

## 치과용도재에 의한 법랑질 마모에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이영국 · 이선형 · 양재호 · 정현영

### I. 서 론

치아의 마모는 주로 교합면과 치경부에서 발생하나, 특히 교합면에서의 치질 상실은, 악관절에 중요한 영향을 미치며, 심한 경우 수직고경 상실의 원인이 된다<sup>1,2)</sup>. 또한 주요 해부학적 형태의 마멸로 저작기능을 저하시키고<sup>3)</sup>, 지속적인 법랑질 상실은 상아질의 노출을 초래하게 된다. 일단 상아질이 노출되면 상아질의 내마모성이 법랑질에 비하여 낮기 때문에 치수가 노출되는 상황이 발생할 수 있다<sup>4)</sup>. 심각한 치아의 마모는 이갈이 습관과 관련이 있으며, 마모 정도는 남녀 성차가 있는 것으로 알려져 있고<sup>5)</sup>, 여성보다 남성에서 더 많은 것으로 보고되고 있다<sup>6)</sup>.

자연치열에서의 가령적 치아 마모는 정상적인 과정으로 인정되지만, 치아 수복 재료가 자연치아와 다른 마모성향을 가지게 되면, 대합 치아의 마모율에 변화가 발생할 수 있다<sup>7,8)</sup>. 현재 임상에서 사용되고 있는 수복 재료로서, 교합압에 대한 지지 능력, 구강조직과의 친화성, 무독성 등의 조건을 충족시키는 재료는 금합금과 레진, 치과용 도재 뿐이다. 금합금은 대합되는 재료에 상관없이 양호한 마모성향을 보이는 재료이다. 대합되는 부위가 치과용 도재 혹은 법랑질일 경우에도 안전한 결과를 보였으며, 특히 금합금끼리 대합되는 경우 가장 낮은 마모성향을 보였다<sup>9)</sup>. 레진은 심미적으로 우수하고 조작성이 용이하여 임상에서 많이 사용하고 있는 재료이나, 쉽게 파절되거나 마모되는 단점이 있는 재료이다. 최근에는 강화된 물성으로 인하여, 구치부에서 사용되고 있으나 임상적으로 좋게 평가되려면, 부착력과 심미

성 및 강도가 우수하여야 하며, 내마모성도 고려되어야 한다<sup>10)</sup>.

치과용 도재는 치과임상에 도입된 이후, 현저한 발전으로 인하여 치과분야에서 광범위하게 사용중인 우수한 재료이며, 특히 심미성을 요구하는 수복의 경우 우선적으로 고려되는 재료중의 하나이다<sup>3)</sup>. 교합면의 수복은 마모에 대한 저항성 뿐만 아니라 대합되는 교합면의 마모를 야기시키지 않아야 한다는 이론으로 시행되어야 하나, 최근에는 심미성 향상을 이유로 마모성이 강한 도재를 구치부 교합면에 사용하는 경향이 늘고 있다<sup>11)</sup>. 본 연구에 앞서 저자가 시행한 설문조사에 의하면, (1) 환자가 심미 증진을 이유로 구치부(제2소구치 및 대구치)의 교합면을 도재로 수복해 달라고 요구할 경우, 67%의 치과의사가 환자가 원한다면 수복한다고 응답하였으며, 소구치만 도재교합면으로 수복하거나 하악만 도재교합면으로 수복한다는 일부 수용의 응답자도 있었으나, 도재에 의한 교합면 수복을 절대 금기시하는 치과의사는 한명도 없었다. (2) 치과의사 본인의 치아를 수복할 경우 어떻게 하겠는가에 대한 질문에는, 응답자의 54%가 반드시 금속교합면으로 수복하겠다고 응답하였으며, 특정부위는 도재 교합면으로 수복하겠다고 응답한 치과의사의 대부분이 여성이었다. 이는 Christensen<sup>12)</sup>의 조사에서, 73%의 치과의사가 본인의 치아를 금속으로 수복하겠다고 한 결과와 비교할 때, 오늘날 임상에서의 도재에 대한 선호도를 짐작해 볼수 있다 하겠다.

도재로 제작한 보철물은 광활화한 상태로 구강내에서 시적하는 경우가 대부분이어서, 교합 조정시

도재 표면의 광활재가 제거되어, 마모시키는 성질이 매우 강한 상태가 된다. 따라서 삭제한 표면을 연마하거나 광활화하여 가능한 한 가장 활택한 표면 상태가 되도록 하여야 한다<sup>13)</sup>. 그러나 광활화는 항상 용이하게 시행할 수 있는 상황이 아니므로, 여러 가지 다양한 방법의 연마법이 고안되어, 도재 표면 원래의 심미성과 매끄러움을 회복하고자 노력하였다<sup>14-17)</sup>. SEM 관찰 결과 삭제된 면은 광활화한 것과 유사하게 연마할 수 있으며, 강도측면에서도 적절한 연마를 행한 도재가 광활화한 도재에 비해 열등하지 않았다<sup>18)</sup>.

도재의 강도는 압력에는 강하나, 인장력이나 전단력에는 약하므로, 잘못 형성된 교합면, 이갈이 혹은 이를 악무는 환자의 경우에, 도재관의 교두나 절단부의 파절이 흔히 발생한다. 도재수복물에 의한 임상적 실패의 가장 흔한 원인은 부적절한 치아 삭제이다<sup>19)</sup>. 충분한 치질 삭제는 금속 및 불투명, 상아질, 법랑질도재 등의 두께를 보장하여, 적절한 외형 형성 및 교합조정을 허용한다. 구치부 수복의 경우에는, 하악의 측방운동시 필요한 공간을 확보하기 위하여 추가적인 치질 삭제가 요구된다. 환자의 습관이나 교합을 잘 파악하지 못하고 제작한 수복물, 술자의 부적절한 치질 삭제, 잘못된 기공과정 등의 원인으로, 구강내에서 불투명도재나 금속이 노출되도록 교합조정을 해야 하는 경우도 발생하며, 접착후 교두의 파절로 상아질 혹은 불투명도재가 노출된 상태로 사용중인 증례도 흔하게 발견할 수 있다. 이렇게 노출된 도재 표면은 더욱 마모성이 강한 상태가 될것으로 예상된다.

이에 본 연구에서는, 교합조정 후 광활화한 표면과 연마한 표면의 법랑질에 대한 마모도의 차이와, 노출된 상아질 및 불투명도재의 마모성을 평가하기 위하여, 법랑질도재는 self-glazing군과 연마군으로 구분하여 제작하고, 일부 도재를 이용하여 광활화액을 사용한 overglazing군, 상아질 및 불투명도재군을 추가 제작하여 마모시험하였다. 치아의 마모량과 시편의 마모량을 부피 단위로 측정하였으며, 표면 조도와 마찰계수, 표면 경도를 측정하고, 주사전자현미경으로 마모면을 관찰하고, EDAX로 도재의 성분을 분석하여, 마모성과의 관련성을 알아보하고자 하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

마모실험을 위한 재료로 현재 시중에서 가장 널리 사용되고 있는 장식계도재 4종과 대조군으로 금합금을 사용하였으며, 상대 마모재에 해당하는 치아는 교정치료를 위하여 발거한 건전한 소구치를 사용하였다.

- 1) 치아 : 사람의 상악 소구치
- 2) 금합금 : type IV(동명합금, Korea)
- 3) 도재 :
  - ① Vita- $\Omega$  powder(Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Germany)
  - ② Ceramco-II powder(Ceramco Inc. NJ, USA)
  - ③ Vintage powder(Shofu Inc. Kyoto, Japan)
  - ④ Vita- $\alpha$  powder(Vita Zahnfabrik, Bad Sachingen, Germany) of In-Ceram system

### 2. 연구방법

#### (1) 치아 시편 제작

치아 시편은 발거한 후 한달이 경과되지 않은 상악 소구치의 협측 교두를, 직경 5mm, 높이 5mm의 원추형으로 가공 제작하였으며, 치아의 교두는 마모면이 이미 존재하거나, 너무 뾰족하거나 파절면이 있는 치아는 대상에서 제외하였고<sup>20)</sup>, 치아 시편 제작시 교두 침부는 가공하지 않고 원래의 상태를 유지하도록 하였다. 협측 교두를 사용한 이유는 대다수의 설측 교두 침부가 이미 마모되었거나 파절면이 존재하였고, 대칭을 이루는 균일한 형태의 원추형으로 제작하기에 부적합한 모양을 가지고 있었으므로, 건전한 상태에 있는 협측 교두를 이용하였다.

#### (2) 금합금 시편 제작

금합금 시편은 대조군으로 하여, 도재 시편과 같은 크기의 납형을 제작하고, 매몰후 통상적인 방법으로 주조하여 도재와 같은 조건의 연마를 시행하였다<sup>20)</sup>.

#### (3) 도재 시편 제작

4종의 치과용 도재의 법랑질도재를 이용하여 self-glazing군과 연마군으로 각각 4개 실험군, over-

glazing으로 1개군, 상아질도재로 2개군, 불투명도재로 1개군을 추가하여 총 12개군의 시편을 제작하였다(Table 1).

직경 16mm, 두께 1.8mm의 원판형 레진틀을 이용하여, 시편당 약 1.5g 정도의 도재를 사용하여 혼합한 후, 법랑질 및 상아질도재는 G-Cera Vest로 제작한 내열성 타일상에서 응축후, 각 제조회사의 지시에 따라 소성하였다. Ceramco II의 불투명도재군은 치과 도재용 금속을 주조하고, 금속 상부에 불투명도재를 축성하여 제작하였다. 상아질도재군은 Vita- $\Omega$ 와 Vintage 2종을 사용하였다. 일차 소성후 시편의 표면은 자동연마기 (RotoPol-22, Struers, Copenhagen, Denmark)를 사용하여 #120, 320, 800 SiC로 연마하였다<sup>20,21</sup>. 연마후 법랑질도재를 사용한 시편은 4종의 연마군으로 정하였고, 연마가 끝난 상태의 도재 시편을 제조자의 지시에 따라 self-glazing으로 광활화한 4개의 self-glazing군으로 구분하였으며, Vintage 도재 시편으로 광활화액을 도포하여 광활화한 overglazing군을 추가 제작하였다.

#### (4) 마모 시험

마모시험은 pin-on-disk형 (TE67-8554, Plint Co, UK)의 마모 시험기를 사용하여, 32N의 하중에, 120rpm의 회전속도, 실험거리는 72m로 설정후 시험하였고, 시험중 증류수를 순환시켜 습식 마모 시험을 하였다. 실험거리의 설정 기준은 여러 차례의 예비 시험 후, 마모에 의한 치질의 상실이 상아질까

지 연장되지 않고 법랑질에만 한정되도록 하였다. 법랑질 시편은 마모 시험기의 상부 구조물에 장착하고 고정되며, 하부 구조물에 고정된 도재 시편이 회전하는 방식으로 진행되었다(Fig. 1). 법랑질 시편을 판형으로 제작할 경우에는 치아 시편이 하부에, 도재 시편이 상부에 고정될 것이나<sup>8,10,19</sup>, 자연치를 이용한 대부분의 연구에서는 치아 시편을 상부에 고정시키는 방법이 일반적이다<sup>7,9,20-27</sup>.

마모실험후 시편의 마모 단면은 표면 조도기 (Tencor, P-10, USA)를 이용하여 단면적과 반지름을 측정한 뒤 부피 단위로 마모량을 계산하고<sup>28</sup>, 이를 다시 실험거리로 나누어 마모율( $\text{mm}^3/\text{m}$ )을 계산하였다. 법랑질의 마모 정도와 교두정의 해부학 구조의 차이로 인하여 반지름이 증감할 수 있으며 이에 실험거리가 약간씩 달라질 수 있으므로, 실험군 간 마모량을 비교 분석하기 위해서는 단위 거리당 마모량 즉 마모율을 기준으로 삼아야 한다. 치아의 마모량은  $10^{-5}$ gram 단위까지 측정가능한 전자 저울 (Mettler AT201, Mettler-Toledo AG, Switzerland)을 사용하여, 시험 전후의 무게 변화를 측정하고, 알려진 법랑질의 밀도를 이용하여 부피단위로 마모량을 계산한 후<sup>21</sup>, 역시 마모율 단위로 계산하였다. 시편의 표면 조도는 표면 조도기를 사용하여 측정하였으며, 치아와 시편간의 마찰계수를 마모 시험기로 측정하였고, 시험후 Vicker's hardness tester (HMV-2000, Shimadzu, Japan)로 시편의 표면 경도를 측정하고, SEM (JSM5310, Jeol, Japan)으로 시편의

Table 1. Surface treatments of test groups

TYPE	SURFACE TREATMENT	MATERIAL	GROUP
INCISAL	Self-glazing	Vita- $\Omega$	OIG
		Ceramco-II	CIG
		Vintage	VIG
		Vita- $\alpha$	AIG
	Polishing	Vita- $\Omega$	OIP
		Ceramco-II	CIP
		Vintage	VIP
Overglazing	Vita- $\alpha$	AIP	
DENTINE	Polishing	Vintage	VIO
		Vita- $\Omega$	OD
OPAQUE	Polishing	Vintage	VD
OPAQUE	Polishing	Ceramco-II	CO
CONTROL	Polishing	Gold alloy / type IV	GA

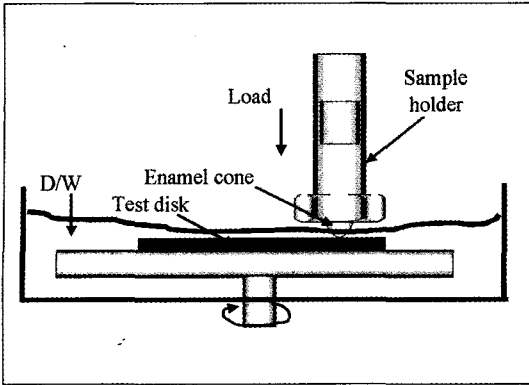


Fig. 1. Schematic diagram of wear testing with enamel cone and test disk in wet environment.

표면을 관찰하였으며, EDAX분석을 시행하여 도재의 성분을 조사하였다.

치아 마모량과 시편 마모량은 SPSS 통계프로그램을 사용하여 변수의 평균 및 표준편차를 구하였고, 도재의 종류 및 표면 상태가 마모량에 미치는 영향을 파악하기 위하여, 각 변수의 평균 차이를 ONE WAY ANOVA 및 Sheffe's test로 통계적 유의성을 유의수준 5%에서 검증하였다.

### III. 연구성적

실험후 각 실험군의 치아 마모량과 시편 마모량의 평균값과 표준편차는 Table 2와 같다.

self-glazing군에서의 치아 마모량은 Vita-Q, Ceramco-II와 Vintage의 경우는 유의한 차이를 보이지 않았으나, In-Ceram system의 Vita- $\alpha$  도재군의 치아 마모량은, 다른 도재 실험군의 마모량과 비교하여 3.2배 높은 마모성을 나타내었다( $p < 0.05$ ). 시편의 마모량은 역시 Vita- $\alpha$  실험군이 다른 실험군에 비하여 높게 나타났으나, 실험군간에 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p > 0.05$ )(Fig. 2).

연마한 법랑질도재군의 경우, Vita- $\alpha$  실험군에 의한 치아 마모량이 가장 많았으며, 다음이 Ceramco-II였고, Vita-Q와 Vintage 실험군에서는 유사한 값을 보였으나, 유의성있는 차이는 보이지 않았다. 시편 마모량 역시 통계적으로 유의한 차이가 없었다( $p > 0.05$ )(Fig. 3).

self-glazing군의 치아 마모량은 연마군과 비교하여

높게 나타났으며(Fig. 4), Vita- $\alpha$  self-glazing군이 연마군과 비교하여 통계적으로 유의한 차이를 보였으나( $p < 0.05$ ), 나머지 도재군에서는 유의한 차이가 없었다. 시편 마모량은 Vita- $\alpha$ 의 self-glazing군이 약간 많은 것으로 나타났으나, self-glazing군과 연마군과의 유의한 차이는 없었다( $p > 0.05$ ).

overglazing군은 연마군에 비해서는 치아 마모량이 많았으나, self-glazing군보다는 약간 적었으나, 유의성있는 차이는 없었다. 내마모성 역시 뚜렷한 차이는 보이지 않았다(Fig. 5).

상아질도재군의 치아 마모량은 연마군에 비해 3.8배 많았으며, 통계적으로 유의성있는 차이를 보였다( $p < 0.05$ ). 불투명도재군의 경우는 1.9배 많았으나 통계적으로 유의성있는 차이는 아니었다( $p > 0.05$ )(Fig. 6).

치과용 도재와 치아와의 마찰계수는 0.60-0.74, 금합금은 0.18-0.22를 보였으며, 각 실험군에서 개개 시편의 경우, 마찰계수와 치아 마모량과의 상관성은 부족했다. 즉 마찰계수가 어느정도의 차이를 보이는 다른 재료간의 마모도를 비교할 때에는 근거있는 자료로 유용하나, 비슷한 지수대에 걸쳐있는 재료간의 마모도 비교에는 신뢰성이 떨어진다(Fig. 7)<sup>29,30</sup>.

표면 조도는 #800 SiC로 연마한 표면보다 광활화한 표면에서 더 높은 경향을 보였으나, Vintage 상아질도재의 경우 치아 마모량은 높았으나 조도는 타군에 비해 낮았으며, Vintage overglazing군은 self-glazing군에 비해 조도는 높았으나 마모성은 낮게 나타

Table 2. Mean wear rate( $10^{-3} \text{mm}^3/\text{m} \pm \text{SD}$ ) of test groups

Group	n	Enamel	Test specimen
OIG	6	19.308 $\pm$ 13.640	9.248 $\pm$ 1.140
CIG	6	28.798 $\pm$ 20.238	8.271 $\pm$ 3.368
VIG	5	22.356 $\pm$ 11.200	9.422 $\pm$ 2.956
AIG	6	73.707 $\pm$ 27.077	14.801 $\pm$ 3.058
OIP	6	15.673 $\pm$ 7.033	10.497 $\pm$ 4.024
CIP	6	23.382 $\pm$ 10.407	10.361 $\pm$ 2.527
VIP	5	15.673 $\pm$ 5.492	8.005 $\pm$ 0.943
AIP	6	28.480 $\pm$ 10.912	10.828 $\pm$ 2.619
VIO	5	19.738 $\pm$ 11.197	7.304 $\pm$ 1.068
OD	6	58.298 $\pm$ 27.784	10.278 $\pm$ 1.583
VD	5	61.453 $\pm$ 21.475	8.972 $\pm$ 1.687
CO	6	43.893 $\pm$ 15.474	6.046 $\pm$ 6.785
GA	5	0.500 $\pm$ 0.299	0.704 $\pm$ 0.237

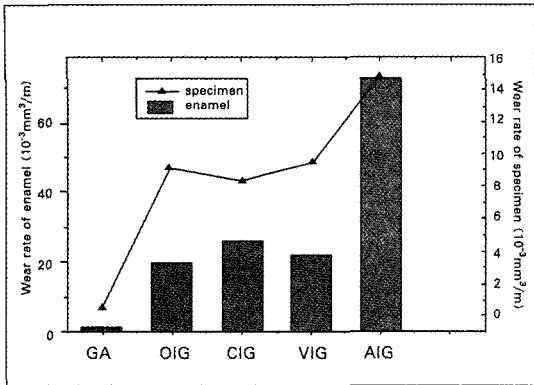


Fig. 2. Mean wear rate of self-glazed incisal porcelain.

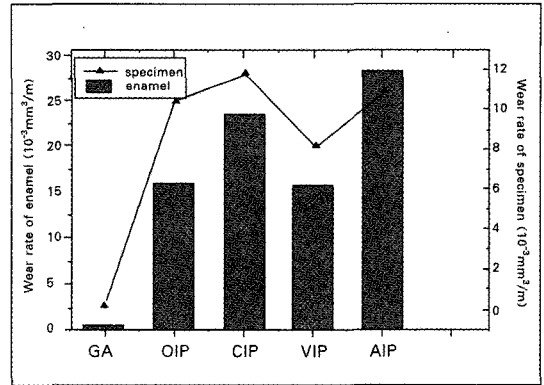


Fig. 3. Mean wear rate of polished incisal porcelain.

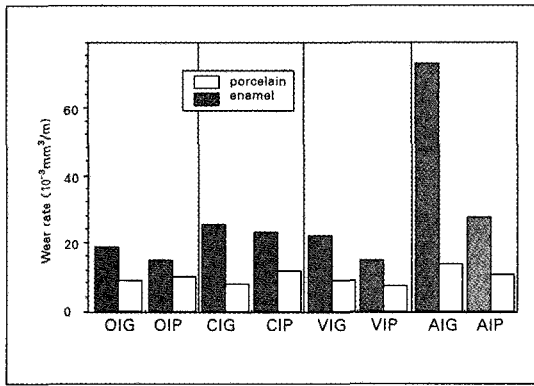


Fig. 4. Mean wear rate of self-glazed and polished incisal porcelain.

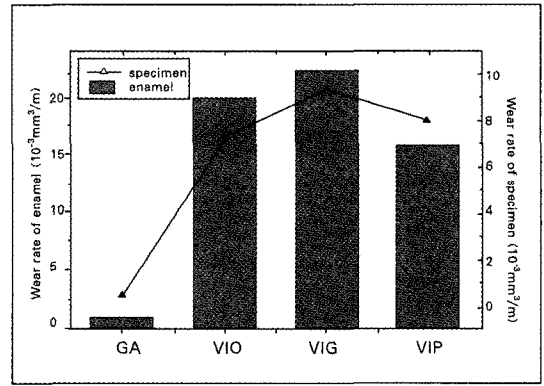


Fig. 5. Mean wear rate of Vintage incisal porcelain.

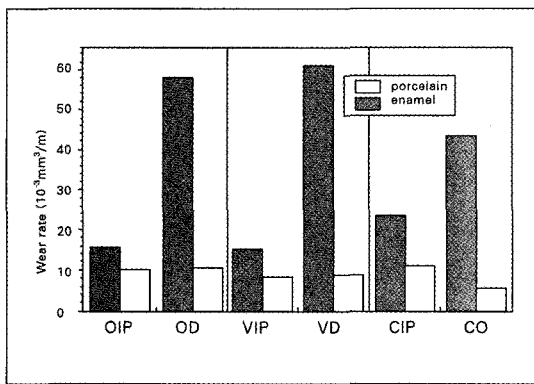


Fig. 6. Mean wear rate of dentine and opaque porcelain.

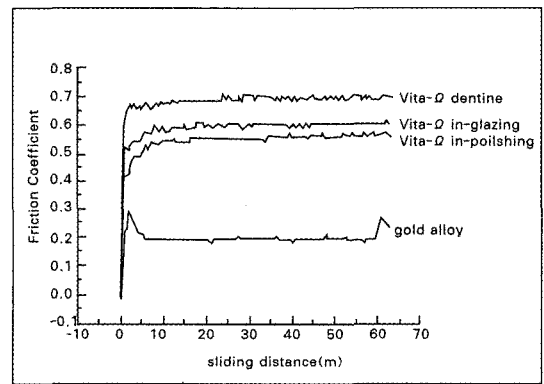


Fig. 7. A typical friction coefficient of porcelain specimens and gold alloy

난 결과를 보아, 표면 조도와 치아 마모성과의 상관성은 부족했다. 표면 경도 측정 결과, 마모성이 높았던 Vita- $\Omega$ 의 상아질도재군과 Ceramco-II 불투명도재군의 표면 강도가 비교적 높게 나왔으나, Vintage 상아질도재군과 Vita- $\alpha$  self-glazing군의 표면 경도는 유의성있는 차이를 보이지 않았다 (Table 3).

Fig. 8-10은 표면 조도기를 이용하여 시편의 마모면을 3차원적으로 재구성한 사진이다. Fig. 8은 금합금의 마모면으로 치아에 의해 마모면의 주위가 밀려 올라간 모양이 관찰되며, 이는 전형적인 금속의 마모 양상이다. Fig. 9는 Vita- $\Omega$  법랑질도재 연마군의 마모면이며, Fig. 10은 Ceramco-II 불투명도재의 마모 단면으로, 도재의 마모량이 실험군중에서 가장 적었으므로 단면의 깊이가 상대적으로 얇고, 단면의 폭이 넓은 마모면이 관찰되었다.

시편의 표면상태를 SEM으로 관찰한 사진은 Fig. 11-19와 같다. 금합금의 표면은 다른 실험군과의 동

일한 시험조건을 위하여, 고도의 연마를 하지 않은 결과 표면에 SiC 입자로 인한 굽힌 자국과 pit 등이 드러나 보인다(Fig. 11). Fig. 12는 전형적인 금속의 마모면이다. 치아 법랑질에 의한 섬세한 굽힌 자국과 마모면의 중앙부에서는 금속의 표면이 찢겨나간 모양이 관찰되었다.

self-glazing과 overglazing한 도재 표면은(Fig. 13, 14, 15), 표면이 약간 녹아내린듯한 모양과 약간의 기포가 발견되며, SiC로 인한 표면의 굽힌 자국은 보이지 않았으며, overglazing한 시편이 self-glazing 시편의 표면보다 더 활택한 표면을 보였다. 법랑질도재의 연마면은 실험군간의 차이는 없었으며, 많은 연마 자국과 기포가 관찰되었고(Fig. 16), Fig. 17은 전형적인 도재의 마모면으로 많은 균열선과 치아 혹은 도재에서 유출된 미세한 마모 입자들이 표면에 침착된 양상이 관찰되었다. 치아 마모량이 상당히 많았던 불투명도재군과 상아질도재군의 표면은(Fig. 18, 19), 불투명도재군의 경우, 상당한 크기의 기포가 존재하였고, 상아질도재군의 표면에는 심한 연마에 의한 굽힌 자국과 작은 기포를 발견할 수 있었다.

Table 4는 EDAX분석을 통하여, 도재의 주요 성분인 SiO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, K<sub>2</sub>O, Na<sub>2</sub>O, CaO 등의 성분 분석을 시행한 결과이다. 3% 미만의 미세 성분은 제외하고 분석하였으므로, EDAX분석의 특성상, 표에 나타난 수치는 상대값이다.

Vita- $\Omega$ 의 법랑질도재와 상아질도재의 성분이 유사하게 나온 것은 예상된 것이며, Vita- $\Omega$  법랑질도재와 비교하여 Vita- $\alpha$  법랑질도재의 SiO<sub>2</sub>의 함량이 다소 많았으며, Ceramco-II 불투명도재의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>의 함량이 법랑질도재에 비해 다소 많았다.

Table 3. Mean roughness(Å) and hardness(VHN) of test groups

Group	n	Roughness	Hardness
OIG	6	380.50	657
CIG	6	447.23	615
VIG	5	634.10	622
AIG	6	557.53	617
OIP	6	383.03	633
CIP	6	382.88	584
VIP	5	519.87	615
AIP	6	475.69	612
VIO	5	842.9	645
OD	6	422.23	756
VD	5	507.09	635
CO	6	573.91	808
GA	4	533.48	158

Table 4. Chemical compositions of dental porcelains by EDAX analysis(%)

COMPOSITION PORCELAIN	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	SiO <sub>2</sub>	K <sub>2</sub> O	Na <sub>2</sub> O	CaO
Vita- $\Omega$ /incisal	15.04	63.03	13.69	5.47	2.77
Vita- $\Omega$ /dentine	15.61	63.21	13.14	5.22	2.83
Vita- $\alpha$ /incisal	15.10	66.87	11.33	4.72	1.98
Ceramco-II/incisal	14.60	64.40	14.50	4.31	2.20
Ceramco-II/opaque	18.59	62.84	10.60	3.80	4.18

#### IV. 총괄 및 고안

치아의 마모는 전 연령층에서 지속적으로 진행되는 일반적인 생리적 현상의 하나이며, 화학적 및 기계적인 마모 현상이 복합적으로 발생한다<sup>31)</sup>. 또한 저작력, 섭취하는 음식물의 형태, 치아 맹출 시기와 순서, 치아의 형태, 구강내에서 치아의 위치 등의 외부적 요인과 법랑질의 두께와 경도 등 내적요인이 관련된 과정이다<sup>32,33)</sup>.

마모의 형태는 adhesive, abrasive, fatigue, corrosive 등의 마모형태로 분류할 수 있으며<sup>34,35)</sup>, 여기에 기계적, 열적, 화학적, 혹은 전기적인 자극이 가해지면 마모현상은 더욱 악화된다<sup>36,37)</sup>. adhesive wear는 접촉하는 표면사이에 존재하는 강력한 접착력이 표면을 파절시켜서 발생하는 마모 형태로, 표면으로부터 작은 입자가 탈락되고, 이 입자들이 마모를 가속화시키는 형태로 진행된다. Bowden 등<sup>38)</sup>은 아무리 고도로 연마한 표면이라도 현미경적으로는 거칠기 때문에, adhesive wear가 발생한다고 하였고, Sarkar<sup>39)</sup>는 치아의 교모 현상이 급속의 adhesive wear 현상과 유사하다고 하였다. abrasive wear는 강한 물체의 표면이나 입자가 부드러운 물체의 표면을 긁어내어 발생한다. 음식 속에 포함된 단단한 입자가 발생시키는 마모가 이에 속하며, 치과분야에서는 endodontic file, abrasive paper, polishing wheel 등으로 응용하고 있다. Asmussen<sup>40)</sup>은 class III 혹은 IV 충진부위가 치약을 사용한 칫솔질로 마모되고, 교합면의 충진물은 저작시 음식물의 단단한 입자로 인해 마모가 발생한다고 보고하였다. 칫솔질에 의한 마모는 강도의 종류, 치약 속의 마모제의 특성, 칫솔질의 횟수와 강도등에 따라 마모도가 달라질 수 있다<sup>41)</sup>. 저작시 음식물 속의 단단한 입자는 교합압에 의해 충진물의 표면에 강하게 눌러진후, 표면을 따라 이동되어 미세한 균열 자극을 발생시키면서 마모를 진행시킨다<sup>42)</sup>. Miller 등<sup>43)</sup>은 도재의 마모는 abrasive wear에 의해 발생한다고 보고하였으며, Delong 등<sup>22)</sup>은 법랑질과 도재간의 마모 양상은 주로 abrasive type이라고 보고하였다. fatigue wear는 부하가 반복되는 부위에서 발생하며 주로 구치부 교합면의 중심위 접촉부위의 마모 형태이다. corrosive wear는 화학작용에 의한 마모현상으로, 부식에 의해 일단 약화된 치아의 표면이 기계적인 작용에 의해 상실되는

형태이다. 구강내 화학적 환경의 변화는 치아의 마모도에 영향을 미친다. 예를 들어 pH 4.0이하의 청량음료를 과다 섭취하면 치아의 마모를 심화시킨다<sup>44,46)</sup>.

Harrison<sup>47)</sup>은 구강 내에서의 마모현상은 2-bodied 혹은 3-bodied wear나, 두가지의 복합형태로 나타난다고 하였다. 단지 타액만 존재하는 환경에서는 2-body process로 진행되나, 음식물이나 치약등이 개입되면 3-body process로 바뀐다고 하였다. 구강내에서의 마모는 abrasive, adhesive, fatigue 및 corrosion wear등이 복합되어 진행되며, 강한 교합압과 열적 자극 구강내의 화학적 환경변화등과 결합되어 악화되는 것으로 보인다<sup>48)</sup>.

자연 치아의 마모량을 측정된 연구는, 장기간이 소요되고, 그 측정 방법상의 난점으로 인하여 상당히 드문 편이다. Lambrecht 등<sup>49)</sup>은 연간 20~40 $\mu$ m 정도의 법랑질이 마모된다고 보고한바 있으며, Lambrecht 등<sup>50)</sup>은 치아 수복후 초기 1년간은 마모율이 상대적으로 많았으며, 이 이후의 마모는 추가적인 수복물이 들어가지 않을 경우 구강내 환경의 동적균형이 이루어져 안정적인 마모율을 보인다고 하였다. 4년간 마모량을 측정된 결과 대구치에서는 초기에는 연간 38 $\mu$ m, 이후의 안정기에는 연간 29 $\mu$ m의 마모율을 보였으며, 소구치의 경우에는 각각 18 $\mu$ m, 15 $\mu$ m의 마모율을 보였다고 보고하였다. Pintado 등<sup>51)</sup>은 2년간 18명의 젊은 성인을 대상으로 연간 평균 마모량을 측정된 결과, 부피로 0.04mm<sup>3</sup>, 깊이로 10.7 $\mu$ m의 마모를 보였으며, 견치에서 가장 많은 마모를 보였다고 보고하였다. Molnar 등<sup>52)</sup>은 6~18세의 호주 원주민을 대상으로 치아의 마모량을 조사한 후 18세까지 평균 교두 마모량은 연간 41 $\mu$ m 정도였으며, 여성보다는 남성의 마모가 높았는데, 성차이는 거친 음식의 섭취량의 차이 때문이라고 보고하였다.

자연적인 마모에 의한 상실의 범위를 넘어서는 원인은, 이갈이 등의 습관과 마모성이 높은 치과용 재료의 사용을 들 수 있겠다. 치과용 재료의 마모성을 예상할 수 있는 방법으로 표면 경도와 마찰계수를 측정하는 방법이 있다. 표면 경도를 응용한 마모 모형으로는 표면 경도의 비율을 구하여 적용하는 방법이 있다. 즉 abrader의 경도(Ha)와 재료의 경도(Hm)의 비율(Hm/Ha)이 0.8 이하이면 "강성" 마모 양상, 0.8 이상이면 "연성" 마모 양상을 보인다. "강성" 마

모 양상을 보이는 재료의 마모는 표면경도와 반비례로 마모가 일어나고, “연성” 마모의 경우는 3.5배수 반비례로 발생한다<sup>53)</sup>. Delong등<sup>22)</sup>은 Cerestore, Ceramco-II, Dicor 등을 자연치아와 마모 실험한 결과 위의 표면경도 마모 모형에 부합되는 결과를 얻었다고 보고하였다. Dicor와 치아의 경도비는 0.95이고 다른 도재와의 경도비는 0.75로, Dicor에 의한 치아 마모량에 비해, 다른 도재에 의한 치아마모량이 3~4배 정도로 높았다. 즉 상대적으로 자연치아와 유사한 경도를 지닌 Dicor의 치아 마모량은 Cerestore나 Ceramco-II에 비해 적었다. 그러나 Palmer등<sup>23)</sup>은 구조용 도재의 하나인 Dicor의 Brinell hardness는 362이고, 법랑질은 343, 장식계 도재는 460으로 알려져 있으나, shading porcelain을 사용한 Dicor의 경우 장식계 도재에 비하여 1.5배정도의 치아 마모를 일으켰고, shading porcelain을 사용하지 않은 경우에는 장식계 도재와 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고하였다. Seghi등<sup>24)</sup>은 KHN가 401인 Optec HSP에 의한 치아 마모량이 Dicor shading porcelain(KHN 441), 유리판(KHN 443), Vita VMK 68™(KHN 436)과 비교하여 유의성있게 높았다고 하였다. 즉 경도 수치로 마모성을 예상할수 있는 방법은 서로 다른 재료에서는 신뢰성있는 기준으로 유용하나, KHN가 350-450사이로 분포되어 있는 치과용 도재의 마모성을 평가하는데에는 절대적인 기준이 되지 않는 것으로 보인다. 본 연구 결과에서도 마모성이 높았던 Vita-Ω 상아질도재군과 Ceramco-II 불투명도재군의 표면 강도는 상대적으로 높았으나, Vintage 상아질도재군과 Vita-α self-glazing군의 표면 경도는 다른 도재군과 유의성있는 차이를 보이지 않았다. 마찰계수 측정 역시 경도측정과 마찬가지로 개념이라고 생각된다<sup>29,30)</sup>. 본 연구 결과에서도 알아보았듯이, 계수의 차이가 많이 나는 서로 다른 재료의 마모성 비교에는 신뢰성있는 자료로 사용될수 있으나, 동종의 재료에서는 상관성이 부족하였다. 표면 경도와 마찰계수 측정이 자연치아와 도재간의 마모도를 평가하는 방법으로 채택하기에는 신뢰성이 부족하다는 결론은, 좀 더 복잡한 마모 기전이 존재함을 의미한다.

자연치아 및 치과용 재료의 마모도 측정방법에는 임상 및 실험실 방법이 있으며<sup>54,55)</sup>, 임상적 방법은 과다한 비용과 시간이 많이 걸리는 단점 때문에 실험

실 방법이 선호되고 있다. 임상적 방법에는 직접관찰법과 복제법이 있다. 구강내 직접관찰법은 관찰가능한 정도의 마모량이 요구되므로 많은 시간이 소요되고, 측정방법의 정확성에서 신뢰도에 문제가 있다. 복제법은 구강내에 가철성 보철물을 장착한 후 주기적으로 인상을 채득하고 모형을 제작한후 마모량을 측정하는 방법이다<sup>56)</sup>. 실험실 방법중 SEM 관찰은 가장 많이 사용하는 방법으로, 마모 기전이나 표면 변화를 관찰하는데 좋은 방법이나, 관찰하는 부위 선정이 주관적으로, 국소적인 부위에 한정될수 있으며 마모량의 부피측정이 안된다는 단점이 있다. 임상적 적용에 근접하기위하여 “인공 구강”의 개념을 도입한 마모시험기의 개발 및 연구가 보고되었고<sup>57)</sup>, 최근에는 진보된 과학기술의 도움으로, 컴퓨터 장치가 결합된 정확성이 우수한 마모 시험기가 개발되어, 실험실 연구가 용이해 지고 있다. 그러나 실험 방법의 종류와는 상관없이, 치과분야에서 뿐만 아니라, 일반적으로 시행되는 마모 시험의 결과는 편차가 심한 것으로 알려져 있다. 치과분야에서 자연치아를 이용한 마모실험의 경우에, 이의 가장 주된 원인은 개개 치아의 법랑질 구조, 경도, 내마모성 등이 일정하지 않다는 점에 있다. 법랑질은 치아 종류 및 같은 치아에서도 위치에 따라 강도가 다르며, 치아의 측면보다도 교두 부분의 법랑질이 더 강하다<sup>58)</sup>. 그러나 이런 상황은 임상적 방법에서도 같은 조건이다. 한 사람에게서 모든 법랑질 시편을 구할수 없으며, 각기 다른 사람에게서 발거한 같은 부위의 치아를 사용하여도 개인의 차이가 존재한다. 즉 임상적 혹은 실험실 연구방법 모두에서, 치아에서 발생할수 있는 오차의 가능성이 존재한다는 것이다. 실제로 Jagger등<sup>8,19)</sup>의 연구에서는 법랑질 시편을 전치, 견치 및 소구치의 협측면을 잘라내어 사용하였으며, 편평한 표면을 얻기 위하여 #600 SiC로 법랑질 표면을 가공하였다. Al-Hiyasat등<sup>26)</sup>은 하악 소구치의 협측 교두를 사용하였으나, 마모 상실된 교두의 높이를 측정하기위해 교두의 정점을 기준으로 절단하여, 절반의 교두를 사용하여 마모 시험하였다. 본 연구에서는 상악 소구치의 협측 교두를 원추형으로 가공하여 사용하였는데, 비기능성 교두로서 협측 교두의 보존 상태가 양호한 편이었고, 크기도 적당하여 법랑 원추 제작이 용이하였다. 이에반하여 설측 교두는 기능 교두로써 이미 마모면이 존재하거나,



해부학적 형태가 직경 5mm, 높이 5mm의 원추형으로 제작하기에 적당하지 못하여 시편으로 사용하지 않았다.

도재의 경우 역시, 동일한 조건으로 제작한 시편이라 하더라도, 서로 다른 마모 양상을 보일수 있다. 즉 기포의 문제로, 이 역시 균일하게 조절하기가 어려워서 마모 양상에 변수로 작용할수 있다. 예를들어 Cerestore나 Ceramco-II 등의 장식계 도재의 경우 제조공정의 근본적인 차이로인해 Dicor에 비해 도재의 표면이나 내부에 기포가 함유될 가능성이 크다<sup>22)</sup>.

치아의 마모량을 측정하는 방법의 문제도 논란의 대상이 되어왔다. 무게를 측정하거나, 기하학적 공식을 적용하여 직접 계산해내는 방법이 있으며, Cornel 등<sup>59)</sup>은 초창기에 무게를 측정하기 위해서 실험 전후에 상온의 진공 오븐에서 16시간 건조시키는 방법을 사용하였고, Monasky 등<sup>7)</sup>은 치아 시편을 실험전후에 200F 정도의 온도에서 수분을 제거시킨후 측정하였다. 이 과정에서 고온 건조시킨 치아의 마모저항성의 변화가 예상되므로, 기존의 문헌에서는 무게측정법보다는 직접측정법을 선호하고 있다<sup>60,61)</sup>. 그러나 이 방법 역시 치아 교두의 단면과 높이를 측정할 때 오차가 발생할수 있으며, 반드시 치아 교두의 장축과 마모면이 직각을 이루도록 고정해야 한다는 조건을 성립시켜야 하는 어려움이 있다. Jacobi 등<sup>21)</sup>은 열진조에 의한 습기의 손실을 막기위하여, 치아의 치근을 삭제하여 전체 부피를 줄이고 치수강은 레진으로 채웠다. 치아 표면의 물기는 젖은 수건으로 닦아내고, 저울위에도 젖은 수건을 올려 무게를 계측하였다. 이러한 방법으로 계측 오차를  $\pm 0.2\text{mg}$  까지 줄일수 있었다고 보고하였다. 이에 본 연구에서는, 치수가 포함되지 않을 정도 크기의 치아 시편을 제작하고, 특별히 고안된 장치에 고정후 사용함으로써, 실험전후 무게 계측 과정에서 치아시편에 어떠한 손상을 발생시키지 아니하고, 고온 건조과정을 제외시킴으로써, 이 과정에서 발생할수 있는 오차의 여지를 근본적으로 차단하였다. 실험 전후에 압축공기를 이용하여 신속하게 표면의 물기를 제거하고,  $10^{-5}\text{gram}$  단위까지 측정가능한 저울을 사용하여, 3회 측정시 평균 오차가  $\pm 0.04\text{mg}$  이하의 정교한 무게측정이 가능하였다.

치과용도재는 심미성이 우수하다는 장점으로 그 사용 범위가 확산되고 있는 추세지만, 여전히 마모

성이 강한 재료이다. 최근의 심미추구 경향에 호응하기 위하여 개발되고 있는 우수한 도재들의 강도는 증가하는 추세이며, 교정용 브라켓등 기존의 수복 분야이외의 영역에도 도재의 사용이 증가하고 있다. 특히 이갈이 습관이 있는 환자에서 도재 브라켓의 사용은 짧은 기간에 심각한 치아의 마모를 발생시킨다. Elkfelt 등<sup>62)</sup>은 도재와 금,레진 등을 비교시험한 결과 장식계 도재가 법랑질의 마모손실을 가장 많이 일으켰다고 보고하였다. Mahalick 등<sup>9)</sup>은 법랑질-도재간 마모도가 법랑질-레진간 마모도의 2.4배, 법랑질-금합금간 마모도의 17배 정도라고 보고하였고, 교합면에서 도재의 사용을 금지하도록 권고하였다. Jagger 등<sup>8)</sup>은 법랑질-도재의 마모도가 법랑질-금합금 마모도의 16배 정도라고 보고하였다.

치과용 도재는 특히 표면의 처리 상태에 따라 강도, 생체 친화성, 마모도 등에서 많은 차이를 보인다. 광활화하지 않은 도재는 부적절한 연조직반응을 야기시키고<sup>63-65)</sup>, 대합되는 치아의 교합면을 마모시킨다<sup>65)</sup>. 교합조정된 도재표면을 광활화하는 방법은 가장 위생적이고, 마모성이 적은 도재 표면을 얻을수 있는 가장 좋은 방법이다<sup>66,67)</sup>. 광활화한 표면이 이상적이긴 하나, 실제로 임상에서는 간단한 교합조정의 경우 광활화하기보다는, 연마하는 방법이 용이한 편이다<sup>17,68)</sup>. Goldstein 등<sup>18)</sup>이 뉴욕대학 보철과와 교합과에서 시행한 설문조사에 의하면 치과 의사 53명중 단 1명만이 광활화를 시행하고 있었다. Sulik 등<sup>66)</sup>은 교합조정후 hard rubber wheel, 미세한 pumice, 산화주석등을 이용하여, 적절히 연마한 도재표면 상태를 SEM으로 관찰한 결과, 광활화한 표면과 유사하였다고 하였다. 또한 연마에 의한 마무리법의 성공여부는 전적으로 응축 상태에 달려있다고 하였다. 즉 부적절한 응축과정으로 발생한 표면의 기포는 연마로서는 제거할수 없으며, 광활화로만 제거가 가능했다. Klausner 등<sup>69)</sup>도 SEM과 표면 조도기를 이용하여 4가지 다른 연마법을 평가하였으나 광활화한 표면과 연마한 표면과의 차이점을 발견할수 없었다고 하였다. Bessing 등<sup>70)</sup>은 self-glazing과 연마면을 SEM과 표면 조도기를 이용하여 분석한결과, SEM에서는 연마 표면이 더 거친 것으로 관찰되었으나, 표면 조도는 오히려 self-glazing한 표면에서 더 높게 나왔다. 그러나 후자의 결과를 바탕으로 연마한 표면보다 self-glazing한 표면이 더 거칠다고 결론 지을

수는 없다고 하였다. 즉 표면 조도기로 측정한 조도치는 방법상의 문제로 인하여 육안으로 활택한 표면이 표면 조도로는 더 거칠게 나올수도 있다고 보고하였다. 본 연구 결과에서도 Vita- $\alpha$  도재군을 제외한 나머지 실험군에서 연마군보다 광활화한 실험군의 표면 조도가 더 높았으며, SEM 사진에서는 반대로 광활화한 표면이 더 활택하게 관찰되었다. 특히 overglazing군의 표면은 self-glazing군에 비해 표면 조도치가 높았으나 SEM 사진에서는 더 활택한 것으로 관찰되었다.

Brewer등<sup>14)</sup>은 50 $\mu$ m 산화알루미늄으로 마모 처리후 다이아몬드 paste로 최종 연마한 도재의 표면과 광활화한 표면의 육안관찰에 의한 심미도 평가를 한 결과, 교합 조정후 적절한 연마처리가 광활화하는것보다 심미적으로 우수하였다고 하였다. 이는 추가적인 소성과정으로 도재 표면의 투명도가 감소된 결과라고 하였다. Monasky등<sup>7)</sup>은 #400 SiC로 연마하고 광활화한 도재가 가장 낮은 치아마모를 일으켰으며, #240 SiC로 연마한 거친 실험군은 광활화를 시행하여도 #400 SiC로 연마한 실험군보다 더 큰 마모를 일으켰다고 보고하였다.

본 연구에서는 육안적 관찰로 연마용 paste에 의한 연마법이나 self-glazing된 도재 표면에 비해 활택도가 떨어지지 않는 #800 SiC로 연마한 도재 표면과 교합 조정후 광활화한 도재 표면이 법랑질의 마모도에 어느정도 차이를 보이는지 알아보고자 하였다. 4종의 치과용 도재 모두에서, self-glazing군의 치아 마모량이 연마군과 비교하여 높았으며, 특히 Vita- $\alpha$  법랑질도재 self-glazing군이 연마군과 비교하여 2.5배 높은 마모량을 보였다( $p < 0.05$ ). 시편 마모량은 Vita- $\alpha$ 의 self-glazing군이 약간 많았으나, self-glazing군과 연마군과의 유의한 차이는 없었다( $p > 0.05$ ). 즉 Vita- $\alpha$  도재군을 제외한 나머지 실험군도 유의한 차이를 보이지는 않았으나, 연마면보다 self-glazing한 표면이 더 많은 치아 마모를 발생시킴으로써, 일정 수준 이상의 연마법은 광활화한 표면과 비교하여, 마모성 및 내마모성에 있어서 오히려 양호한 결과를 보인다고 사료된다. 이는 전통적으로 교합 조정후 표면 처리하는 방법으로 광활화를 권고하던<sup>7,11,47,66)</sup> 기존의 개념과 배치되는 결과이나 Jacobi등<sup>21)</sup>과 Jagger등<sup>19)</sup>의 보고와는 일치한다. 즉 Jacobi등<sup>21)</sup>은 VMK-68 도재를 #600 SiC로 연마한 실험군과 연마

후 self-glazing한 실험군의 마모성을 비교한 결과 self-glazing군의 치아 마모량이 연마군에 비해 1.5배 높았으며, 광활화한 표면은 그 하부 조직에 비해 표면 경도가 강하므로 마모성이 강하다고 보고하였다. Jagger등<sup>19)</sup>은 Vitadur-N 도재를 1차 소성후 self-glazing한 실험군과 광활화하지 않은 실험군 및 Shofu polishing kit로 연마한 실험군으로 구분하여 자연치아와의 마모시험을 행한 결과, 연마한 실험군이 나머지 실험군과 비교하여 치아 마모량이 2.5배 적었으며, 3가지 실험군의 내마모성은 유사하였다고 보고하였다. 본 연구 결과에서도 광활화한 도재나 연마한 도재의 내마모성은 실험군간 큰 차이를 보이지 않았다. 이는 표면 경도가 강하여 내마모성이 우수할것으로 예상되는 표면의 광활재층이 마모시험기에서 300회 혹은 구강내에서 이틀정도면 마모되어 제거된다는 사실로 설명할수 있다<sup>20)</sup>. 즉 Monasky등<sup>7)</sup>의 연구에 의하면 마모 시험 3시간 후에는 도재실험군의 마모량은 더 이상 증가하지 않고 치아만 마모된다고 하였다. 마모 시험후 3시간 안에 마모를 야기시키는 도재 표면의 상층부가 제거되고, 그 하부 층이 오히려 연마되어 활택한 면으로 남아 마모가 저지된다는 것이다. 이러한 이유로 도재의 내마모성은 도재의 종류나 표면 상태와는 상관없이 비슷한 양상을 보이는 것으로 사료된다.

Vita- $\alpha$  및 Vintage 상아질도재군의 치아 마모량은 법랑질도재 연마군에 비해 3.8배 많았으며, 통계적으로 유의성있는 차이를 보였다( $p < 0.05$ ). 이 두종류의 상아질도재군과 법랑질도재 연마군은 SEM 사진 상에서의 뚜렷한 차이는 없었으나, Vita- $\alpha$  상아질도재는 법랑질도재와 비교하여 표면 경도가 높았으나, Vintage 상아질도재는 법랑질도재와 비교하여 표면 경도에 유의성있는 차이는 없었다. 불투명도재군의 경우는 법랑질도재 연마군과 비교하여 1.9배 많았으나, 통계적으로 유의성있는 차이는 아니었다( $p > 0.05$ ). 그러나 SEM 사진으로는 비교적 큰 기포가 다량 존재하였고, 표면 경도 역시 법랑질도재에 비해 상당히 높았다. 표면 경도에 차이가 없는 데도 단지 self-glazing처리만 행한 Vita- $\alpha$  법랑질도재의 과도한 마모성의 원인을 규명하기 위해서는 도재의 미세구조 및 성분에 대한 이해가 필요하다.

기포와 입자 크기등을 포함한 미세구조 특성 및 강화제로 작용하는 결정등의 종류와 강도가 도재의 마

모성과 관련성이 큰것으로 알려져 있다. Seghi등<sup>24)</sup>은 shading porcelain으로 처리한 Dicor의 KHN 경도가 379에서 441로 증가하였으나 치아 마모량은 거의 증가하지 않은 이유로, 주성분이 장석계도재인 shading porcelain의 표면에 기포와 crystalline phase가 상대적으로 적었기 때문이라고 보고하였다. 도재가 crystalline phase인가 non-crystalline phase인가에 따라서도 마모의 양상이 다르며, 백류석 강화도재의 경우 백류석( $K_2O$ ,  $Al_2O_3$ ,  $4SiO_2$ ) 입자 함량이 55%이상이면 강도 등의 물성도 증가하지만, 마모시키는 성질 역시 상당히 증가되는 것으로 알려져 있다. 본 연구에서 EDAX분석 결과, Vita- $\Omega$  범랑질도재와 비교하여 Vita- $\alpha$  범랑질도재의  $SiO_2$ 의 함량이 다소 많았는데, 이는 석영(혹은 silica)의 함량이 상대적으로 더 많다는 것을 의미한다. Ceramco-II 불투명도재의  $Al_2O_3$ 의 함량이 범랑질도재에 비해 다소 높은 것은, 알루미늄의 함량이 범랑질도재에 비해 많다는 것으로 해석할 수 있다.

Willems등<sup>71)</sup>은 범랑질과 유사한 경도를 갖는 barium이나 산화아연을 충전제로 함유한 레진은 범랑질의 마모를 거의 발생시키지 않았으나, 석영을 함유한 재래식 레진은 금합금과 유사한 정도의 범랑질 마모를 야기키므로, 레진속에 함유된 충전제의 경도가 산산화회석보다 같거나 작아야 한다고 보고하였다. 또한 이들 미세충진 레진의 내마모성이 재래식 레진보다 더 우수한 결과를 보였다고 하였다. Suzuki등<sup>10)</sup>은 석영이나 zirconium silicate 충전제를 함유한 레진이 microfiller나 barium silicate 충전제를 함유한 레진보다 치아의 마모를 많이 일으켰다고 보고하였다. Condon등<sup>72)</sup>은 충전제의 크기가 작을수록 대합 치아의 마모를 적게 일으킨다고 보고하였고, Suzuki등<sup>73)</sup>은 강화된 TMPT 충전제가 함유된 레진의 내마모성이 우수하였다고 보고한바, 종합하면 함유된 충전제가 레진의 마모성향에 결정적인 역할을 하는 것으로 보인다<sup>74-77)</sup>.

마모는 수많은 요소가 복합적으로 작용하는, 단순하지 않은 마모 기전에 의해 발생하는 과정이다. 마모성이 낮고, 강도와 심미성도 구비한 우수한 재료의 개발은, 결국 자연치아와 가장 유사한 구조를 가진 재료의 개발이 가능한가에 달렸었다고 생각되며, 최근에 소개되고 있는 새로운 구조의 고강도 도재관용 도재들의 마모연구에 있어서, 도재의 미세구조를

연구하는 방법이 마모 원리의 이해에 유용할것으로 사료된다.

## V. 결 론

치과용 도재의 종류와 표면 상태가 치아의 마모도에 미치는 영향을 연구하기 위하여, 제IV형 금합금과 4종의 치과용도재를 이용하여 시편을 제작한 후, 도재의 표면 상태 및 종류에 따라, 12개의 실험군으로 구분하였다. 범랑질 도재로는 연마군과 self-glazing군으로 구분하고, Vintage로 overglazing군, Vita- $\Omega$ 와 Vintage는 상아질도재군, Ceramco-II는 불투명도재군을 추가 제작하였다. 치아 시편은 상악 소구치의 협측 교두를 원추형으로 제작하였으며, pin-on-disk형 마모 시험기를 사용하여 마모 시험을 시행하였다. 치아의 마모량은 무게를 측정후 부피로 환산하고, 시편의 마모량과 표면 조도는 표면 조도기를 사용하여 측정하였다. 시편의 마찰계수와 표면 경도를 측정후, 주사전자현미경으로 시편의 표면을 관찰하여, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Self-glazing군에서의 치아 마모량이 연마군에 비해 많았으며, 특히 Vita- $\alpha$  self-glazing군에서의 치아 마모량이 다른 도재군과 비교하여 3.2배 많았다.
2. 도재 시편의 마모량은 Vita- $\alpha$  self-glazing군이 가장 많았고, 불투명도재군이 가장 적었으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).
3. 상아질도재군의 치아 마모량은 범랑질도재 연마군에 비해 3.8배 많았으며( $p<0.05$ ), 불투명도재군은 1.9배 많았으나 유의성있는 차이는 아니었다( $p>0.05$ ).
4. Overglazing군의 치아 마모량은 self-glazing군과 비교하여 약간 적었으며, 연마군보다는 많았으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다( $p>0.05$ ).
5. 상대적으로 많은 치아 마모를 일으킨 Vita- $\Omega$  상아질도재군과 Ceramco-II 불투명도재군의 표면 경도는 높게 나왔으나, Vintage 상아질도재군과 Vita- $\alpha$  범랑질도재 self-glazing군의 표면 경도는 다른 도재군과 뚜렷한 차이를 보이지 않았다.
6. SEM 사진상에서 self-glazing군의 표면이 연마군에 비해 활택하였으며, overglazing군의 표면이 self-glazing군에 비해 더 활택하게 관찰되었고, 불

투명도재의 표면에는 다수의 연마에 의한 굵힌 자국과 비교적 큰 기포가 관찰되었으며, 상아질 도재의 표면에는 다수의 굵힌자국과 작은 기포가 관찰되었다.

### 참 고 문 헌

1. Mongini F. Dental abrasion as a factor in remodeling of the mandibular condyle. *Acta Anat* 1975;92:292-300.
2. Owen CP, Widing RJ, Morris AG. Changes in mandibular condyle morphology related to tooth wear in a prehistoric human population. *Arch Oral Biol* 1991;36:799-804.
3. Luke DA, Lucas PW. The significance of cusps. *J Oral Rehabi* 1983;10:197-206.
4. Ingle JI. Alveolar osteoporosis and pulpal death associated with compulsive bruxism. *Oral Surg* 1960;13:1371-1381.
5. Glaros AG, Rao SM. Effects of bruxism: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1977;38:149-157.
6. Hugoson A, Bergendal T, Ekfeldt A, Helkimo M. Prevalance and severity of incisal and occlusal tooth wear in an adult Swedish population. *Acta Odontol Scan* 1988;46:255-265.
7. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J Prosthet Dent* 1971;25:299-306.
8. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. *J Oral Rehabil* 1995;22:275-281.
9. Mahalick JA, Knap FJ, Weiter EJ. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Asso* 1971;82:154-159.
10. Suzuki S, Suzuki SH, Cox CF. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials. *JADA* 1996;127:74-80.
11. Wiley MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *J Prosthet Dent* 1989;61:133-137.
12. Christensen GJJ. The use of porcelain-fused-to-metal restoration in current dental practice: a survey. *J Prosthet Dent* 1986;56:1-3.
13. Raimondo RL, Richardson JT, Wiedner B. Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1990;64:553-557.
14. Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished surface. *J Prosthet Dent* 1990;64:631-635.
15. Goldstein GR, Barnhard BR, Penugonda B. Profilometer, SEM, and visual assesment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent* 1991;65:627-634.
16. Patterson CJW, McLundie AC, Stirrups DR, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent* 1991;65:383-388.
17. Newitter DA, Schlissel ER, Wolff MS. An evaluation of adjustment and postadjustment finishing techniques on the surface of porcelain-bonded-to-metal crowns. *J Prosthet Dent* 1982;48:388-395.
18. Goldstein GR, Barnhard BR. Profilometer, SEM, and visual assessment of porcelain polishing methods. *J Prosthet Dent* 1991;65:627-634.
19. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent* 1994;72:320-323.
20. Fisher RM, Moore BK, Swartz ML, Dykemia RW. The effects of enamel wear on the metal-porcelain interface. *J Prosthet Dent* 1983;50:627-631.
21. Jacobi R, Shillingburg HT, Duncanson MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. *J Prosthet Dent* 1991;63:303-309.
22. Delong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH.

- The wear of enamel opposed by ceramic system. *Dent Mater* 1989;5:266-271.
23. Palmer DS, Barco MT, Pelleu GB, McKinney JE. Wear of human enamel against a commercial castable ceramic restorative material. *J Prosthet Dent* 1991;65:192-195.
  24. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res* 1991;70(3):221-225. *Fundamentals of tribology :proceedings of the international conference of tribology. Boston:M.I.T.Press, 1978:455-467.*
  25. Delong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR. The wear of dental porcelain in an artificial mouth. *Dent Mater* 1986;2:214-219.
  26. Al-Hiyasat AS, Saunders WP, Sharkey SW, Smith GM, Gilmour WH. The abrasive effect of glazed, unglazed, and polished porcelain on the wear of human enamel, and the influence of carbonated soft drinks on the rate of wear. *Int J Prosthodont* 1997;10:269-282.
  27. Abe Y, Sato Y, Akagawa YS. An in vitro study of high-strength resin posterior denture tooth wear. *Int J Prosthodont* 1997;10:28-34.
  28. Powers JM, Craig RG. Wear of fluorapatite single crystals. I. A method for quantitative evaluation of wear. *J Dent Res* 1972;51:168-176.
  29. Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. *J Dent Res* 1971;50:149-154.
  30. Powers JM, Craig RG. Wear of fluorapatite single crystals. II. Frictional behavior. *J Dent Res* 1972;51:605-610.
  31. De Gee AJ, Pallav P, Davidson. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 1983;62(5):654-658.
  32. Lavalley CLB. Analysis of attrition in adult human molars. *J Dent Res* 1970;49:822-828.
  33. Carlsson GE, Johansson A, Lundqvist S. Occlusal wear: A followup study of 18 subjects with extensively worn dentitions. *Acta Odontol Scand* 1985;43:83-90.
  34. Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:342-349.
  35. Powell JM, Philips RW, Norman RD. In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J Dent Res* 1975;54:1183-1195.
  36. Peterson MB. Wear testing objectives and approaches. In: Bayer RG, ed. *Selection and use of wear tests for materials*. American Society of testing and Materials. 1976:3-11.
  37. Jahanmir S. On the wear mechanisms and the wear equations. In: Suh NP, Saka N, eds.
  38. Bowden FP, Taylor D. *The friction and lubrication of solids. London:Oxford University Press, London:1950.*
  39. Sarkar AD. *Friction and wear. London:Academic Press, 1980:1-163.*
  40. Asmussen E. Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 1985;10:61-73.
  41. Harrison A. Wear of dental materials. Part I. modes of wear. *Dent Advertiser* 1984;39:8-11.
  42. Jorgensen KD. Restorative resins: abrasion vs mechanical properties. *Scand J Dent Res* 1980;88:557-568.
  43. Miller GR, Powers JM, Weiter EJ. Frictional behavior and surface failure of dental Feldspathic porcelain. *Wear* 1975;121:363-380.
  44. Eccles JD, Jenkins WG. Dental erosion and diet. *J Dent* 1974;2:153-159.
  45. Lewis KJ, Smith BGN. The relation of erosion and attrition in extensive tooth tissue loss. Case reports. *Brit Dent J* 1973;135:400-404.
  46. Smith BGN, Knight JK. A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. *Brit Dent J* 1984;157:16-19.

47. Harrison A. Wear of combinations of acrylic resin and porcelain on an abrasion testing machines. *J Oral Rehab* 1978;4:111-115.
48. Ehrnford L, Derand T, Larson LA, Svensson A. An abrasion test for composite resin. *J Dent Res* 1980;59:716-720.
49. Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resin and dental adhesives. *Oper Dent* 1987;12:53-78.
50. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989;68(12):1752-1754.
51. Pintado MR, Anderson DC, DeLong R, Douglas WH. Variation in tooth wear in young adults over a two-year period. *J Prosthet Dent* 1997;77:313-320.
52. Molnar S, McKee JK, Molnar IM, Przybeck TR. Tooth wear rates among contemporary Australian aborigines. *J Dent Res* 1983;62(5):562-565.
53. Richardson RCD. The wear of Metals by relatively soft abrasives. *Wear* 1975;11:139-144.
54. Dickson G. Physical and chemical properties and wear. *J Dent Res* 1979;58:1535-1543.
55. McCabe JF, Smith BH. A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. *Br Dent J* 1981;151:123-126.
56. Ekfelt A, Olio G. Wear mechanisms of resin and porcelain teeth. *Acta Odontol Scan* 1989;47:391-399.
57. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: biaxial force and movement control. *J Dent Res* 1983;62:32-36.
58. Philips RW. Skinner's science of dental materials. 8th edn. W.B. Saunders Co. Ltd. 1982. 216-223.
59. Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *JADA* 1957;54:608-614.
60. Locke JCG. A method of testing the wear properties of porcelain and human tooth enamel [Thesis]. Indianapolis: Indiana University, 1976.
61. Myerson RL. The use of porcelain and plastic teeth in opposing complete dentures. *J Prosthet Dent* 1957;7:625-633.
62. Ekfelt A, Olio G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scan* 1988;46:159-169.
63. Podshadley A, Harrison JD. Rat connective tissue response to pontic materials. *J Prosthet Dent* 1966;16:110-118.
64. Henry PJ, Johnston JF, Mitchell DF. Tissue changes beneath fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1966;16:937-947.
65. Stein RS. Pontic residual ridge relationship: a research report. *J Prosthet Dent* 1966;16:251-285.
66. Sulik WD, Plekavich Ej. Surface finishing of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1981;46:217-221.
67. Patterson CJW, McLundie AC, Stat DA, Taylor WG. Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *J Prosthet Dent* 1991;65:383-388.
68. Smith GA, Wilson NHF. The surface finish of trimmed porcelain. *Brit Dent J* 1981;151:222-224.
69. Klausner LH, Cartwright B, Charbeneau GT. Polishing versus autogazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent* 1982;47:157-162.
70. Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. *Scan J Dent Res* 1983;91:482-487.
71. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel contacts areas compared with the intrinsic roughness of

- dental resin composites. *J Dent Res* 1991;70:1299-1305.
72. Condon JR, Ferrance JL. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater* 1996;12:218-226.
73. Suzuki S, Leinfelder KF. An in vitro evaluation of a copolymerizable type of micro-filled composite resin. *Quintessence Int* 1994;25:59-64.
74. Ehrnford L, Derand T, Larsson LA, Svensson A. An abrasion test for composite resins. *J Dent Res* 1980;59:716-720.
75. Fan PL, Powers JM, Craig RG. In vitro wear of microfilled and visible light-cured composites. *J Dent Res* 1979;58:2116-2119.
76. Jorgensen KD. In vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials. *Aust Dent J* 1982;27:153-157.
77. Pillar RM, Smith DC, Maric B. Oscillatory wear tests of dental composites. *J Dent Res* 1984;63:1166-1172.

## EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 8. 3-Dimensional typical wear track profile of gold alloy.
- Fig. 9. 3-Dimensional typical wear track profile of Vita- $\mathcal{Q}$  incisal porcelain
- Fig. 10. 3-Dimensional typical wear track profile of Ceramco-II opaque porcelain
- Fig. 11. Polished surface of gold alloy specimen (SEM X350)
- Fig. 12. Wear tract of gold alloy specimen (SEM X500)
- Fig. 13. Self-glazed surface of Vita- $\alpha$  incisal porcelain (SEM X350)
- Fig. 14. Self-glazed surface of Vintage incisal porcelain (SEM X350)
- Fig. 15. Overglazed surface of Vintage incisal porcelain (SEM X350)
- Fig. 16. Polished surface of Vintage incisal porcelain (SEM X350)
- Fig. 17. Wear tract of Vintage incisal porcelain (SEM X500)
- Fig. 18. Polished surface of Ceramco-II opaque porcelain (SEM X350)
- Fig. 19. Polished surface of Vita- $\mathcal{Q}$  dentine porcelain (SEM X350)



사진부도 ①

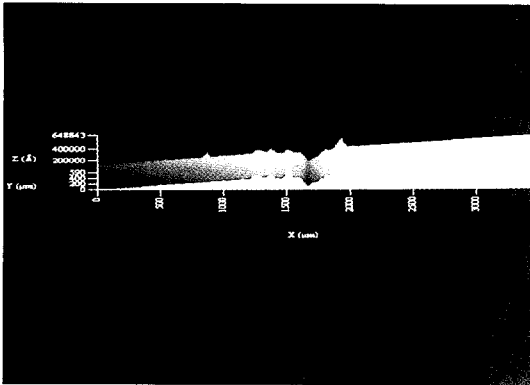


Fig. 8

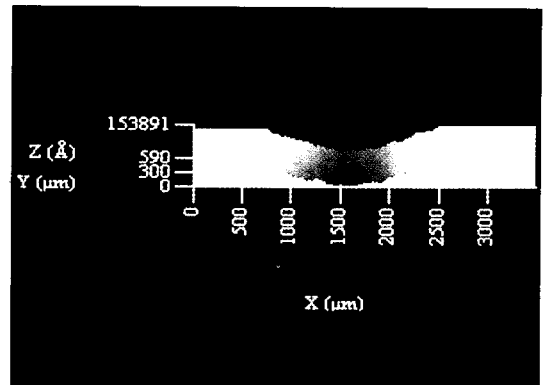


Fig. 9

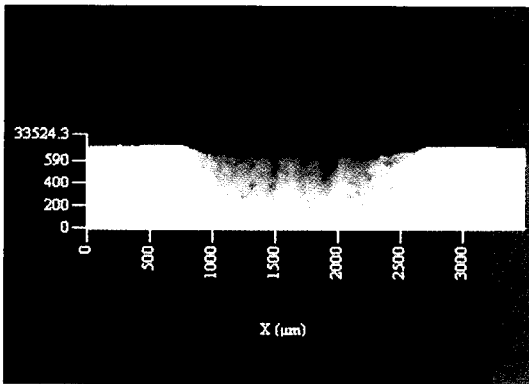


Fig. 10

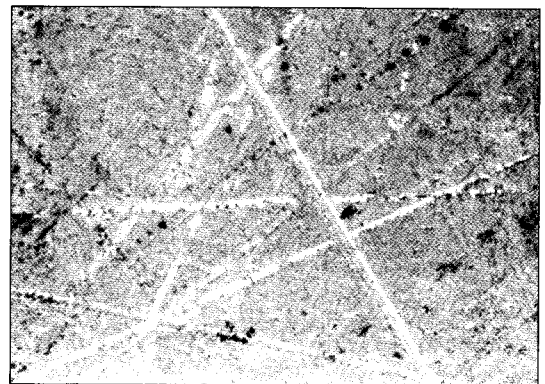


Fig. 11



Fig. 12

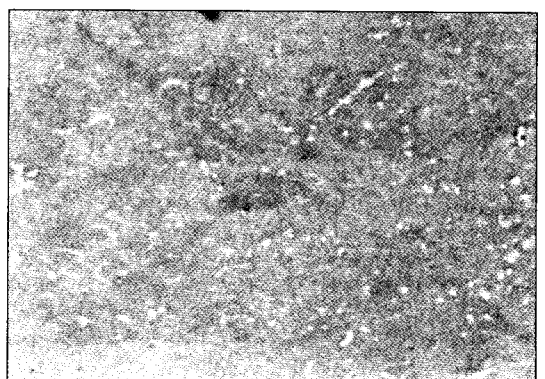


Fig. 13

사진부도 ②

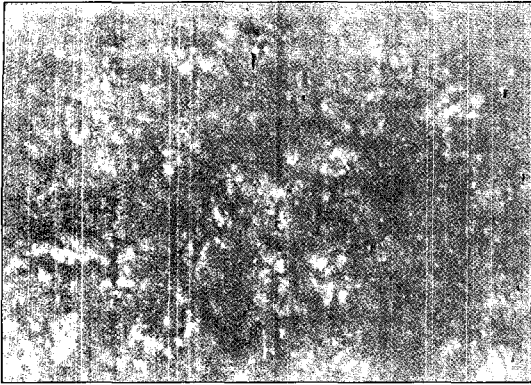


Fig. 14

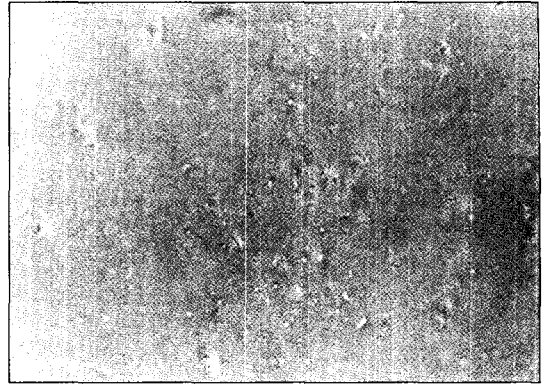


Fig. 15

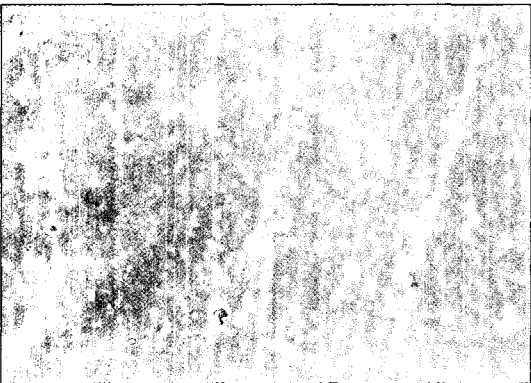


Fig. 16

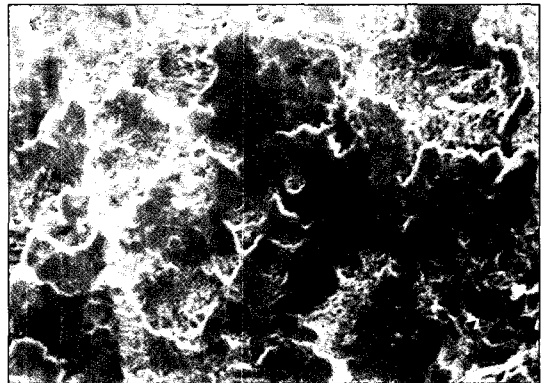


Fig. 17



Fig. 18

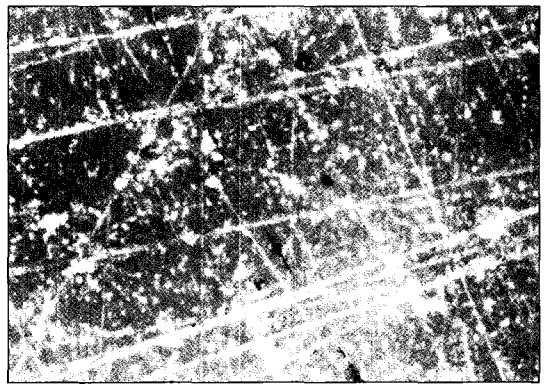


Fig. 19

## ABSTRACT

# AN IN-VITRO WEAR STUDY OF DENTAL PORCELAINS AND HUMAN ENAMEL

Young-Kook Lee, D.D.S., M.S.D., Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D, Ph.D.,  
Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D, Ph.D., Hun-Young Chung, D.D.S., M.S.D, Ph.D.

*Department of Prosthodontics, Graduate School, Seoul National University*

Dental porcelain is one of the materials of choice for restoration where esthetics is of concern, but has a considerable potentials of wear. The wear of enamel is variable when opposed by different porcelain systems and surface conditions, and the exposed dentine and opaque porcelain due to clinical failure is expected to have high potentials of wear.

The purpose of this study was to investigate the wear effects of self-glazed, polished incisal porcelain, polished dentine and opaque porcelain against human enamel in the laboratory by use of a pin-on-disk type wear tester. 4 types of dental porcelain(Vita- $\Omega$ , Ceramco-II, Vintage powder, Vita- $\alpha$  of In-Ceram system) and type IV gold alloy as control group were used for test specimens. Intact buccal cusps of maxillary premolar were used for enamel specimens, and the cusp converged to a point and was devoid of visible abrasion, caries, decalcification. The upper part was the cusp of a maxillary premolar and the lower part was a porcelain specimen. The enamel wear was determined by weighing the cusp before and after each test. Surface profilometer was used to quantitate wear of the porcelain specimens. Vicker's hardness tester was used to evaluate the surface hardness of test specimens. The SEM was used to evaluate the wear surfaces.

The results were as follows :

1. Self-glazed porcelain produced more enamel wear than polished porcelain, especially the enamel wear of Vita- $\alpha$  self-glazed porcelain was 3.2 times more than that of other groups.
2. Opaque porcelain produced least porcelain wear, Vita- $\alpha$  self-glazed porcelain produce greatest porcelain wear, but there was no statistically significant difference between the groups( $p>0.05$ ).
3. The enamel wear of dentine porcelain was 3.8 times more than that of polished incisal porcelain( $p<0.05$ ), and the enamel wear of opaque porcelain was 1.9 times more than that of polished incisal porcelain, but there was no statistically significant difference between the groups( $p>0.05$ ).
4. Overglazed porcelain produced less enamel wear than self-glazed porcelain, and more enamel wear than polished porcelain, but there was no statistically significant difference between the groups( $p>0.05$ ).

5. The hardness number of Vita- $\Omega$  dentine and Ceramco-II opaque porcelain was larger, but that of Vintage dentine and Vita- $\alpha$  self-glazed porcelain was similar to other groups.
6. Examination of SEM photographs revealed that overglazed porcelain had smoother surface than self-glazed porcelain, and self-glazed porcelain had smoother surface than polished porcelain. Much polishing scratches and larger porosities were observed on the opaque porcelain specimen, and much polishing scratchiness and small porosities were observed on the dentine porcelain specimen.

---

**Key words** : wear, dental porcelain, glazing, surface roughness