

## 수복재료에 대합되는 의치용 레진치의 마모저항성 비교

연세대학교 치과대학 치과보철학교실

이철영 · 정문규

### I. 서 론

치아 우식증, 치주질환 및 치아외상 등으로 인해 일부 또는 전체 치아가 소실된 부분 무치악이나 완전 무치악 환자에서 저작기능, 발음 및 심미의 회복을 위해 가철성 국소의치, 총의치 그리고 임플란트 보철물이 시술되어지고 있다. 이러한 보철물들은 인공치를 이용하여 소실된 정상 교합을 재건하는 것으로써 인공치는 자연치아를 대신하여 저작기능, 발음 및 심미를 회복시켜야 한다. 특히 구치부 인공치는 저작기능의 회복, 수직 교합 고경의 유지와 교합 불균형으로 인한 측두하악관절장애의 예방을 포함하여 악안면계의 형태와 기능을 유지하도록 설계되어야 한다.

의치를 위해 인공치의 재료로는 보통 도재와 레진이 사용되어져 왔다. 도재 인공치는 물리적으로 가장 우수한 재료이고, 연조직에 대한 생체 적합성이 아주 우수하다. 하지만, 범랑질, 치과용 금합금, 충전용 레진 등을 마모시킬 수 있고, 레진 의치상과는 화학적 결합을 이루지 못한다. 그리고, 교합조정이 힘들며, 저작시 교합음을 유발시킬 수 있으며 좀 더 쉽게 파절된다.

1930년대 초기에 소개된 레진 인공치는 현재 대부분의 가철성 보철물의 인공치로 사용되고 있다. 도재 인공치에 비해 레진 인공치는 많은 장점을 가지고 있다. 보다 심미적이고 자연스러운 모양이며, 파절이 적고, 레진 의치상과 결합이 우수하며, 교합조정이 용이하고 외형형성과 재활택이 용이하다. 그렇

지만, 레진 인공치의 가장 큰 단점은 구치부 교합면의 급속한 마모이다. 아크릴릭 레진 인공치의 마모저항성은 이후 많이 향상되었지만, 높은 마모도는 교합고경과 교합양상에 불리하게 작용하고, 구강점막과 골조직에 비정상적인 하중을 가하며, 심미적으로도 좋지 않은 문제를 유발한다. Schuyler는<sup>35)</sup> 급격한 인공치의 마모는 교합고경과 교합관계에 심각한 영향을 끼침으로써 측방력을 증가시키고, 이에 따르는 많은 부작용을 일으킨다고 보고하였다.

1930년대에 아크릴릭 레진 인공치가 생산된 이래로 마모저항성은 계속적으로 향상되었다<sup>4,27,44)</sup>. 초기의 것은 질이 떨어지고 구강내에서 원래의 분말 형태로 변화되는 경향을 띄었으며, 팽윤(water imbibition)이 발생되고, 유기용제와 접촉시 체적변화를 일으켰다. 그 후 교차 결합제(cross-linking agent)의 개발로 균열(crazing)의 문제점이 해결되어 상당한 발전을 이루었는데, 이 교차 결합제(cross-linking agent)의 종류와 양을 변화시켜 물리적 성질을 향상시켰다. 이 후 통상의 아크릴릭 레진 인공치의 단점을 최소화시키고 바람직한 성질을 강화시켜 새로운 인공치 재료(Trubyte Bioform IPN, Dentsply International, Inc., York, Pa)가 개발되었다. 이 새로운 인공치 재료는 unfilled, highly cross-linked, interpenetrating polymer network으로 제작되어 polymer가 삼차원의 그물구조로 교차 결합(cross-linking)을 하고, 그런 그물 구조는 다시 second cross-linking polymer에 의해 채워지는 구조이다. 이러한 cross-linked network은 동일 공간상에 존재하

며 서로 얽혀 있어서, 화학결합의 파괴 없이는 분해되지 않는다<sup>27)</sup>. 이러한 interpenetrating-polymer network material 외에 microfilled composite의 인공치(Isosit-SR, Ivoclar AG/Vivadent, Schann/Liechtenstein)가 개발되었다. 이 microfilled composite은 Bowen-formula matrix system으로 용융된 70nm크기의 fumed silica filler particle의 혼합물로써 bisphenol A와 Glycidyl methacrylate(BIS-BMA)의 부가반응 산물이다<sup>25,44)</sup>. 이 외에도 그 후로 많은 고강도의 레진 인공치가 개발되었는데, 역시 아크릴릭 레진 인공치의 단점을 최소화시키면서, 그 장점을 강화시킨 제품들이다.

고강도 레진 인공치의 충격 저항성<sup>39)</sup>, 의치상 레진과의 결합강도<sup>38,46)</sup>, 경도에<sup>12,29,38,40,46)</sup> 대한 기본적인 연구결과가 발표되었으며, 마모저항성에 대한 여러 연구가 이루어 졌다<sup>15,16,35,49)</sup>. 그렇지만, 아직 레진 인공치에 대합 되는 수복재료에 따른 마모도에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 실제로 인공치의 마모는 구강내 다양한 변수에 영향을 받는데, 그 중의 하나가 인공치에 대합 되는 수복재료이다. 따라서 본 연구는 여러 수복재료에 대합시킨 수종의 레진 인공치의 마모저항성을 마모깊이, 무게 감소의 측면에서 조사하고, 주사 전자현미경적 관찰을 통해 마모양상을 살펴보고, 그 마모기전을 밝히고자 한다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료

#### 1. 레진 인공치

총 4종류의 레진 인공치가 구치부 인공치로 사용되었다. Endura(Shofu, Kyoto, Japan), SR-Orthosit-PE(Ivoclar AG, Schaan/Liechtenstein), Bioform IPN(Dentsply, York, U.S.A.)의 고강도 레진 인공치와 통상의 아크릴릭 레진 인공치인

Trubyte Biotone(Dentsply, York, U.S.A.)이 사용되었다(Table 1).

각 종류에서 12개씩의 상악 제 1 소구치를 선택하여, 총 48개의 레진 인공치 시편을 제작하였다. Fig. 1에서 보는 바와 같이 10mm×10mm×5mm의 반투명 레진에 각각의 레진 인공치를 포매시켰다. 각 치아는 대합되는 수복재료에 대해서 구개측 교두만 접촉이 되도록 15°의 각도로 기울여 포매시켰다. 해부학적 형태의 인공치인 Trubyte Biotone 인공치는 협측 교두가 접촉되는 것을 막기 위해서 협측교두가 20°의 교두각이 되도록 삭제하였다.

#### 2. 대합 되는 수복재료

레진 인공치에 대합 되는 수복재료로는 금합금, 도재, 그리고 구치부 충전용 레진의 세 가지를 사용하였다(Table 2).

금합금 시편은 제 3형 치과용 금합금을 150mm×100mm×2mm의 크기로 주조하여 제작한 후, gold polishing kit(Shofu, Japan)을 이용하여 표면 활택을 시행하였다. 도재 시편은 비귀금속 합금으로 금합금 시편과 같은 크기로 주조한 후, 통상의 방법으로 도재를 축성하고, 소성하여 제작을 하였다. 제작

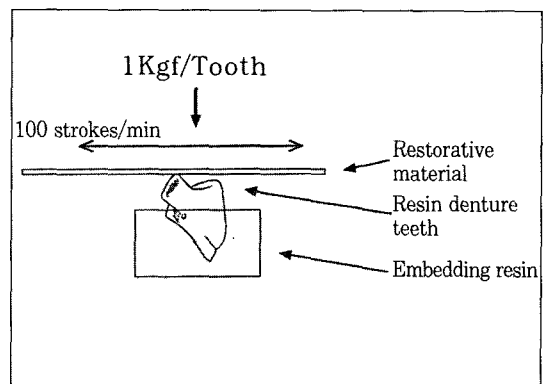


Fig. 1. Schematic drawing of wear test method

Table 1. Resin denture teeth used in this study

Brand	Material	Mold	Shade	Cusp Angle
Trubyte Biotone	Conventional acrylic	30M	66	33°
Bioform IPN	Interpenetrating Network	31M	B66	20°
Endura	Microfilled composite	M30	66	20°
SR-Orthosit-PE	Microfilled composite	N5	210/2B	20°

Table 2. Restorative materials opposing to resin denture teeth

	Material	Brand	Manufacturer
Gold	Type III gold alloy	Degulor-C	Degussa
Porcelain	Feldspathic porcelain	Vintage	Shofu
Resin	Hybrid composite resin	Aelitefil	Bisco

된 도재 시편은 Exa cerapol(Edenta, Switzerland)로 표면 활택을 시행한 후, 클레이징을 실시하여 완성하였다. 충전용 레진 시편은 150mm×100mm×2mm 크기의 와동내에 구치부 충전용 레진을 충전하여 광중합기로 중합시켜 제작하였다. 제작된 레진 시편은 resin polishing kit(Shofu, Kyoto, Japan)를 이용해서 표면 활택을 시행하였다.

#### 나. 연구방법

##### 1. 마모 실험

총 48개의 레진 인공치 시편을 실험 2주전에 물 속에 보관시켜 각 시편이 일정한 무게를 갖도록 하였다.

마모시험은 네 종류의 레진 인공치를 세 종류의 수복재료에 대합시켜 마모시험기(Speed Control Unit, 동경기연, 일본)상에서 시행하였다. 각각의 수복재료는 마모시험기의 상압에 양면 테이프를 이용하여 단단히 고정시키고, 레진인공치 시편은 구개측 교두가 대합되는 수복재료에 접촉되도록 하압에 양면 테이프를 이용하여 고정시켰다. 상압과 하압을 모두 물 속에 침전시킨 후, Fig. 1에서 보는 바와 같이 상압에 부착된 수복재료를 1Kgf/tooth의 하중과 100회/분의 속도로 100,000회 왕복운동을 시켰다.

##### 2. 마모에 의한 교두정 높이 감소의 측정

마모전 5,000회, 10,000회, 30,000회, 50,000회 그리고 100,000회 마모 후에 마모에 의한 교두정 높이 감소를 digital calipers(Mitutoyo Mfg. Co., Tokyo, Japan)를 이용해 측정하였다.

##### 3. 마모에 의한 무게 감소의 측정

레진 인공치 표면에서 수분을 제거한 후 마모전 5,000회, 10,000회, 30,000회, 50,000회 그리고 100,000회 마모 후에 Analytic Balance 'Satorius' (신한과학, 한국)를 이용하여 마모에 의한 무게

감소를 측정하였다.

##### 4. 마모표면의 주사 전자현미경적 관찰

각 시편의 레진 인공치를 100,000회 마모시킨 후 구개측 교두의 마모표면을 주사 전자현미경(Hitachi S2700, Hitachi, Japan)을 이용하여 사진을 찍어 마모표면을 관찰하였다.

##### 5. 통계분석

모든 통계분석은 SAS 6.04 통계 패키지로 처리하였다. 레진 인공치를 100,000회 마모시킨 후, 수복재료에 따른 교두정 높이 감소와 무게감소의 유의성과, 레진 인공치에 따른 교두정 높이 감소와 무게감소의 유의성을 Kruskal-Wallis test로 분석한 후, 다중검정을 실시하였다. 모든 분석은 95%의 신뢰도로 검정하였다.

### Ⅲ. 연구 성적

#### 가. 레진 인공치의 교두정 높이 감소

금합금, 도재 및 충전용 레진에 대합되는 4종의 레진 인공치의 마모 횟수에 따른 교두정 높이 감소는 Table 3과 같다.

최종 마모횟수인 100,000회 왕복운동후의 마모깊이는 Table 4와 Fig. 2에 나와 있다. 수복재료로 금합금을 사용한 경우 Trubyte Biotone, Bioform IPN, SR-Orthosit-PE, Endura 순으로 교두정 높이 감소가 컸으며, 특히 Trubyte Biotone은 다른 세 종류의 고강도 레진 인공치보다 유의성 있게 높은 교두정 높이 감소를 보였다( $p < 0.05$ ). 도재를 대합시킨 경우에는 Endura가 가장 큰 교두정 높이 감소를 나타내었고, SR-Orthosit-PE가 가장 적은 교두정 높이 감소를 나타내었다( $p < 0.05$ ). 충전용 레진을 대합시킨 경우에는 Trubyte Biotone이 다른 세 종류의 인공치보다 유의성 있게 높은 교두정 높이 감소를

Table 3. The medians of wear depth

Restorative Materials	Resin Teeth	Strokes				
		5,000	10,000	30,000	50,000	100,000
Gold	Trubyte Biotone	25	25	80	110	175
	Bioform IPN	30	30	40	50	85
	Endura	25	30	30	35	50
	SR-Orthosit-PE	25	25	45	55	90
Porcelain	Trubyte Biotone	310	310	560	650	780
	Bioform IPN	350	350	505	645	850
	Endura	350	350	455	580	880
	SR-Orthosit-PE	220	220	320	460	640
Resin	Trubyte Biotone	130	270	740	875	930
	Bioform IPN	75	85	145	180	335
	Endura	55	100	150	190	320
	SR-Orthosit-PE	75	125	150	185	270

unit :  $\mu\text{m}$

Table 4. The medians of wear depth after 100,000 strokes

Restorative Material	Resin Teeth			
	Trubyte Biotone	Bioform IPN	Endura	SR-Orthosit-PE
Gold Plate	175 <sup>a,A</sup>	85 <sup>b,A</sup>	50 <sup>c,A</sup>	90 <sup>b,A</sup>
(I)	(110~180)	(70~110)	(40~70)	(80~120)
Porcelain Plate	780 <sup>ab,B</sup>	850 <sup>ab,B</sup>	880 <sup>a,B</sup>	640 <sup>b,B</sup>
(II)	(610~830)	(650~880)	(810~930)	(410~760)
Resin Plate	930 <sup>a,C</sup>	335 <sup>b,C</sup>	320 <sup>b,C</sup>	270 <sup>b,C</sup>
(III)	(900~940)	(260~410)	(260~360)	(230~330)

unit :  $\mu\text{m}$

( ) : range

a, b, c : significantly different between resin denture teeth (rows) ( $p < 0.05$ )

A, B, C : significantly different between restorative materials (columns) ( $p < 0.05$ )

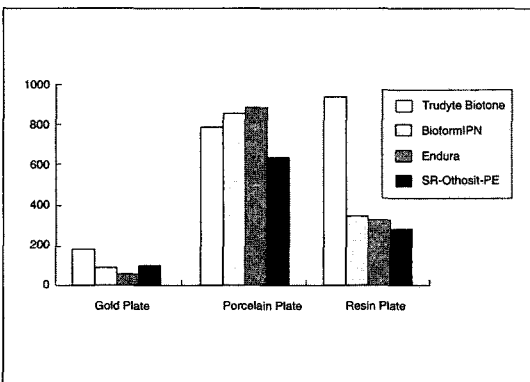


Fig. 2. The bar graph of medians of wear depth after 100,000 strokes.

나타내었다( $p < 0.05$ ) (Table 4, Fig. 2).

수복재료에 따른 인공치 교두정 높이 감소는 모든 레진 인공치에서 유의성 있는 차이를 나타내었다. 대부분의 인공치에서 도재에 대합시킨 군이 금합금에 대합시킨 군에 비해서 5~7 배 정도, 충전용 레진에 대합시킨 군에 비해서 2~3배 정도로 더 심한 교두정 높이 감소를 나타냈으며, Trubyte Biotone만이 도재에 대합되었을 때보다 충전용 레진에 대합되었을 때 약간 더 높은 교두정 높이 감소를 나타내었다 (Table 4, Fig. 2).

Table 5. The medians of weight loss

Restorative Materials	Resin Teeth	Strokes				
		5,000	10,000	30,000	50,000	100,000
Gold	Trubyte Biotone	0.5	0.5	0.5	0.7	0
	Bioform IPN	0.2	0.75	0.5	0.65	-0.25
	Endura	0.25	0.05	0.35	0.15	-1.15
	SR-Orthosit-PE	0.15	0.3	0.05	0.4	-1.35
Porcelain	Trubyte Biotone	0.7	1.15	2.9	3.4	4.0
	Bioform IPN	1.05	2.1	3.4	4.7	6.5
	Endura	3.0	3.45	4.2	4.6	5.7
	SR-Orthosit-PE	1.15	1.35	2.0	3.0	4.95
Resin	Trubyte Biotone	0.2	1.1	2.0	5.25	6.0
	Bioform IPN	0.4	0.6	0.95	1.35	1.6
	Endura	0.25	0.55	1.0	1.3	1.95
	SR-Orthosit-PE	0.45	0.7	0.95	1.05	1.4

unit : mg

Table 6. The medians of weight loss after 100,000 strokes

Restorative Material	Resin Teeth			
	Trubyte Biotone	Bioform IPN	Endura	SR-Orthosit-PE
Gold	0 <sup>a,B</sup>	-0.25 <sup>ab,A</sup>	-1.15 <sup>b,A</sup>	-1.35 <sup>b,A</sup>
	(-0.4~0.5)	(-0.8~0.12)	(-1.8~0.4)	(-1.5~1.2)
Porcelain	4.0 <sup>b,A</sup>	6.5 <sup>a,B</sup>	5.7 <sup>ab,B</sup>	4.95 <sup>ab,B</sup>
	(3.0~5.4)	(5.8~7.0)	(5.2~6.8)	(4.0~5.3)
Resin	6.0 <sup>a,A</sup>	1.6 <sup>b,C</sup>	1.95 <sup>b,C</sup>	1.4 <sup>b,C</sup>
	(5.2~8.0)	(1.1~2.3)	(1.7~2.3)	(1.3~1.7)

unit : mg

( ) : range

a, b, c : significantly different between resin denture teeth (rows) (p<0.05)

A, B, C : significantly different between restorative materials (columns) (p<0.05)

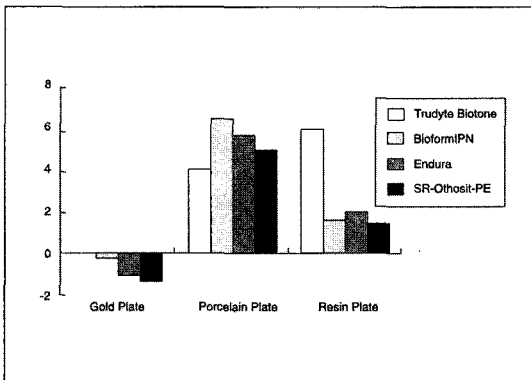


Fig. 3. The bar graph of medians of weight loss after 100,000 strokes

#### 나. 레진 인공치의 무게 감소

치과용 금합금, 치과용 도재 및 충전용 레진에 대  
합되는 4 종의 레진 인공치의 마모 횟수에 따른 무게  
감소의 변화는 Table 5와 같다. 도재와 충전용 레진  
에 대합시킨 군에서는 순차적인 무게 감소를 나타낸  
반면, 금합금에 대합시킨 군에서는 무게 감소량보다  
측정오차가 더 컸기 때문에 무게 감소가 없거나, 무  
게가 증가한 수치로 나왔다.

최종 마모횟수인 100,000회 왕복운동후의 무게  
감소는 Table 6과 Fig. 3에 나와 있다.

금합금에 대합시킨 군에서는 무게 감소량보다 측정 오차가 컸기 때문에 무게 감소가 나타나지 않았다. 도재에 대합시킨 군에서는 Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE, Trubyte Biotone 순으로 무게 감소를 나타내었다( $p < 0.05$ ). 충전용 레진에 대합시킨 군에서는 Trubyte Biotone이 다른 세 종류의 인공치에 비해 3~4배 정도의 높은 무게 감소를 나타내었다( $p < 0.05$ ) (Table 6, Fig. 3).

수복재료에 따른 고강도 레진 인공치의 무게 감소는 도재, 금합금, 충전용 레진에 대합시킨 순으로 유의성 있는 무게 감소를 나타냈으며, Trubyte Biotone은 도재와 충전용 레진에 대합시킨 군에서는 비슷한 무게 감소를 보이고, 금합금에 대합시킨 군에서는 가장 적은 무게 감소를 나타내었다( $p < 0.05$ ) (Table 6, Fig. 3).

#### 다. 레진 인공치의 마모표면의 주사 전자현미경 소견

Trubyte Biotone은 금합금, 도재 및 충전용 레진에 대합시킨 모든 군에서 다른 세 종류의 레진 인공치에 비해 아주 심한 거칠기와 복잡한 파절 양상을 관찰할 수 있었으며, Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE는 모두에서 아주 매끄러운 표면을 관찰할 수 있었으며, 아주 드물게 약한 파절 양상을 관찰할 수 있었다. 특히 Endura와 SR-Orthosit-PE에서는 filler 입자 및 filler 입자가 탈락된 표면을 관찰할 수 있었다(Fig. 4).

금합금에 대합시킨 Trubyte Biotone에서는 심한 거칠기와 복잡한 파절 양상이 발견됐고, Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE에서는 매끄러운 표면이 관찰되었다. 도재에 대합시킨 군에서는 금합금에 대합시킨 군과 비슷한 소견을 보였고, 덧붙여 마모실험의 왕복운동에 의한 굽힌 자국이 발견되었다. 충전용 레진을 대합시킨 군에서는 도재에 대합시킨 군과 비슷한 소견이었으며, 굽힌 자국은 Trubyte Biotone, Bioform IPN, Endura에서 약하게 나타났고, SR-Orthosit-PE에서는 그 양상이 아주 미미하였다(Fig. 4).

## IV. 총괄 및 고찰

치아 우식증, 치주질환 및 치아 외상 등으로 인해 일부 또는 전체 치아가 소실된 부분 무치악이나 완전 무치악 환자에서 저작기능, 발음, 및 심미의 회복을 위해 가철성 국소의치, 총의치 그리고 임플란트 보철물이 시술되어지고 있다. 이러한 보철물들은 인공치를 이용하여 상실된 정상교합을 재건하는 것으로서 인공치는 저작기능의 회복, 수직 교합 교정의 유지와 교합 불균형으로 인한 측두하악관절장애의 예방을 포함하여 악안면계의 형태와 기능을 유지하도록 설계되어져야 한다.

보철물을 위한 인공치의 재료로는 도재 인공치, 레진 인공치, 금속 인공치, 주조용 금은레이 등이 사용되어져 왔는데<sup>43,36)</sup>, 주로 도재 인공치와 레진 인공치가 사용된다. 그렇지만, 도재 인공치는 우수한 물리적 성질 및 생체 적합성에도 불구하고 극심한 대합치 및 대합되는 수복재료의 마모를 유발시키는 단점으로 인해 그 사용이 제한되고 있다<sup>34)</sup>. 1930년대 초기에 소개된 레진 인공치는 단점으로 여겨지던 마모 저항성에 대한 지속적인 개선이 이루어져, 현재는 대부분의 가철성 보철물 및 임플란트 보철물의 인공치로 널리 사용되어 진다. 하지만, 레진 인공치는 우수한 파절 저항성과 레진 의치상과의 결합력, 교합 조정의 용이성 보다 심미적이고 자연스러운 모양 등의 우수한 장점에도 불구하고, 구치부 교합면에서의 낮은 마모저항성은 아직까지 문제점으로 지적되고 있다. 1951년 Schuyler는<sup>35)</sup> 인공치의 급속한 마모는 수직 교합 교정, 교합 양상, 저작효율에 심각한 영향을 끼치고, 측방력을 증가시켜서 이에 따르는 많은 부작용을 일으킨다고 보고하였다. 결국 인공치의 마모로 인한 교합 불균형은 유지력의 감소를 가져올 수 있고, 잔존 치조제의 흡수를 촉진시키며, 의치상의 파절에도 기여할 수 있다.

인공치의 마모저항성에 대한 연구는 레진 인공치가 개발된 이래로 계속 진행되어 왔는데<sup>15,16,44,49)</sup>, 연구 목적과 연구 방법에 따라 여러 실험이 이루어졌다. 실험 방법은 크게 *in vivo*와<sup>4,15,32,33,44,45,49)</sup> *in vitro*로<sup>1,5,11,18,24,26,27)</sup> 나눌 수 있는데, *in vivo* 실험은 구강내 상황을 완벽하게 부여할 수 있는 실험방법이지만, 환자에 따른 저작 형태, 교합력, 식이 습관, 타액의 조성 및 양, 구강내 습관 등이 개인에 따라, 또 한 개인

에 있어서도 상당한 차이를 보이기 때문에 정확한 결과를 낸다는 것은 어렵다. 이에 비해서 *in vitro* 실험은 구강내 상황을 완벽하게 재현한다는 것이 불가능하지만, 마모 측정 방법이 용이하고 마모 환경을 똑같이 부여할 수 있다는 점에서 마모 정도를 비교하는 데 이점이 있는 실험 방법이다. 본 실험에서는 미끄러짐에 의한 마모를 일으킬 수 있는 마모시험기를 이용해서 대합치와 저작시 일어날 수 있는 충격과 미끄러짐 운동을 재현하고자 하였다. 마모는 근신경계의 힘과 운동, 타액의 흐름성과 pH, 음식물의 종류, 마모를 촉진시킬 수 있는 환경에서의 생활, 환자의 구강습관, 구강위생의 정도와 사용된 수복물의 재료에 따라 달라질 수 있다. 이러한 복잡한 마모 양상을 알아보기 위해 이전의 마모실험에는 두 재료사이의 계면에 어떤 물질도 개재시키지 않고, 두 재료의 직접 접촉에 의한 마모도를 알아보는 이중 마찰 방법과<sup>23,26)</sup> 계면에 중간물질이 작용을 하는 삼중 마찰 방법이<sup>13,14,26)</sup> 있다. 실제 본 실험에서는 대합되는 수복재료와 구치부 레진 인공치에서 밀접한 접촉을 이루면서 마모가 이루어 졌기 때문에 이 둘 사이에 개재 물질을 위치시키는 것이 힘들었고, 마모 양상에서 개재 물질의 영향을 배제시키고 단순히 여러 수복재료에 대합되는 레진 인공치의 마모도를 비교하기 위해 이중 마찰 방법으로 실험을 시행하였다. 마모 정도는 무게 감소와 교두정 높이 감소로 측정을 하였는데, 기능측 교두인 상악 구개측 교두의 마모가 임상적으로 수직 교합고경의 감소를 유발시키기 때문에 본 실험에서는 상악 구개측 교두의 높이 감소를 교두정 높이 감소로 계산하였다.

수복재료에 따른 레진 인공치의 마모정도는 대체적으로 금합금에 비해 도재가 5~7배, 충전용 레진이 2~3배 정도로 더 레진 인공치를 마모시켰다. 단지 Trubyte Biotone에서만 충전용 레진에서의 마모도가 도재에서보다 더 높았다. 이런 결과로 볼 때 레진 인공치를 사용한 가철성 보철물 및 임플란트 보철물에 대합되는 고정성 보철물로서의 도재의 사용은 고강도 레진 인공치라 할지라도 급격한 마모를 유발시킬 것이라고 생각할 수 있다.

수복재료로 금합금을 대합시킨 경우에는 통상의 아크릴릭 레진 인공치인 Trubyte Biotone이 175 $\mu$ m의 교두정 높이 감소를 보였고, 고강도 레진 인공치인 Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE는 각각 85

$\mu$ m, 50 $\mu$ m, 90 $\mu$ m의 마모도를 나타내어, 통상의 아크릴릭 레진 인공치보다 2배이상의 높은 마모저항성을 나타내었다. 1992년 Satoh등은<sup>32)</sup> Pd-Au-Ag합금판에 인공치를 200,000회 왕복 운동시킨 결과, 세 종류의 고강도 레진 인공치는 50~73 $\mu$ m, 아크릴릭 레진 인공치아는 220~364 $\mu$ m의 교두정 높이 감소를 보여, 통상의 아크릴릭 레진 인공치가 고강도 레진 인공치보다 4.7배의 높은 교두정 높이 감소를 보였다고 하여 본 실험결과와 유사한 결과치를 보였다. 세 가지 고강도 레진 인공치 사이에서는 Endura가 Bioform IPN이나 SR-Orthosit-PE보다 유의성 있게 낮은 교두정 높이 감소를 나타내었다. 무게 감소 측면에서는 측정 오차가 실제 일어난 무게 감소보다 컸기 때문에 의미 있는 결과를 보이지 않았는데, 1988년 Ekfeldt와 Ølio는<sup>7)</sup> 인공치에 대합되는 수복재료의 마모정도를 무게 감소의 측면에서 조사하였는데 무게 감소시의 오차가 측정치에 근접하기 때문에 무게 측정의 방법은 문제가 있다고 하였다.

충전용 레진에 대합시킨 경우에는 Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE가 335 $\mu$ m, 320 $\mu$ m, 270 $\mu$ m의 비슷한 교두정 높이 감소와 1.6mg, 1.95mg, 1.4mg의 비슷한 무게 감소를 나타내었다. 즉 통상의 아크릴릭 레진 인공치는 최근에 개발된 고강도 레진 인공치보다 교두정 높이 감소와 무게 감소에서 약 3배 정도 더 큰 마모도를 보였다. 이에 비해 도재에 대합시킨 경우에는 Trubyte Biotone, Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE 모두가 780 $\mu$ m, 850 $\mu$ m, 880 $\mu$ m, 640 $\mu$ m의 비슷한 교두정 높이 감소와 4.0mg, 6.5mg, 5.7mg, 4.95mg의 비슷한 무게 감소를 나타내어 통상의 아크릴릭 레진 인공치인 Trubyte Biotone과 고강도 레진 인공치의 마모저항성에는 별다른 차이를 보이지 않아 아직까지 고강도 레진 인공치는 도재에 대한 마모저항성은 취약하였다.

이제까지 레진 인공치에 대한 마모를 알아보기 위한 실험은 크게 *in vitro*와<sup>4,15,32,33,44,45,49)</sup> *in vitro*의<sup>1,5,11,18,24,26,27)</sup> 두 가지 실험방법이 행해져 왔다.

*In vitro* 실험에서는 실험방법과 측정방법에 따라 약간씩 다른 결과를 보였지만, 통상의 아크릴릭 레진 인공치에 비해서 최근에 개발된 고강도 레진 인공치가 우수한 마모 저항성을 갖는다고 보고하였다<sup>4,15,32,33,44,45)</sup>. 그렇지만, 1992년 Winkler 등은<sup>45)</sup> 세 종류의 고강도 레진 인공치와 두 종류의 아크릴릭

레진 인공치의 칫솔질에 대한 마모저항성을 조사했는데, 339시간의 칫솔질후 무게 감소는 모든 제품에서 1% 미만으로 나왔으며, 고강도 레진 인공치가 통상의 아크릴릭 레진 인공치보다 우위를 보이지 않는다고 하였다. 1988년 von Fraunhofer는<sup>49)</sup> interpenetrating polymer network 인공치(Bioform IPN, Dentsply, York, U.S.A.)와 Microfilled composite 인공치(Isosit-SR, Ivocar AG/Vivadent)를 비교한 결과, microfilled composite 인공치가 40~50% 덜 마모된다고 발표하였으며, 1987년 Whiteman 등은<sup>44)</sup> 아크릴릭 레진 인공치, Interpenetrating polymer network 인공치, 그리고 microfilled composite 인공치의 마모도를 조사했는데, 아크릴릭 레진 인공치가 두 가지 고강도 레진 인공치에 비해 확연하게 마모정도가 심했으며, interpenetrating polymer network 인공치와 microfilled composite 인공치 사이에서는 interpenetrating polymer network 인공치가 약간 더 높은 마모저항성을 보였다고 하였으며, Satoh의 연구에서도<sup>32)</sup> 비슷한 결과를 얻었다. 본 실험에서 세 가지 고강도 레진 인공치의 마모저항성은 금합금에서는 Endura가, 도재에서는 SR-Orthosit-PE가 약간 높은 마모 저항성을 나타냈고, 충전용 레진에서는 세 가지 인공치의 마모 저항성에는 유의성 있는 차이가 발견되지 않았다. 고강도 레진 인공치들은 금합금과 충전용 레진에서는 통상의 아크릴릭 레진 인공치에 비해서 높은 마모 저항성을 나타냈지만, 대합치의 심한 마모를 유발하는 도재와 대합되는 경우에는 아크릴릭 레진 인공치와 차이가 없는 심한 마모 양상을 보였다.

이상의 in vitro 실험은 구강내와 똑같은 상황을 재현시키는 것이 힘들고, 또 연구자에 따라 다른 연구 방법이 사용되었기 때문에 in vivo 실험이 시행되었다<sup>5,11,18,25)</sup>. 1985년 Olge 등은<sup>27)</sup> 통상의 아크릴릭 레진 인공치인 Trubyte Biotone과 고강도 레진 인공치인 Bioform IPN의 마모저항성에 대한 3년간의 임상 결과를 발표하였는데, Bioform IPN이 1년 후에 32%, 2년후에 35% 그리고 3년후에 28%씩 덜 마모가 일어난다고 하였다. 3년후의 교두정 높이 감소가 Trubyte Biotone에서는 0.25mm, Bioform IPN에서는 0.18mm로써 통계학적으로 유의수준차가 있는 것이다. 그리고, 1995년 Lindquist와 Davis<sup>18)</sup>, 1997년 Jooste와 Adams는<sup>5)</sup> 현재 시판되고 있는 고강도

레진 인공치의 마모저항성을 임상 조사한 결과, 제품들 사이에서 유의성 있는 차이를 발견하지 못했다.

이제까지 레진 인공치를 비롯한 여러 수복재료의 마모기전을 설명하기 위한 연구가 진행되어 왔다. 마모 과정에 대한 정의와 분류는 다양하게 이루어져 왔는데, ASTM G 40, Standard terminology relating to wear and erosion (ASTM, 1988, U.S.A.)과 DIN 50 320(1979, Germany)이 대표적인 마모에 대한 정의 분류이고<sup>7,8,19,50)</sup>, DIN 50 320은 마모기전을 adhesion, abrasion, surface fatigue, 그리고 tribochemical reactions 의 네 가지로 기술하였다. Ekfeldt와 Ölio는<sup>7,8)</sup> 여러 수복재료에 대합되는 레진 인공치의 마모표면을 주사 전자현미경으로 관찰하였다. 금과 충전용 레진에 대합되는 레진 인공치의 마모 표면에서는 수많은 소와(pit)와 파절 양상이 발견되어 마모의 기전이 피로성(fatigue type)이라고 설명했고, 도재에 대합되는 레진 인공치의 표면에서는 소와(pit), 파절 양상과 함께 긁힌 자국(scratch)이 나타나는 양상을 보였으므로, 피로성(fatigue type)과 마찰성(abrasion)이 복합으로 일어나는 결과라고 설명하였다.

본 실험에서 수복재료에 상관없이 세 가지 고강도 레진 인공치는 Trubyte Biotone 인공치에 비해 아주 부드러운 마모 표면을 나타내었고, 반면에 Trubyte Biotone은 수많은 소와(pit)와 파절 양상을 보이는 매우 거친 표면을 보였다. 이는 통상의 아크릴릭 레진 인공치에 비해 고강도 레진 인공치를 구성하는 polymer가 충격에 대한 물리적 성질이 매우 향상되어 피로성(fatigue type)의 마모현상이 줄었다고 볼 수 있다.

도재에 대합되는 레진 인공치들은 모든 경우에서 파절양상과 더불어 긁힌 자국(scratch)이 관찰되었으며 이러한 긁힌 자국은 교두정 높이 감소와 무게 감소 수치를 결부시켜 보았을 때 레진 인공치에 심한 마찰성(abrasion type) 마모가 일어났다고 추측되며, 도재 표면에서 탈락된 도재 입자가 이러한 마찰(abrasion)을 유발시켰을 것이라고 생각된다. 충전용 레진에 대합된 경우에는 파절 양상과 더불어 미약한 긁힌 자국이 발견되었는데, 이는 도재에서와 비슷한 이유로 설명될 수 있다. 이상의 결과로 볼 때, 세 종류의 고강도 레진 인공치들은 피로성(fatigue



type) 마모에 대한 저항성은 많이 향상되었지만, 도재 등과 마모 시에 발생하는 마찰성(abrasion type)의 마모에는 아직까지 취약성을 가진다고 할 수 있다. 그리고 실제 구강내에서의 저작 형태는 이종 마찰에 의한 마모가 아닌 음식물 같은 개재 물질이 참여하는 삼중 마찰 방법이므로<sup>13,14,23,28)</sup>, 실제적으로 레진 인공치의 마모기전은 약간의 마찰(abrasion)을 동반하는 피로성(fatigue type)의 마모라고 설명된다.

보통 가철성 의치에서 수직 교합고경의 소실은 인공치의 급속한 마모에 의하기 보다는 잔존치조제의 흡수에 의한 것이다. 그러나 치과의들은 레진 인공치의 마모도에도 큰 관심을 가지고 있으며, 실제로 인공치의 마모는 교합고경의 상실, 교합 양상의 변화, 심미성의 문제, 환자의 불만에 영향을 끼친다. 그리고, 가철성 국소치 및 임플란트 보철물에 사용되는 인공치는 대합되는 수복재료에 따라 마모도에 차이를 보인다. 본 연구에서는 최근에 개발된 고강도 레진 인공치는 통상의 아크릴릭 레진 인공치에 비해 마모 저항성 및 강도의 향상을 보였다. 하지만, 도재와 같은 심한 마모를 일으킬 수 있는 수복재료에 대한 마모 저항성의 문제는 아직까지 많은 개선이 필요하고, 레진 인공치의 보철물에 대합되는 고정성 보철물의 교합면 재료로 도재의 사용은 신중히 고려해야 할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 다른 수복재료에 대합되는 의치용 레진치의 마모저항성을 알아보기 위해 통상의 아크릴릭 레진치(Trubyte Biotone)와 세 종류의 고강도 레진치(Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE)를 여러 수복재료(금합금, 도재, 충전용 레진)에 대합시켜 마모저항성과 마모기전을 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 고강도 레진 인공치는 아크릴릭 레진 인공치에 비해서 금합금에 대합시켰을 경우 2 - 3.5배, 충전용 레진에 대합되었을 경우에는 3배의 높은 마모저항성을 보였다. 그러나, 도재에 대합 시에는 둘 사이에 마모저항성의 차이를 보이지 않았다( $p < 0.05$ ).
2. 세 가지 고강도 레진 인공치의 마모 정도는 금합

금에 대합시킨 경우는 Endura가, 도재에 대합시킨 경우는 SR-Orthosit-PE가 약간 우수한 마모저항성을 나타내었고, 충전용 레진에서는 제품들 사이에 유의한 수준차가 없었다( $p < 0.05$ ).

3. 수복재료에 따른 고강도 레진 인공치의 마모 정도는 금합금에 비해서 도재에서는 5 - 7배, 충전용 레진에서는 2 - 3배의 큰 마모도를 나타내었다( $p < 0.05$ ).
4. 레진 인공치의 마모표면을 주사 전자현미경으로 관찰한 결과, 금합금에 대합시킨 경우에는 주로 피로성 마모가, 도재에 대합시킨 경우에는 마찰성 마모와 피로성 마모가 함께 일어났다. 그리고 Trubyte Biotone은 세 종류의 레진 인공치에 비해 심한 피로성 마모양상이 관찰되었다.

이상의 연구 결과, 최근에 개발된 고강도 레진 인공치는 금합금과 충전용 레진에 대합 시에는 아크릴릭 레진 인공치에 비해 높은 마모저항성을 보였지만, 도재에 대합 시에는 아직까지도 마모에 취약성을 보였다. 따라서, 레진 인공치에 대합되는 수복재료로 도재의 사용은 신중히 고려되어야 하고, 레진 인공치의 마모저항성은 아직 많은 개선이 필요하리라 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Adams L.P., Jooste C.H., Thomas C.J. An indirect invivo method for quantification of wear of denture teeth. *Dental Materials* 5 : 31-34, 1989.
2. Beall J.R. Wear of acrylic resin teeth. *JADA* 30 : 252-256, 1943.
3. Boddicker V.S. Abrasion tests of artificial teeth. *JADA* 35 : 793-797, 1947.
4. Coffey J.P., Goodkind R.J., DeLong R., Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J Prosthet Dent* 54 : 273-280, 1985.
5. Con Jooste, Greet G., Adams L. Comparison of the clinical abrasion resistance of six commercially available denture teeth. *J. Prosthet Dent* 77 : 23-27, 1997.
6. Cornell J.A., et al. A method of comparing the

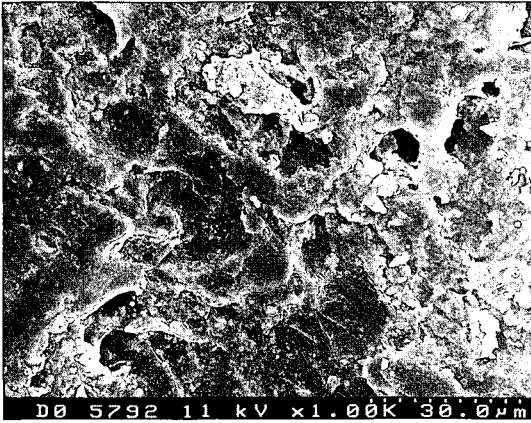
- wear resistance of various materials used for artificial teeth. *JADA* 54 : 608-614, 1957.
7. Ekfeldt A., Ølio G. Occlusal Contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 46 : 159-169, 1988.
  8. Ekfeldt A., Ølio G. Wear mechanism of resin and porcelain denture teeth. *Acta Odontol Scand* 47 : 391-399, 1989.
  9. Hansen C.A., Clear K., Wright P. Simplified procedure for making gold occlusal surfaces on denture tooth. *J Prosthet Dent* 71 : 413-416, 1994.
  10. Harrison A. Clinical results of the measurement of occlusal wear of complete dentures. *J Prosthet Dent* 35 : 504-511, 1976.
  11. Harrison A. Clinical results of the measurements of occlusal wear of complete dentures. *J. Prosthet Dent* 35 : 504-511, 1976.
  12. Hasegawa J. The Endura. anterior high-strength denture teeth. *Dental Diamond* 3 : 104-104, 1990(in Japanese).
  13. Hirasawa T., Masuhara E., Jibiki h. The MH impact and sliding abrasion testing machine. *J. Jpn Soc Dent Apparatus and Materials* 26 : 63-70, 1982(in Japanese).
  14. Jibiki H. Studies of abrasion resistance of various materials used for artificial teeth and crowns. *J. Stomatol Soc Jpn* 41 : 109-128, 1974(in Japanese).
  15. Khan Z., Morris J.C., Von Fraunhofer J.A. Wear of anatomic acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 53 : 550-551, 1985.
  16. Khan Z., Morris J.C., von Fraunhofer J.A. Wear of nonanatomic(monoplane) acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 52 : 172-174, 1984.
  17. Koehne C.L., Morrow R.M. Construction of denture teeth with gold occlusal surfaces. *J Prosthet Dent* 25 : 449-455, 1970.
  18. Lidquist J.J., Olge R.E., Davis E.L. Twelve-month results of a clinical wear study of three artificial tooth materials. *J. Prosthet Dent* 74 : 156-161, 1995.
  19. Mahalick J.A., Knap E.J., Weiter E.J. Occlusal wear in prosthodontics. *J. Am Dent Assoc* 82 : 154-159, 1971.
  20. Matono R., Tsuneoka M., Horie T. Abrasion of composite resins. *J. Jpn Res Soc Dent Materials Appliances* 31 : 95-102, 1974(in Japanese).
  21. McCartney J.W. Gold occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 41 : 582-585, 1979.
  22. McGivney G.P., Castleberry D.J. *McCracken's removable partial prosthodontics*. 9th ed. St Louis : Mosby-Year Book. 1995.
  23. McKinney J.E., Wu W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. *J. Dent Res* 61 : 1083-1088, 1982.
  24. McDowell G.C., et al In vivo wear. Part I : The Michigan computer-graphic measuring system. *J. Prosthet Dent* 60 : 112-120, 1988.
  25. Michl R.J. Isosit-a new dental material, *Quintessence International* 9 : 1, 1978.
  26. Ogle R.E., Ortman L.F. Measuring wear of artificial teeth with stereophotography : Part I. *J. Prosthet Dent* 53 : 807-812, 1985.
  27. Olge R.E., David L.J., Ortman H.R. Clinical wear study of a new tooth material. Part II. *J. Prosthet Dent* 54 : 67-75, 1985.
  28. Roulet J.E. Degradation of dental polymers. S. Karger, Basel, Swiss, 60-66, 1987.
  29. Saito S. A high-strength denture teeth, *Dental Diamond* 3 : 146-149, 1990(in Japanese).
  30. Satoh M. The occlusal wear of posterior composite resins. *Operat Dentist* 33 : 345-385, 1990(in Japanese).
  31. Satoh Y., et al. A study on high-strength denture teeth. *J. Jpn Prosthodont Soc* 34 : 148-153, 1990(in Japanese).
  32. Satoh Y., et al. Wear of denture teeth by use of metal plates. Part 2: Abrasive wear of pos-

- terior teeth. *J. Nihon Sch Dent.* 34 : 16-27, 1992.
33. Satoh Y., et al. Wear of denture teeth by use of metal plates. Part 3. Abrasive wear of posterior teeth and wear of opposing metal plates. *J. Nihon Univ Sch Dent* 34 : 249-264, 1992.
  34. Schultz A.W. Comfort and chewing efficiency in dentures. *J Prosthet Dent* 57 : 243-246, 1987.
  35. Schuyler C.H. Full denture service as influenced by tooth forms and materials. *J. Prosthet Dent* 1 : 33, 1951.
  36. Sowter J.B., Bass R.E. Increasing the efficiency of resin posterior teeth. *J Prosthet Dent* 19 : 465-468, 1968.
  37. Sulong M., Aziz R. Wear of materials used in dentistry : areview of the literature. *J. Prosthet Dent* 63 : 342-349, 1990.
  38. Suzuki S., Kuneshita H., Shiba A. The Evaluation of adhesive bonding of the denture base resin to the hard resin teeth. *J Jpn Prosthodont Soc* 32 : 37-42, 1988(in Japanese).
  39. Suzuki S., Satoh M., Shiba A. The evaluation of the impact resistance of cross-linked plastic denture teeth. *J. Jpn Prosthodont Soc* 32 : 782-786, 1988(in Japanese).
  40. Takahashi Y., et al. : Properties of experimental high abrasion resistance plastic teeth. *Aichi Gakun J. Dent Sci* 28 : 271-281, 1990(in Japanese).
  41. Tsuji Y. Fundamental study on the occlusal wear of artificial poerior teeth. *J. Jpn Prosthodont Soc* 26 : 63-70, 1982(in Japanese).
  42. Vergani C.E., et al. Composite occlusal surfaces for acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 77 : 328-331, 1997.
  43. Wallace O.H. The use of gold occlusal surfaces in complete denture and partial dentures. *J Prosthet Dent* 14 : 326-333, 1964.
  44. Whitman D.J., et al. In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J. Prosthet Dent* 57 : 243-246, 1987.
  45. Winkler S., Monasky G.E., Kwok J. Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth *J. Prosthet Dent* 67 : 872-874, 1996.
  46. Yamauchi M., et al. Bond strength of hardened plastic teeth to the denture base acrylic resin. *J Jpn Prosthodont Soc* 32 : 1278-1282, 1988(in Japanese).
  47. Yokoyama M The evaluation of posterior plastic teeth. *Practice in Prosthodont* 19 : 163-171, 1986(in Japanese).
  48. van Groeningen G., Jongbloend W., Arends J. Composite resins 1½ tears if in vivo abrasion. An SEM investigation. *Quintessence International* 4 : 253-258, 1988.
  49. von Fraunhofer J.A., Razavi R., Khan Z. Wear characteristics of high strength denture teeth. *J. Prosthet Dent* 59 : 173-175, 1988.
  50. Öwall B., K yser A., Carlsson G. *Prosthodontics : Principles and management strategies.* 1996, Mosby-Wolfe, Spain.

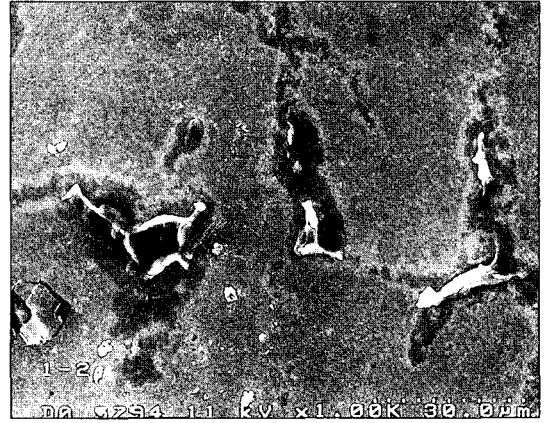
## 논문사진부도 설명

- 사진부도 1. 금합금에 대합시킨 Trubyte Biotone 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 2. 금합금에 대합시킨 Bioform IPN 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 3. 금합금에 대합시킨 Endura 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 4. 금합금에 대합시킨 SR-Orthosit-PE 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 5. 도재에 대합시킨 Trubyte Biotone 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 6. 도재에 대합시킨 Bioform IPN 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 7. 도재에 대합시킨 Endura 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 8. 도재에 대합시킨 SR-Orthosit-PE 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 9. 충전용 레진에 대합시킨 Trubyte Biotone 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 10. 충전용 레진에 대합시킨 Endura 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 11. 충전용 레진에 대합시킨 Bioform IPN 인공치의 마모표면(×1000)
- 사진부도 12. 충전용 레진에 대합시킨 SR-Orthosit-PE 인공치의 마모표면(×1000)

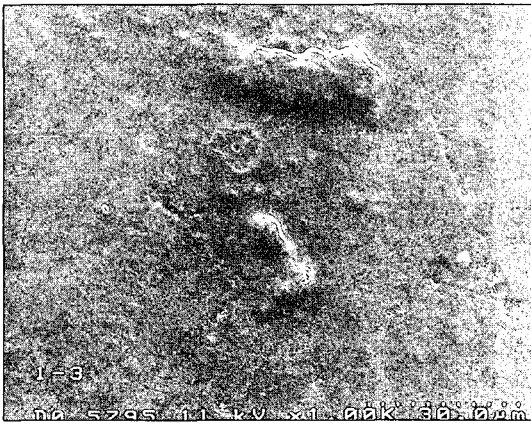
논문사진부도 ①



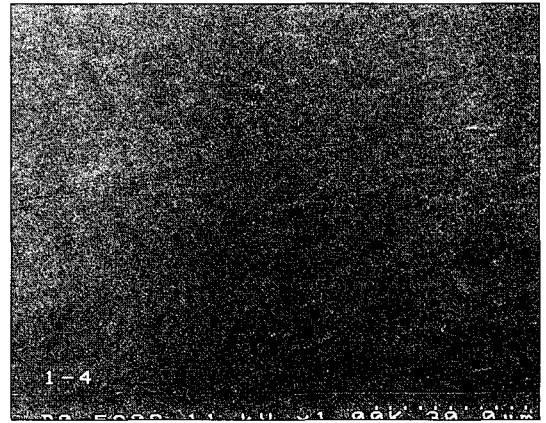
사진부도 1



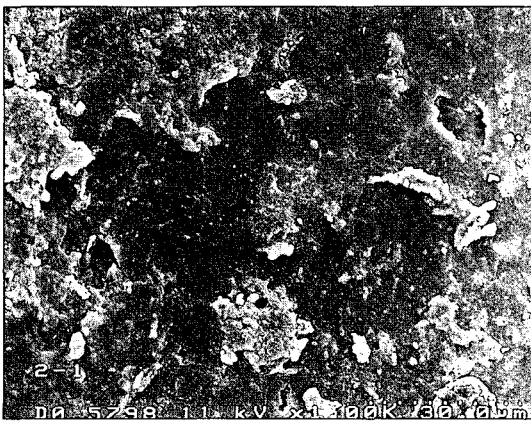
사진부도 2



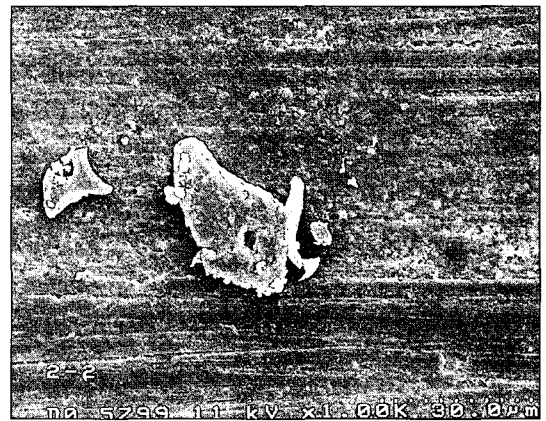
사진부도 3



사진부도 4

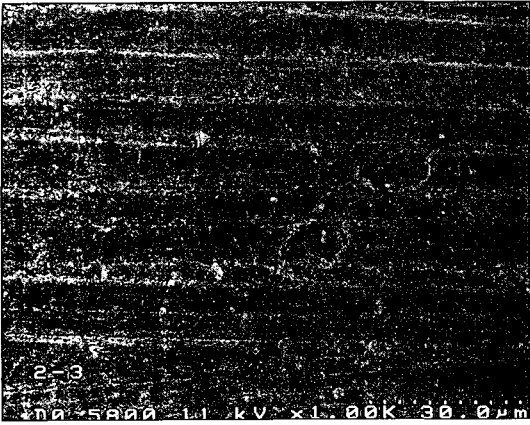


사진부도 5

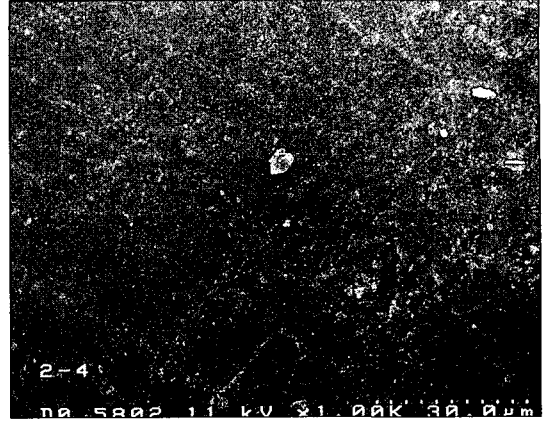


사진부도 6

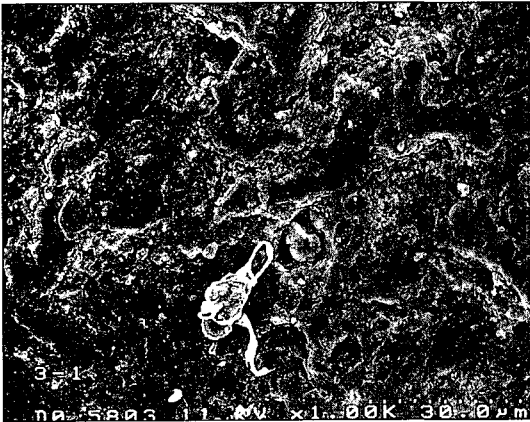
논문사진부도 ②



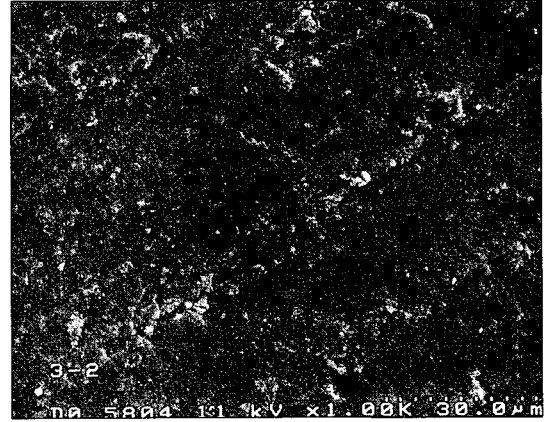
사진부도 7



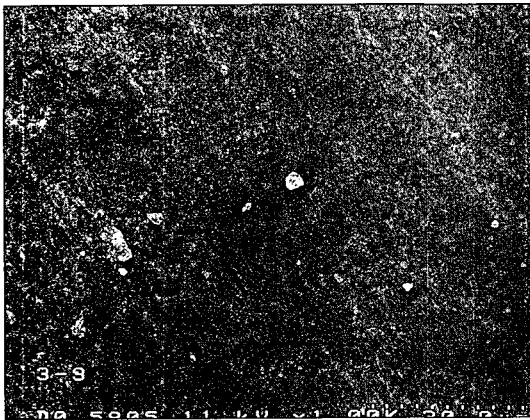
사진부도 8



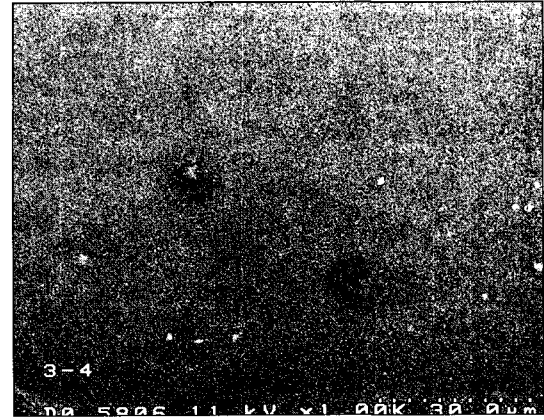
사진부도 9



사진부도 10



사진부도 11



사진부도 12

## ABSTRACT

# COMPARISON OF WEAR RESISTANCE AMONG RESIN DENTURE TEETH OPPOSING VARIOUS RESTORATIVE MATERIALS

Chul-Young Lee, Moon-Kyu Chung

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University*

The aim of this study was to compare wear resistance of resin denture teeth opposing various restorative materials. The wear resistance of conventional acrylic resin teeth (Trubyte Biotone) and three high-strength resin teeth (Bioform IPN, Endura, SR-Orthosit-PE) opposing different restorative materials (gold alloys, dental porcelain, composite resin) was compared. Wear tests were conducted with a sliding-induced wear testing apparatus which applied 100,000 strokes to the specimen in a mesio-distal direction under conditions of 100 stroke/min and constant loading of 1Kgf/tooth. Wear resistance of the resin denture teeth was evaluated by the following criteria : 1) wear depth, 2) weight loss, and 3) SEM observation.

Results were as follows.

1. When opposed to gold alloys and composite resin, high-strength resin teeth showed superior wear resistance compared to acrylic resin teeth. But, in cases opposing dental porcelain, differences between the wear of the high-strength and acrylic resin teeth were not statistically significant ( $p < 0.05$ ).
2. When comparing wear resistance among high-strength resin teeth, opposing gold alloys, Endura was slightly more resistant and while in cases opposing dental porcelain, SR-Orthosit-PE was showed to be slightly resistant ( $p < 0.05$ ).
3. The wear of high-strength resin teeth was greater by 5 to 7 times when opposing porcelain and 2 to 3 times when opposing composite resin compared to gold alloys ( $p < 0.05$ ).
4. SEM observations of the wear surface showed that wear of resin teeth opposing gold alloys is a fatigue type of wear and wear of resin teeth opposing dental porcelain is fatigue and abrasion type of wear. Trubyte Biotone showed more severe fatigue type of wear than high-strength resin teeth.

In conclusion, the use of dental porcelain should seriously be considered as restorative material in cases opposing resin denture teeth and improvement seems to be needed on resin teeth in the areas of wear resistance.

---

**Key words** : Wear resistance, High-strength resin teeth, Acrylic resin teeth, Restorative material, Gold alloys, Porcelain, Composite resin.