

Ceromer (Targis)에 의한 법랑질 마모에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

김정민 · 이선형 · 양재호

I. 서 론

자연 치열에서 시간 경과에 따른 치아의 마모는 생리적인 과정으로 인정되며, 마모율은 음식물의 성상과 개인의 저작 습관 등과 같은 요소에 의해 다르게 나타날 수 있다. 그러나 이러한 자연스러운 마모 과정은 자연치와 다른 마모 성향을 갖는 수복 재료가 개입했을 때는 다른 양상으로 나타날 수 있다¹⁾. 자연치 혹은 수복물의 과도한 마모는 수직 교합고경의 감소, 중심위 상실, 인접 접촉면 상실, 치아의 기울어짐과 치주 질환을 일으킬 수 있다²⁾.

이상적인 치과 수복 재료는 적당한 물리적 성질과 적합성, 제작 및 수리의 용이성과 심미성을 가져야 한다³⁾. 또한 교합면에 사용 되었을 때 마모 저항성이 있어야 하며, 대합하는 자연치 혹은 다른 수복 재료를 과도하게 마모시키는 작용이 적어야 한다⁴⁾. 현재 임상에서 널리 사용되는 수복 재료로는 금합금, 치과용 도재와 치과용 레진등이 있다^{5,6)}. 금합금은 우수한 생체 적합성, 내구성과 자연치에 대한 낮은 마모성 등을 장점으로 오랫동안 치과용 수복 재료로 사용되어져 왔으나, 가장 큰 단점으로 심미성의 결여가 지적되어져 왔다. 치과용 도재는 약 100여년 전에 소개되어 보다 자연스러운 수복물로 사용되어져 왔으나, 대합치의 과도한 마모가 단점으로 지적되어져 왔다. 최근에 이러한 문제점을 해결한 도재(Dicor, Cerestore, Optec, Empress 등)들이 소개되어 사용되고 있지만, 아직은 그 사용이 제한적이다^{5,7,8)}. 치과용 레진은 심미적으로 우수하고 조작성이 용이하다는 장점이 있어 임상적으로 자주 사용되어져

왔지만 교합면에 사용되었을 때 대합치에 의한 과도한 마모가 문제점으로 지적되어져 왔다. 치과용 레진이 임상적으로 성공적이기 위해서는 우수한 접착력과 심미성, 뛰어난 기계적 성질 뿐 아니라 높은 수준의 마모 저항성을 가져야 한다. 정상 저작 중에 발생하는 높은 교합압 때문에 장기간의 마모 저항성은 필수적이다⁹⁾.

1980년대 초반 Mormann과 Touati가 인레이와 온레이 제작에 복합 레진을 사용한 이후 1980년대 중반 Touati와 Pissis 등에 의해 1세대 기공용 복합 레진이 소개 되었다^{3,10)}. 1세대는 여러 가지 장점이 있었지만, 교합압에 의한 파절, 변색, 변연부 파절 등으로 인한 임상적인 실패가 많아 그 사용이 제한적이었다. 이후 1세대의 단점을 보완한 2세대 기공용 복합 레진이 90년대 중반에 소개되었다. 2세대 기공용 복합 레진은 0.04~2 μ m에 이르는 다양한 크기의 무기질 충전재를 사용하였고, 전체 부피에서 무기질 충전재가 차지하는 비율을 66%로 증가시킴으로써(1세대의 경우와 반대) 여러 가지 물성의 증가를 가져왔고, 상대적인 레진 기질 비율의 감소는 중합 수축과 구강 내 마모를 줄이는 효과를 가져왔다¹¹⁾. 그러나 아직까지 이 수복 재료의 마모도에 대한 연구는 미진한 상태이다.

이에 본 연구의 목적은 현재 사용중인 ceromer (Ceramic optimized polymer)중 하나인 Targis에 대한 마모성을 평가하기 위해 Targis Incisal과 자연치 법랑질간의 마모시험을 하고, 이를 금합금과 법랑질간의 마모와 비교 연구하는 것이었다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

마모 실험을 위한 재료로 현재 시판되는 Targis Incisal을 사용하였고 대조군으로 금합금을 사용하였으며 치아는 최근에 발거된 건전한 소구치 및 대구치의 교두를 사용하였다.

- 1) 치아 : 건전한 소구치 및 대구치의 교두
- 2) 금합금 : 제III형 금합금(삼신 합금, Korea)
- 3) ceromer : Targis Incisal

(Ivoclar, Vivadent, Amherst, NY)

구성 성분

: BIS-GMA	8.7%
Decandiol dimethacrylate	7.6%
Urethan dimethacrylate	9.0%
Barium glass filler, silanized	72.0%
High dispersed silica	5.0%
Catalysts and Stabilizers	0.6%
Pigments	< 0.1%

2. 연구 방법

1) 치아 시편 제작

치아 시편은 최근에 발거한 소구치 및 대구치의 교두를 직경 6mm, 높이 6mm의 원추형으로 제작하였다.

2) 금합금 시편 제작

대조군인 금합금 시편은 직경 16mm, 두께 1.5mm의 납형을 제작, 매몰 후 통상적인 방법으로 주조하여 ceromer와 같은 조건의 연마를 시행하였다.

3) Ceromer (Targis Incisal) 시편 제작

제조자의 지시에 따라 직경 16mm, 두께 2.5mm의 원판 형태의 시편을 제작하여 시편의 표면을 자동 연마기 (Rotopol - 22, Struers, Copenhagen, Denmark)을 이용하여 #1,000 SiC로 최종 연마하였다.

4) 마모시험

마모 시험은 pin-on-disk형(TE 67-8554, Plint Co.

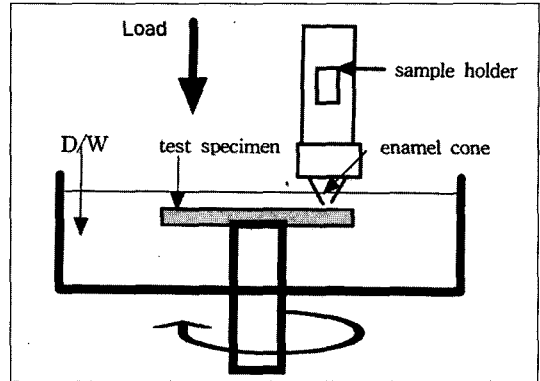


Fig. 1. Schematic Diagram of wear testing machine with enamel cone and test disk in wet environment

UK)의 마모 시험기를 사용하여, 24N 하중에 120 rpm의 회전속도, 63m의 실험 거리를 설정한 후 증류수를 순환시켜 습식 마모시험을 하였다. 범랑질 시편은 마모시험기의 상부 구조물에 고정되며, 하부 구조물에 고정된 시편이 회전하는 방식으로 진행되었다(Fig. 1).

마모시험 후 시편의 마모량은 표면 조도기 (Tencor, p-10, U.S.A.)를 이용하여 단면적과 반지름을 측정한 뒤 부피 단위로 마모량을 계산하였다.

치아의 마모량은 10^{-5} gram까지 측정 가능한 전자저울(Mettler AT 201, Mettler-Toledo AF, Switzerland)을 사용하여 시험 전후의 무게 변화를 측정하고 알려진 범랑질의 밀도를 이용하여 부피 단위로 마모량을 계산하였다⁹⁾. 치아와 시편간의 마찰 계수를 마모시험기로 측정하였고, 시험 후 Vicker's hardness tester(HMV-2000, Shimadu, Japan)로 시편의 표면 경도를 측정하고, 주사전자현미경(JSM5310, Jeol, Japan)으로 시편의 표면을 관찰하였다.

III. 연구 성적

실험 후 치아와 ceromer 및 금합금 시편의 마모량에 대한 평균값과 표준 편차는 Table 1과 같다.

치아의 마모량은 ceromer군이 금합금군에 비해 많은 것으로 나타났으며($P < 0.05$), 시편의 마모량은 ceromer군이 금합금군에 비해 크게 나타났다

Table 1. Wear volume of teeth and test specimens.(mean \pm SD, mm^3)

	N	tooth wear	specimen wear
Gold	5	0.643 ± 0.191	0.119 ± 0.046
Ceromer	5	0.457 ± 0.137	0.762 ± 0.199

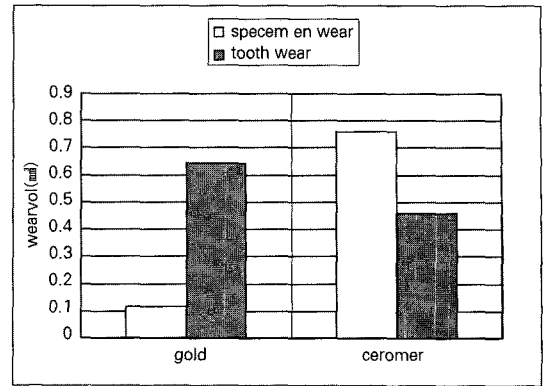


Fig. 2. Wear volume of teeth and test specimens.

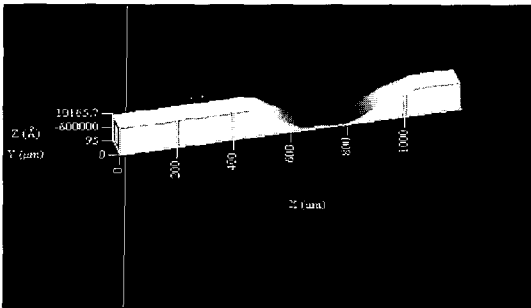


Fig. 3. 3-Dimensional typical wear tract of ceromer.

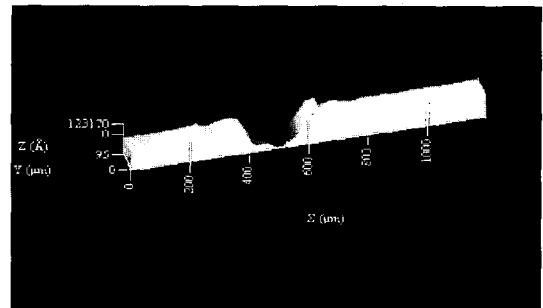
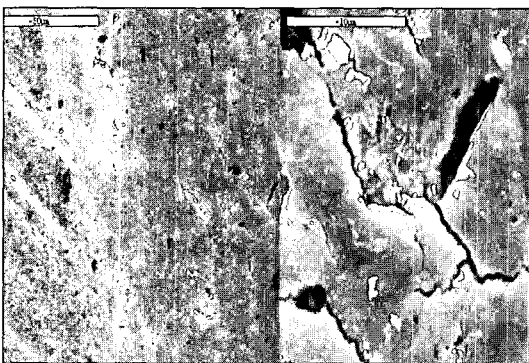
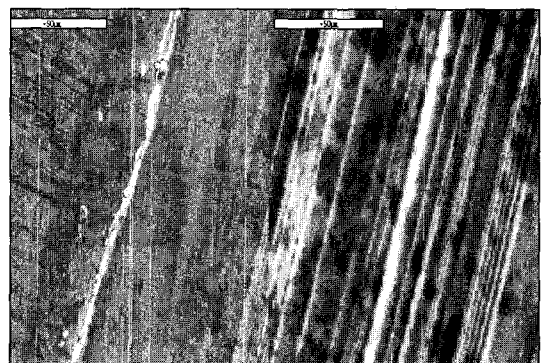


Fig. 4. 3-Dimensional typical wear tract of gold alloy.



($\times 1,000$) ($\times 5,000$)

Fig. 5. SEM analysis of wear tract of ceromer



($\times 1,000$) ($\times 5,000$)

Fig. 6. SEM analysis of wear tract of gold alloy.

($P < 0.01$) (Fig. 2).

금합금과 치아간의 마찰 계수는 0.18~0.26, ceromer와 치아간의 마찰계수는 0.09~0.15를 보였

으며, 개개 시편의 경우 마찰 계수와 치아의 마모량과의 상관 관계는 적었다.

표면경도를 측정 한 결과 금합금은 Vicker's hard-

ness number 160~170, ceromer는 68~74로 ceromer군이 낮게 나타났으나, 시편의 마모량과 표면 정도간의 상관관계는 적었다.

Fig. 3, 4는 표면 조도기를 이용하여 시편의 마모면을 3차원적으로 재 구성한 사진이다. Ceromer의 경우 전체적으로 부드럽게 이행되는 마모면이 관찰되었고, 금합금의 마모면은 치아에 의해 밀려 올라간 형태의 불규칙한 면을 관찰할 수 있었다.

Fig. 5는 ceromer의 표면 상태를 주사 전자 현미경으로 관찰한 사진이며, 다수의 기포가 관찰되었고 기포의 주위로 미세 균열이 진행된 것을 볼 수 있었다. Fig. 6은 금합금의 표면 상태를 주사전자 현미경으로 관찰한 사진이며, 범랑질에 의해 굽힌 자국과 다수의 V자 모양의 구가 관찰 되었다.

IV. 총괄 및 고안

마모는 두 개의 접촉하는 물체와 그 사이에 개재하는 매개체의 특성을 반영하는 복잡한 과정이며, 접촉 상태와 하중, 접촉 시간, 운동 속도, 주위 온도 등이 영향을 미친다^{12,13}. DIN 50 320, "Standard of wear"에 기술된 바에 의하면 '마모는 고체, 액체 혹은 가스 상태의 물질의 접촉 혹은 상대적인 운동과 같은 기계적인 작용에 의해, 표면에서 물체의 일부분이 점차적으로 떨어져 나가는 것'이라고 정의하고 있으며 물체의 표면에서 일어나는 작용을 'tribological action'이라 부른다. DIN 50 320에 따르면 마모는 4가지의 기전으로 나눌 수 있다¹⁴. Adhesive wear는 가장 기본적인 마모 기전으로서 접촉하는 두 개의 표면 사이에 존재하는 강력한 접착력에 의한 표면의 파괴로 인한 마모를 의미하며, Abrasive wear는 단단하고 거친 물체의 표면이 부드러운 물체의 표면을 긁어냄으로서 발생한다. abrasive wear는 두 물체간에 일어나는 2개체 마모와, 두 물체 사이에 마모성향을 갖는 입자가 개재하여 발생하는 3개체 마모로 구분된다¹⁵. Surface fatigue는 반복적인 하중에 의한 접촉 표면의 피로와 균열 형성에 의해 표면이 떨어져 나가는 것을 의미하고, tribological reaction(corrosive wear)이란 마모면과 매개체간의 화학작용에 의한 산물이 생성되어 탈락하는 것을 말한다.

치아와 치과 재료의 마모를 기술할 때 전통적으로

교모, 나모, 산식이라는 용어를 사용해 왔다¹³. Attrition이란 주로 저작력에 의해 치질 혹은 수복 재료가 상실되는 현상을 말하고, abrasion은 잇솔질과 같이 이물질간의 마찰력에 의한 마모를 말하며, erosion은 화학 작용에 의한 치질의 상실을 나타낸다. 임상적으로 이러한 세 작용을 정확히 구분하기는 힘들며 대개의 경우 복합적인 양상을 띄게된다.

자연치아와 수복 재료의 마모량을 측정하는 방법으로는 임상 및 실험실 방법이 있으며^{1,16}, 임상적 방법은 다시 직접 측정법과 간접적인 복제 모형을 이용하는 방법으로 나눈다. 임상적 방법은 측정 가능한 마모가 발생하기까지 최소한 6개월 정도의 시간이 걸린다는 제약이 따르고 측정 기준에 대한 신뢰도가 논란의 대상이 될 수 있다¹⁷. 여러 가지 측정법이 발전되어 왔는데 gravimetric method¹⁷, stereo photogrammetric method¹⁸, reflex microscope를 이용하는 방법¹⁹, moiree fringe method²⁰ 등이 소개되어져 있으며 최근에는 computer의 발달에 따라 micro level까지도 측정이 가능한 방법들이 소개되고 있다²¹.

Lambrechts²²에 의하면 자연치의 교모를 4년간의 computerized 3-D technique을 이용하여 측정한 결과, 연간 소구치에서 15 μ m, 대구치에서 29 μ m의 마모량을 보인다고 보고하였다.

실험실 방법 중 가장 널리 행해지는 두 가지 마모 실험 방법은 pin-on-disk method와 칫솔/치마제 방법이다²³. 전자는 단지 타액만이 존재 할 때 발생 가능한 2개체 마모 실험법이고, 후자는 음식물이나 치약등의 매개체가 존재할 때 발생하는 3개체 마모 실험법이다. Harrison과 Draughn^{24,25}은 Pin-on-disk method를 사용한 실험에서 unfilled resin이 복합 레진에 비해 많이 마모되며, 임상 결과와는 반대로 아말감이 레진에 비해 높은 마모를 보인다고 보고하였다. Pin-on-disk method는 가장 간단한 마모시험기로써 오랫동안 공학 분야에서 사용되어져 왔으나, 가장 큰 단점은 하나 혹은 두 가지 마모기전만을 재현할 수 있기 때문에 실제 구강 상태와는 다른 결과가 나올 수 있다는 것이다¹⁴. 또한 시편의 형태가 평면이기 때문에 응력의 분포 양상이 실제 수복물과는 다르게 나타 난다. 그러므로 이 기구로부터의 결과는 임상시험 전에 재료의 단순한 마모성만을 평가하고자 할 때 그 의미가 있을 것이다.

Phillips²⁶⁾에 의하면 법랑질은 치아에서의 위치와 조직·형태학적인 구조에 따라 다른 특성을 갖는다. 교두정의 법랑질이 측면의 법랑질에 비해 강하며, 법랑질은 법랑 소주에 평행한 방향의 힘보다 수직 방향으로 가해지는 힘에 잘 견딘다. Wassel²⁷⁾은 2개 체 마모 실험에 사용되는 법랑질 abrader의 경우 형태나 물리적 특성이 시편에 따라 매우 다양하여 실험의 오차를 유발할 가능성이 많음을 지적하고, enamel abrader와 비슷한 경도를 갖는 Steatite를 마모 시험의 abrader로 사용해야 한다고 주장 하였다.

치과용 수복 재료의 마모성을 예측하는 다른 방법은 표면 경도와 마찰 계수를 측정하는 것이다. Willems 등²⁸⁾은 법랑질과 유사한 경도를 갖는 barium이나 산화아연을 충전재로 함유한 레진은 법랑질의 마모를 거의 발생시키지 않았으나 석영을 함유한 재래식 레진은 법랑질에 손상을 줄 수 있으므로 충전재의 경도는 법랑질의 수산화 인회석의 경도와 같거나 그보다 작아야 한다고 주장 하였다. Suzuki⁹⁾는 레진이 마모되면서 노출된 단단한 충전재 들은 법랑질의 마모를 유발 할 수 있으며 Zirconium silicate나 석영 충전재를 함유한 레진이 미세 충전재 혹은 silicate 충전 레진에 비해 법랑질의 마모를 많이 일으켰다고 보고 하였다. 마모성을 결정하는데 있어서 마찰계수도 중요한 영향을 미치는 인자²⁷⁾ 알려져 왔다. 마모와 마찰이 모두 두 표면간의 상호 작용에 의해 생기는 현상이므로 서로 상관관계가 있는 것으로 생각할 수 있으나 실제로 둘의 관계가 명확하지는 않다. Davis와 Knutson은 다수의 재래식 레진 들은 마모율과 마찰계수간의 상관관계가 없다고 보고하였으나, Douglas 등²⁹⁾은 레진의 마찰계수를 줄임으로써 마모 저항성이 증가한다고 보고한 바 있다²⁹⁾. Fuley³⁰⁾는 마찰과 마모의 관계가 일반적으로 명확하지 않다고 주장하였고, Sarkar³¹⁾는 금속의 경우 마모율과 마찰계수는 비례 관계를 보이지만 레진에서는 상관관계를 찾을 수 없다고 했다. 동종 재료간의 마찰계수는 이종 재료간의 마찰 계수보다 크며, 부드러운 재료간의 마찰 계수는 부드럽고 단단한 재료간의 마찰 계수보다 크다. 이 실험에서 금합금과 ceromer의 표면 경도와 마찰 계수는 다르게 나타났으나, 각 실험군 내에서 시편 마모량과 표면 경도, 시편 마모량과 마찰계수간의 상관 관계는 적은 것으로 나타났다.

대부분의 치과용 레진의 가장 심각한 물리적 한계는 과도한 마모였다. Hirt 등³²⁾은 레진의 마모도는 충전재의 종류, 크기, 분포와 충전재와 기질 사이의 결합력등이 마모도에 중요한 영향을 미친다고 보고 하였다. Draughn과 Harrison³³⁾은 크기가 크고 경도가 높은 충전재를 단위 면적 내에 많이 함유 할수록 레진의 마모 저항성이 증가한다고 주장하였다. 구강내 환경에서는 저작압과 잇솔질 외에도 많은 기전이 레진의 마모에 관여할 수 있다. 예를 들어 기질과 충전재는 열팽창계수가 서로 다르기 때문에 온도 변화에 의한 수복물의 인장 응력이 마모에 영향을 줄 수 있다. O'Brien 등³⁴⁾은 레진 수복물의 마모기전에 대하여, (1) 레진 기질의 마모, (2) 충전재와 기질간의 접촉 실패로 인한 충전재 상실, (3) 노출된 충전재의 찢겨나감으로 인한 충전재 상실, (4) 기질의 cracking으로 인한 충전재 상실, (5) 개재된 기포의 노출 등으로 기술하였다. Ogden³⁵⁾은 레진 기질내의 기포는 재료의 마모에 대한 저항성을 약하게 한다고 보고 하였으며, Wilder³⁶⁾는 광중합 레진이 화학 중합형 레진에 비해 높은 마모 저항성을 보이는 것은 기질 내에 존재하는 기포의 수와 관련이 있다고 주장 하였다. 본 실험의 주사전자 현미경 관찰 결과에서도 다수의 기포와 microcrack을 볼 수 있었다.

본 실험에서 사용한 것과 같은 마모 시험기를 사용한 논문에 의하면, 도재는 표면 처리 방법에 따른 정도의 차이는 있으나 금합금에 비해 법랑질을 상당히 많이 마모 시키는 것으로 보고된 바 있다³⁷⁾. 실험 조건의 차이는 있으나 본 실험 에서 ceromer가 금합금에 비해 적은 양의 법랑질을 마모시킨 것으로 보아 ceromer는 현재 임상에서 널리 사용되는 치과용 도재에 비해 법랑질에 대한 마모성이 적은 것으로 생각 된다. 자연치 색조를 갖는 수복재료를 교합면에 사용하고자 할 경우에는 우선적으로 재료의 마모성에 대해서 고려해 보아야 한다. 최근에 소개되고 있는 새로운 구조의 레진들은 마모 저항성이 자연치에 가깝다는 실험적 연구 결과들이 보고되고 있으나, 이에 대한 장기간의 임상 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

Ceromer(Targis)와 치아간의 마모도를 연구하기

위하여 Targis incisal로 원판형 시편을 제작하였고, 치아는 최근에 발거한 소구치 및 대구치의 교두를 원추형으로 가공한 후 pin-on-disk형 마모시험기를 이용하여 마모시험을 하였다. 대조군으로는 제3형 금합금을 사용하였다. 치아의 마모량은 실험 전후의 무게를 측정된 후 법랑질의 평균 밀도를 이용하여 부피단위로 환산 하였고, 시편의 마모량은 표면 조도기를 이용하여 측정하였다. 시편의 표면 경도와 마찰계수를 측정하였으며 주사전자 현미경으로 시편의 표면을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Ceromer군에 의한 치아의 마모량이 금합금군에 의한 마모량에 비하여 낮게 나타났다($p < 0.05$).
2. Ceromer군의 마모량이 금합금군의 마모량에 비해 높게 나타났다($p < 0.01$).
3. 마모량이 많은 ceromer군의 표면 경도가 금합금군에 비해 낮게 나타났으나, ceromer군과 금합금군 모두에서 표면 경도와 마모량 사이의 상관관계가 없는 것으로 나타났다.
4. SEM 사진에 대한 관찰결과 ceromer군은 다수의 기포와 기포 주위의 미세균열이 관찰 되었으며, 금합금군에서는 법랑질에 의해 굵힌 전형적인 금속의 마모면이 관찰되었다.

REFERENCES

1. Sulong MZAM, Aziz RA. Wear of materials used in dentistry : A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:342-349.
2. Gallegos LI, Nicholla JI. In vitro two-body wear of three veneering resins. *J Prosthet Dent* 1988;60:172-178.
3. Koczarski MJ. Utilization of Ceromer inlays/onlays for replacement of amalgam restorations. *Pract Periodont Aesthet Dent*. 1998;10(4):405-12.
4. Wiley, MG. Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth. *J Prosthet Dent*. 1989;62:133.
5. Jacobi R, Shillingburg HT, Duncanson MG. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold *J Prosthet Dent*. 1991;66:303-309.
6. Hudson JD, Goldstein GR : Enamel wear caused by three different restorative materials. *J Prosthet Dent*. 1995;74:647-54.
7. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J. Dent. Res* 1991;70:221-5.
8. DeLong R, Sasik C, Pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater* 1989;5:266-271.
9. Suzuki S, Cox CF. Evaluating the antagonistic wear of restorative materials. *JADA*1996;127:74-80.
10. Touati B, Adian N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J Esthet Dentistry*1997;9(3):108-118.
11. Miara P. Aesthetic guidelines for second-generation indirect inlay and onlay composite restorations. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1998;10(4):423-431.
12. Ekfeldt A, Ilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 1988;46:159-169.
13. Dahl BL, Carlsson GE, Ekfeldt A. Occlusal wear of teeth and restorative materials. A review of classification, etiology, mechanisms of wear, and some aspects of restorative procedures. *Acta Odontol Scand*. 1993 ;51:299-311.
14. Mair LH, Stolarski TA, Lloyd CH. Wear : Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a work-shop. *J Dent* 1996;24 :141-148.
15. Powell JM, Phillips RW, Norman RD. In vitro wear response of composite resin , amalgam and enamel. *J Dent Res* 1975 ;54(6):1183-1195.
16. Ratledge DK, Smith BGN, Wilson RF. The effect of restorative materials on the wear of human enamel. *J Prosthet Dent* 1994 ;72:194-203.
17. Vrijhoef MMA, Letzel H, Hendriks FHJ. A

- Method to determine the loss of substance of dental restorations. *J Oral Rehab* 1985;12:9-16.
18. Braem M, Lambrechts P, Van Doren V, Vanherle G. In vivo evaluation of four posterior composites : quantitative wear measurements and clinical behavior. *Dent Mater* 1985;2:206-13.
 19. Adams LP, Willding RJC. Tooth wear measurement using a reflex microscope. *J Oral Rehab* 1988;15:605-613.
 20. Atkinson JT, Groves D, Lalor MJ. The measurement of wear in dental restorations using laser dual-source contouring. *Wear* 1982;76:91-104.
 21. Delong R, Pintado MR, Douglas WH. Measurement of change in surface contour by computer graphics. *Dent Mater* 1985;1:27-30.
 22. Lambrechts P, Braem M. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res* 1989;68(12):1752-1754.
 23. McCabe MC, Smith BH. A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. *Br Dent J* 1981;151:123-126.
 24. Harrison A. Effect of packing pressure on the abrasion resistance of dental amalgams. *J Dent Res* 1977;56:613-5.
 25. Draughn R. Abrasive wear, tensile strength and hardness of composite resins-is there a relationship? *J Prosthet Dent* 1976;36:395-8.
 26. Phillips RW. Skinner's science of dental materials. 8th edn. W.B. Saunders Co. Ltd. 1982.
 27. Wassell RW, McCabe JF, Walls AWG. : A two-body frictional wear test. *J Dent Res* 1994;73(9):1546-1553.
 28. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* 1991;70(9):1299-1305.
 29. Douglas WH, Sakaguchi RL. Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1985;1:115-119.
 30. Furey MJ. Friction wear and lubrication. *Ind and Eng Chem* 61:12-29.
 31. Sarkar AD. Friction and wear. London: Academic Press. 1980.
 32. Hirt TH, Lutz F, Roulet JF. In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites vs amalgams. *J Oral Rehabil* 1984;11:511-20.
 33. Draughn RA, Harrison A. Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resin. *J Prosthet Dent* 1988;40:220-4.
 34. O'Brien WJ, Yee JJ. Microstructure of posterior restorations of composite resins after clinical wear. *Oper Dent* 1980;5:90-4.
 35. Ogden AR. Porosity in composite resins-an Achilles heel? *J Dent* 1985;13:331-40.
 36. Wilder AD, May KN. Three year clinical study of UV-cured composite resins in posterior teeth. *J Prosthet Dent* 1983;50:26-30.
 37. Lee YK, Lee SH, Yang JH, Chung HY. : An in-vitro wear study of dental porcelains and human enamel. *J Korean Acad Prosthodont.* 1999;(1):51-68.

Reprint request to:

Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
 28-1, Yeongun-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, Korea
 cerasun@plaza.snu.ac.kr

ABSTRACT

AN IN-VITRO WEAR STUDY OF CEROMER AND HUMAN ENAMEL

Jeong-Min Kim, D.D.S., Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The ideal restorative material should mimic the properties of the tissues it replaces.

Dental composite resins have been used widely as restorative materials due to its advantages such as excellent esthetics and ease of manipulation. But inadequate wear resistance has been a major factor limiting the use of composite restorative materials.

Improved manufacturing techniques have allowed the development of hybrid composites, with a greater percentage volume filler loading, which have improved physical and mechanical properties. However they are lacking in the study of wear resistance.

The purpose of this study was to evaluate the wear of human enamel against ceromer by the use of a pin-on-disk type wear testers. Discs of ceromer (Targis : Ivoclar, Vivadent, Amherst, NY) and discs of type III gold alloy as a control were used for test specimens. Intact cusp of premolar and molar were used for enamel specimens. The wear of enamel was determined by weighing the cusp before and after each test, and the weight converted to volumes by average density of enamel. Surface profilometer was used to quantify wear of the ceromer and gold 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. Ceromer produced less enamel wear than gold ($p < 0.05$).
2. The wear volume of ceromer was greater than that of gold ($p < 0.01$).
3. The hardness of ceromer was lower than that of gold, but there was no correlation between the hardness and wear of the ceromer and gold.
4. SEM analysis revealed that there were many voids and microcracks in the wear tract of ceromer. In gold group, many minute V-shaped grooves were examined.

Key Words : Wear, Surface hardness, Ceromer