 증가시키며, 에나멜의 마모도를 자연치의 그것과 유사하게 조절해주는 역할을 하는 것으로 알려져 있다.

에나멜은 2가지 상으로 이루어져 있으며, 유리상과 결정상으로 나누어져 있다. 에나멜의 소성 과정에서 형성되는 유리상은 brittleness가 낮고, 비방향성 파절이 일어나는 단점을 가지나, 결정상을 서로 결합시키는 역할을 하고 있다. Leucite는 열팽창계수가  $20\sim 25 \times 10^{-6}/K$ 로 장석유리에 비해 크다. 치과용 유리 중에는 leucite를 첨가하지 않은 것도 있으며, leucite의 전구물질로 장석이 반드시 필요하지 않으나 열팽창 계수를 조절하기 위해 첨가하기도 한다. 또한 에나멜의 강도에 영향을 미쳐 leucite의 농도가 높은 에나멜은 낮은 에나멜에 비해 2배까지 강도가 증가하기도 한다.

〈Table 2〉 EDX Data of Dental Enamels.

Sample	O	Na	Al	Si	K
C	56.75	9.98	9.99	20.49	2.80
D	58.13	12.18	9.20	18.82	1.67
H	50.11	10.81	10.84	24.02	4.22
V	53.03	10.89	10.86	21.68	3.55



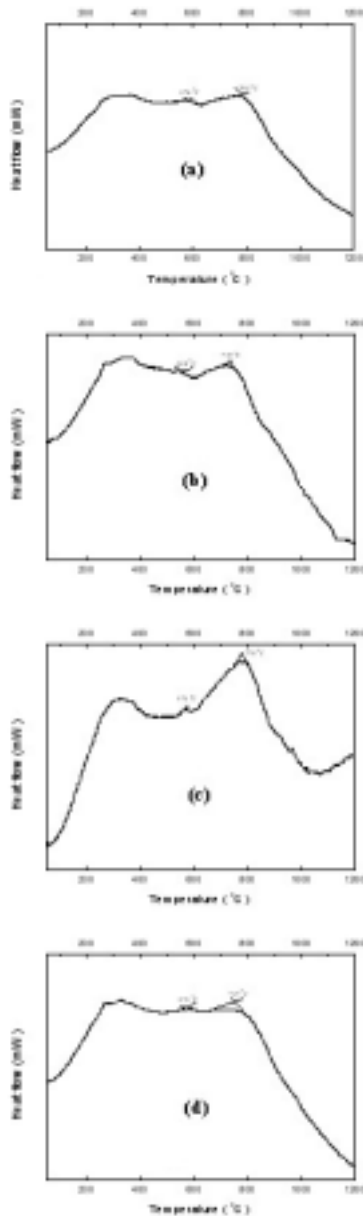
〈Fig. 3〉 XRD patterns of fired commercial dental enamel.

## 2. 치과용 범랑질도재의 열적 특성 분석

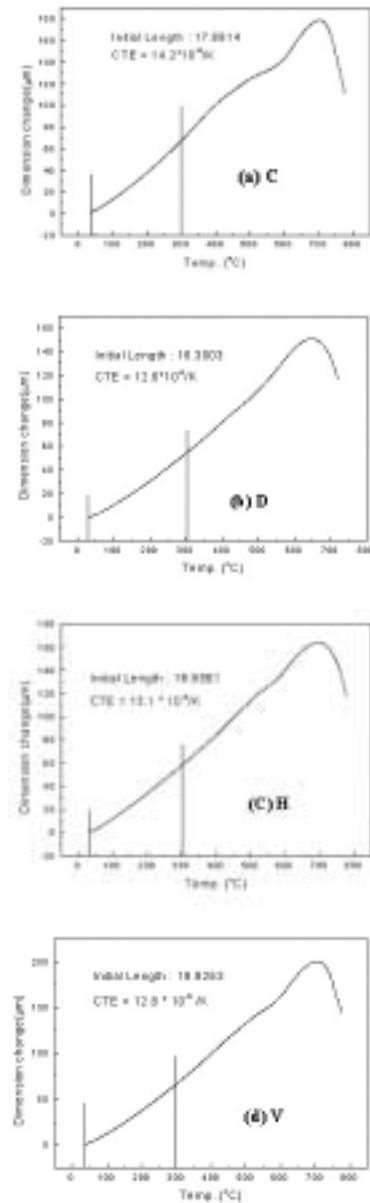
4시편의 DTA 결과를 〈Fig. 4〉에 나타내었다. DTA 곡선에서 나타나듯이 출발원료로 결정화 유리 분말을 사용하였기 때문에 유리분말과 같은 명확한  $T_g$ 나 결정화 peak는 관찰되지 않았다. 유사한 조성의  $K_2O-Al_2O_3-SiO_2$ 계 유리의 DTA 결과의 경우 유리전이온도( $T_g$ )와 결정화 온도( $T_c$ )가 각각  $540 \pm 5^\circ C$ 와  $740^\circ C$  부근이었다. 이를 참고하여 각 시편의  $T_g$  및 결정화 온도를 결정한 결과 C, D, H 및 V의  $T_g$ 는 각각  $576^\circ C$ ,  $548^\circ C$ ,  $570^\circ C$  및  $571^\circ C$  이었으며, 결정화 온도는  $780^\circ C$ ,  $735^\circ C$ ,  $778^\circ C$  및  $747^\circ C$ 이었다. 다른 시편들에 비하여  $SiO_2$ 의 함량이 낮고  $Na_2O$ 의 함량이 높은 D시편의 경우 유리전이 온도가 C, H 및 V 시편에 비하여  $20^\circ C$  정도 낮은 것으로 나타났다. D시편의 경우 업체에서 제공한 최적 소성온도가 다른 시편들에 비하여 낮은 이유 또한 전술한 조성 및 열분석 결과에 기인하는 것으로 판단된다. 또한 각각의 시편의 TMA 결과를 〈Fig. 5〉에 나

타내었으며, 상온에서부터 300℃까지의 결과를 linear fitting한 결과 시편의 열팽창계수는 각

각 (C)  $14.2 \times 10^{-6}/K$ , (D)  $12.6 \times 10^{-6}/K$ , (H)  $13.1 \times 10^{-6}/K$ , (V)  $12.8 \times 10^{-6}/K$  이었다.



〈Fig. 4〉 DTA curve of commercial dental enamel powders.  
(a) C, (b) D, (c) H and (d) V. (Continued)



〈Fig. 5〉 TMA curve of commercial dental enamel specimens:  
(a) C, (b) D, (c) H and (d) V. (Continued)

### 3. 치과용 법랑질도재의 광학적 특성 분석

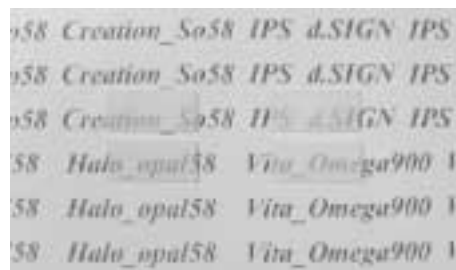
광투과율 및 반사율을 측정하기 위해 0.5mm 두께로 연마한 시편의 사진을 <Fig. 6>에 나타내었다. 현재 이용되고 있는 심미수복재료로서 도재 수복물의 심미성에 영향을 미치는 요소로는 치아의 외형, 표면상태, 투광도, 색조 등이 있으며, 이 가운데 특히 투광도는 성공적인 수복물 제작을 위한 중요한 요소라 할 수 있다. 제조된 4시편의 경우 모두 투명하지는 않으나, 투광성을 나타내고 있었으며, 이는 치아의 투명감을 재현하는 역할을 한다. 4시편 모두 옅은 노란색이 섞인 우유 빛을 띄어 시편 밑에 표기된 시편명을 관독할 수 있을 정도의 투광성을 나타내고 있다.

4시편의 광투과율 및 반사율을 <Fig. 7>에 나타내었다. 4시편 모두 특정파장에서의 흡수 peak는 관찰되지 않았으며, H 시편의 광투과율 결과를 제외하면 광투과율과 반사율은 5% 이하로 낮은 값을 나타내었다. 일반적으로 알카리 망목수식산화물을 함유한 유리는 가시광선 영역에서 무색 투명한 것으로 알려져 있으나, 시편 모두 유백색을 나타낸다. 이는 시편내의 기공이나 유리질과 결정질 사이에서의 굴절율 차이에서 기인되는 광산란에 의하여 유백성을 나타내는 것으로 판단된다. H 시편의 광투과율은 다른 3시편의 광투과율에 비하여 2배 이상 높게 나타났는데, 이는 XRD 결과에서 나타낸 것과 같이 H 시편의 결정성이 높아 산란에 의한 광투과율이 5% 이상 나온 것으로 판단된다. 또한 결정입자가 더욱 작을수록 주로 광굴절이 일어나 유백현상이 일어나는데, H시편의 경우 미세구조 관찰 결과 다른 시편들에 비하여 결정입자의 크기가 커서 광투과율이 높은 것으로 생각된다.

광이 치면에 도달하면 그 일부는 반사되고 나머지는 법랑질을 통과해 산란된다. 상아질에 도달하는 광도 흡수되거나 반사되어 다시 법랑질 내에서 산란된다. 전치 절단면과 같이 상아질이 없는 부위라면 어느 정도의 광선이 구강내에 통과 흡수될 것이다. 결과적으로 이 부위는 치경부보다 투명하게 보인다. 이와 같이 에너지 보존 법칙에 의거하여 입사광선의 에너지(E)에서 4가지의 구성분 사이에 아래와 같은 관계가 성립된다 (고영무 외, 2001).

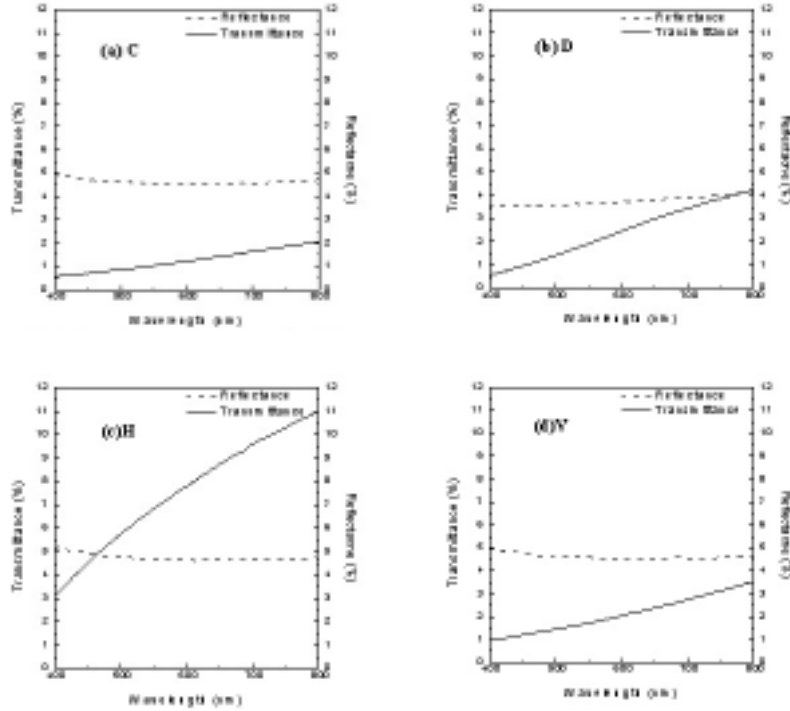
$$E_{\text{incident}} = E_{\text{scattered}} + E_{\text{reflected}} + E_{\text{absorbed}} + E_{\text{transmitted}}$$

광투과율 시편의 경우 상아질 부분이 없기 때문에 흡수에 관한 인자는 무시하면, 광투과율과 반사율이 낮은 것으로 미루어 보아 대부분의 에너지가 산란의 형태임을 알 수 있다.



<Fig. 6> Photograph of fired commercial dental enamel polished to 0.5 mm thickness.





(Fig. 7) Transmittance and reflectance of dental enamel specimens : (a) C, (b) D, (c) H and (d) V. (Continued)

#### 4. 치과용 법랑질도재의 기계적 특성 분석

각 시편의 강도를 측정하기 위하여 만능시험기를 이용하여 꺾임강도를 측정한 결과를 <Table 3>에 나타내었다. 3점 꺾임강도는 각각의 시편의 측정치로부터 다음 식에 따라 산출한다.

$$\sigma_{3b} = \frac{3PL}{2\omega t^2}$$

이때  $\sigma_{3b}$ 는 3점 꺾임 강도 (MPa),  $P$ 는 시편이 파괴되었을 때의 최대하중 (N),  $L$ 은 하부지점 간의 거리 (0.015m),  $\omega$ 는 시험편의 너비(m) 그리고  $t$ 는 시편의 두께(m)이다.

3점 꺾임 강도는 V, H, D, C 시편순으로 높았

으며, V시편의 경우 3점 꺾임강도가 100MPa 이상으로 가장 높은 값을 나타내었다. 또한 자연치 에나멜의 3점 꺾임 강도는 65에서 75MPa로 보고되고 있어 모든 시편은 자연치 에나멜의 3점 꺾임강도에 비하여 높은 값을 나타낸다. 그러므로 모든 시편은 다양한 악운동방향의 저작압에 저항하기에 충분히 높은 3점 꺾임강도를 갖는 것으로 판단되며, ISO 6872에 나타난 1형 3종 치과용 세라믹의 최소 꺾임강도인 50MPa를 충분히 만족하고 있다.

또한, 자연치와 치과용 에나멜의 마모도를 비교하기 위하여 각 시편의 경도를 측정하였다. 동

일 시료에 대하여 10점을 측정하고 최고와 최저 값을 제외한 나머지 값으로 평균치를 구하였다. 시료의 시험면은 압자부착축과 수직이 되도록 놓아하는데, 자연치의 경우 표면전체에 굴곡이 있어 최대한 평탄한 부분을 선택하여 측정하였다. 비커스 경도는 압흔의 2방향 대각선의 길이의 측정치의 평균으로부터 다음 식에 따라 계산한다.

$$HV = 0.1891 F/d^2$$

이때 HV는 비커스 경도, F는 시험 하중 (N), d : 압흔의 대각선 길이의 평균 (m)이다.

그 결과를 <Table 4>에 나타내었는데, 2종의 자연치의 경도는 각각 Hv329와 Hv322.8 이었

고, 자연치2의 경우 평탄한 부분이 거의 없어 표준 편차가 39.8로 컸다. 모든 시편의 경도는 자연치의 경도보다 Hv100 정도 높았으며, 경도는 V, D, C, H 순으로 높았다. 치과용 에나멜은 자연치의 마모를 초래하지 않기 위하여 자연치와 유사하거나 다소 낮은 범위의 경도를 가져야 한다. 모든 시편의 경우 자연치의 경도보다 HV 100 이상 높아 자연치의 마모를 유발할 수 있을 것으로 생각된다. 3점 꺾임 강도와 비교하면 V, D, C 시편의 경우 3점 꺾임 강도가 높은 시편이 경도값도 높게 측정되었으나, H시편은 3점 꺾임 강도는 높은 반면 경도값이 가장 낮아 4시편 중 기계적 물성면에서 가장 우수한 물성을 나타내었다.

<Table 3> 3 Point Bending Strength of Dental Enamels. (Continued)

C				D			
w (mm)	t (mm)	P (N)	$\sigma_{*3}$ (Mpa)	w (mm)	t (mm)	P (N)	$\sigma_{*3}$ (Mpa)
4.224	1.613	3.6	72.23	4.155	1.556	4.0	87.68
4.153	1.615	4.4	89.57	4.118	1.673	4.2	80.35
4.286	1.724	4.6	79.62	3.996	1.587	7.4	162.13
4.263	1.564	3.4	71.89	4.039	1.495	3.2	78.16
4.078	1.476	3.2	79.42	4.082	1.506	3.6	85.74
4.106	1.605	3.2	66.71	4.141	1.652	3.4	66.34
4.111	1.7	4.2	77.95	3.955	1.544	3.4	79.51
4.124	1.617	3.0	61.35	3.931	1.45	1.8	48.02
4.128	1.65	2.8	54.94	3.981	1.731	4.2	77.64
4.18	1.607	4.0	81.71	4.083	1.574	2.8	61.03
평균			73.86	평균			77.06
표준편차			6.68	표준편차			8.50

<Table 3> (Continued)

H				V			
w (mm)	t (mm)	P (N)	$\sigma_{*3}$ (Mpa)	w (mm)	t (mm)	P (N)	$\sigma_{*3}$ (Mpa)
4.157	1.673	45.08	87.18	4.016	1.646	54.88	113.49
4.119	1.631	45.08	92.57	4.084	1.737	49	89.47
4.049	1.468	34.3	88.45	4.071	1.553	43.12	98.81
4.283	1.723	54.88	97.11	4.143	1.567	39.2	86.70
4.006	1.512	34.3	84.27	4.181	1.684	43.12	81.83
4.24	1.702	49	89.76	4.079	1.682	60.76	118.47
4.022	1.599	40.18	87.91	3.998	1.694	50.96	99.94
4.142	1.821	49	80.27	4.211	1.729	62.72	112.10
4.181	1.612	29.4	60.89	4.203	1.715	58.8	107.02
4.075	1.652	43.12	87.24	4.236	1.737	60.76	106.97
		평균	87.21			평균	101.81
		표준편차	3.43			표준편차	9.28

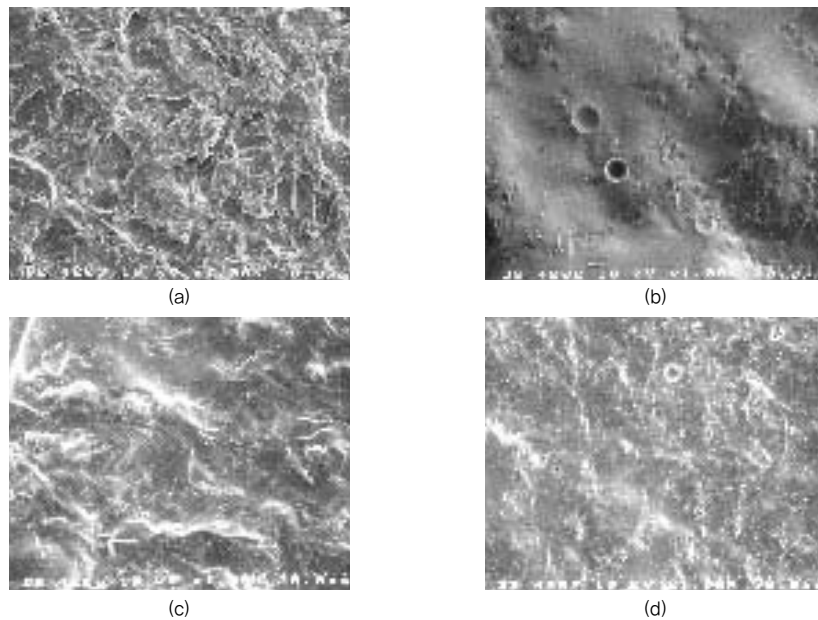
<Table 4> Vickers Hardness of Dental Enamels.

	자연치1	자연치2	C	D	H	V
	338.3	239.6	440.0	476.7	442.9	486.6
	345.5	242.3	480.0	466.1	464.0	538.3
	332.5	349.5	446.8	464.0	442.9	475.6
	312.1	333.2	453.8	476.7	447.8	472.4
	313.3	348.2	467.1	471.3	451.8	475.6
	328.8	360.7	421.5	469.2	390.1	470.3
	312.1	270.4	457.8	457.8	442.9	459.9
	358.5	355.0	419.7	443.9	440.0	471.3
	320.9	351.6	471.3	443.9	449.8	504.9
	328.8	332.5	471.3	453.8	428.8	488.8
평균	329.2	322.8	453.7	462.9	443.4	480.7
표준편차	14.0	39.8	16.2	9.9	6.7	11.2

### 5. 치과용 범랑질도재의 미세구조

〈Fig. 8〉는 각 시편의 파단면을 주사 전자현미경(Scanning Electron Microscope, XL20, Philips, Netherland)으로 관찰한 것이다. 약간의 상이성이 있지만 짧은 소성 시간에도 불구하고 비교적 기공이 없는 치밀한 구조를 가짐을 확인 하였다. 이는 소성전 일차적 혼합 장비에 의한 진공교반과 도재 축성시 초미세분말(ultra

fine ceramic powder)에 의한 자가 응축(self condensation) 성질에 기인하는 것으로 판단된다. 치밀한 구조는 경도의 증가를 유발 하므로 내구성 향상에 기여함과 동시에 투명성 증가로 심미성 향상을 기대 할 수 있다. 그러나 그로인한 과도한 결합구조를 갖는 것은 자연치의 마모를 초래 할 수도 있다.



〈Fig. 8〉 Scanning electron micrographs of dental enamel specimens :  
(a) C, (b) D, (c) H and (d) V

## IV. 결 론

본 연구에서는 4종의 상용 치과용 도재를 선정하여 광학적·기계적 특성을 분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 정성분석 결과  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  및  $\text{K}_2\text{O}$ 가 주성분을 이루고 있었고, H 시편의 경우 다른 시편에 비하여  $\text{SiO}_2$ 와  $\text{K}_2\text{O}$ 의 함량이 많아 금속 하부구조와 열팽창계수 조절과 파괴인성 격임 강도를 조절하는 역할을 하므로 자연치의 마모도에 근접할 수 있도록 배려한 것으로 추정한다.

2. XRD 분석 결과 출발원료와 소성된 시편모 두 결정화 유리였으며, 주상은 leucite 상이었다. 소성 전·후의 XRD peak 강도는 유사한 값을 보였는데, 이는 소성 중 추가의 결정화는 일어나지 않고, 유리내의 결정의 재배열만 일어남을 알 수 있다. 이는 원래의 leucite 상의 결정이 그대로 남아 있으므로 해서 투명성 증가의 역할에 기인하는 것으로 판단된다.

3. 시차열분석결과 유리의 조성에 따라  $T_g$ 는 548~576°C 사이의 값을 나타내었으며, 결정화 온도는 735~780°C 사이 값을 나타내었다. D와 V 제품만이 현저히 약 30~40°C의 저온 결정화 온도를 보이므로 보다 저온에서 투광성 증가에 일조하는 것으로 판단된다.

	C	D	H	V
유리전이 온도	576°C	548°C	570°C	571°C
결정화 온도	780°C	735°C	778°C	747°C

4. TMA 분석결과 조성에 따라 실온에서 300°C의 열팽창계수는  $12.6 \times 10^{-6} \sim 14.2 \times 10^{-6}/K$  사이의 값을 나타내었다. 현 시판중인 소부용 합금의 열팽창계수  $14.3 \times 10^{-6}$ (25~500°C)한계 이내의 수치를 나타내어 소정의 소성회수에 안정한 결합상태를 유지하는 호환성이 있다고 본다.

	C	D	H	V
열팽창계수	$14.2 \times 10^{-6}$	$12.6 \times 10^{-6}$	$13.1 \times 10^{-6}$	$12.8 \times 10^{-6}$

5. 0.5mm 치과용 법랑질도재 시편을 육안으로 관찰한 결과 충분한 투광성이 있었으나 광투과율과 반사율은 대부분 5% 이하로 낮게 나타났는데, 이는 치과용 법랑질도재내의 유리질과 결정질 사이의 굴절률 차에 의한 산란에 기인한 것으로 해

석된다.

6. 치과용 법랑질도재의 3점 꺾임강도는 자연치와 유사하거나 약간 높은 값을 나타내었으나, Vickers경도는 자연치에 비하여 30%이상 높은 값을 나타내어, 자연치의 에나멜과의 마모를 유발할 수 있을 것으로 판단된다.

	자연치	C	D	H	V
Vickers 경도	322.8	453.7	462.9	443.4	480.7

7. H 시편의 경우 다른 시편들에 비하여 투명강과 3점 꺾임강도 값이 높고 경도가 낮아 4개의 상용 치과용 법랑질 도재 중 보다 양호한 광학적·기계적 물성을 나타내었다.

## 참 고 문 헌

김경남 외. 치과재료학. 군자출판사, 2001.  
 김사학. 글리콜을 용매로 제조한 연고형 불투명 도재의 물성. 연세대학교 대학원 치의학 박사논문, 2002.  
 김용철 외. 치과도재기공학. 신흥인터내셔널, 1997.  
 최근배. 가시광선영역에서 shade guide에 따른 광투과도 특성 연구. 전북대학교 대학원 치의학석사논문, 1999.  
 Barghi N, Pedrero JA, Bosch RR. Effects of batch variation on shade of dental porcelain. J Prosthet Dent, 54 : 625-627, 1985.  
 Barghi N, & Richardson JT. A study of various factors influencing shade of bonded porcelain. J Prosthet

- Dent, 39 : 282-284, 1978.
- Davison SP. & Myslinski NR. Shade selection by color vision defective dental personal. J Prosthet Dent, 63: 6397-6401, 1990.
- Holand W. Biocompatible and bioactive glass-ceramics-state of the art and new directions. J non-cryst. solids, 219: 192-197, 1997.
- Land CH. A new system of Restoring badly decayed teeth by mean of an enamelled metallic coating. Independent practioner, 7 : 407-409, 1886.
- McLean JW. The science and art of dental ceramics, 2nd ed. Chicago, Quintessence, 1982.
- Miller MB. Intraoral porcelain repairs with opposite. Dent. Today, 16: 56, 1997.
- Mclean JW, & Hughes TH. The Reinforcement of dental porcelain with ceamic oxides. Brit Dent J 119, 251-267, 1965.
- Miller LL. Organizing color in dentistry. JA. DA, 26-40, 1987.
- Milton Silver AB, Klein G, & Haward C. porcelain bonded to a cast metal understructure, J Prosthet Dent, 11: 1342-1346, 1961.