

대합되는 재료에 따른 합성수지 인공치의 마모저항성에 관한 비교 연구

박 영 배

Comparison Study of Wear Resistance Among Several Denture Teeth Opposing Various Restorative Materials

Young-Bae Park

[Abstract]

Partial or complete prosthesis is needed when teeth are lost due to various kinds of reason. Artificial teeth recover occlusion instead of natural teeth. Artificial teeth are required of esthetics, fragile resistance and abrasive resistance. Artificial tooth is made of acrylic resin or porcelain.

Nowadays, acrylic resin artificial teeth are mainly used. Acrylic resin teeth are occluded with natural teeth, gold alloy, Ni-Cr alloy or porcelain etc. Acrylic resin teeth have similar translucency, gloss of natural teeth. And it has good chemical bond with denture base material, but it has low wear resistance.

The aim of this study is to compare wear resistance among several denture teeth(Endura, SR-orthosit-PE, Planustar) and between artificial resin denture teeth and opposing 3 restorative materials(gold, Ni-Cr alloy, porcelain).

Wear tests were conducted with a rotating wear testing apparatus(pin-on-disk type wear tester) under conditions of rpm 180, 75 minutes and constant loading of 50N. The upper part was the cusp of maxillary first molar and the lower part was a disk type restorative materials. To make similar oral environment, water was supplied continually.

The acrylic resin teeth wear was determined by weighing the cusp each 5 minutes during 75 minutes test.

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. Wear rates of acrylic resin teeth opposing to the restorative materials were high in order of Porcelain, Gold, Ni-Cr alloy ($p < .05$).

2. Wear resistance rate opposing to the Porcelain disk, was shown in order of Endura, SR-orthosit-PE, Planustar. The wear rate of opposing to porcelain disk was above two times more than that of other groups ($p < .05$).

교신저자	성명	박 영 배	전화	011-866-6414	E-mail	tkrhkskan120@naver.com
	주소	경상남도 밀양시 내이동 184번지				

3. Wear resistance rates opposing to the Gold, Ni-Cr alloy disk, was shown in order of Endura, SR-orthosit-PE, Planustar ($p < .05$).

4. A degree of the surface hardness is directly proportional to the degree of wear resistance. There are statistically significant differences between each groups ($p < .05$).

○Key word : Artificial resin denture teeth, Porcelain, Gold alloy

I. 서 론

치과보철물 수복재료는 금속재료, 무기재료, 고분자화합물 등이 있다. 이러한 재료들은 구강내에서 대합되는 재료로 제작되었을 때 재료의 물리적 성질의 차이로 인해 이상 마모 등이 발생할 수 있는데 이는 보철물의 기능과 내구성에 많은 문제점을 야기 시킬 수 있다. 구강내의 조건에 따라 이러한 재료들은 자연치와 대합되거나 또는 각각의 재료들이 대합되는 형태로 작용될 수 있다.

국소의치, 총의치에서는 인공치를 많이 사용하며, 소실된 정상교합을 회복하게 되는데 인공치는 자연치아를 대신하여 심미적으로 우수해야 할 뿐만 아니라 저작기능이 우수하고, 튼튼하며 파손이 잘 안되고 마모저항성이 높아야 한다. 또한 인체에 무해한 재료로 제작되고 물리, 화학적으로 안정되고 내구성이 있어야 한다. 특히 구치부 인공치는 저작기능의 회복, 수직 교합고경의 유지 및 교합 불균형으로 인한 측두하악 관절 장애의 예방을 포함하여 악안면계의 형태와 기능을 유지하도록 고려되어야 한다 (이철영과 정문규, 1999).

인공치는 합성수지나 도재, 금속과 합성수지의 병용으로 제작되는데 근래에는 합성수지 인공치가 대부분이다. 이러한 인공치는 자연치와 대합되거나 금속재료 및 도재치아와 대합될 수 있다. 이때 인공치는 적절한 강도를 가지고 교합에 따른 마모에 저항할 수 있어야 한다. 마모란 두 가지 이상의 물체가 접촉하여 그 표면으로부터 물질이 상실되는 것을 의미하며 구강내에서의 마모는 기계적, 생리적 혹은 병적인 상황에서 발생할 수 있다. 또한, 접촉되는 표면의 미세구조, 경도, 주변의 온도 등의 많은 요인에 의해서 영향을 받으며 구강 내에서 타액과 같은 윤활막의 존재는 기능시에 표면을 분리시켜 마찰력과 마모를 감소

시키게 된다(Craig, 1997).

도재인공치는 연조직에 대한 생체적합성이 우수하지만 교합음 발생, 파절, 교합조정이 힘들고 너무 강도가 높아서 대합치의 마모가 심하여 합성수지 인공치를 선호한다. 수지 인공치의 장점은 자연치와 유사한 투명도와 광택, 의치상 재료와 화학적으로 결합하므로 결합력이 높고 형태의 변화를 주기가 쉽고 표면 연마도 용이하며 탄성이 있어 충격에 강한 장점을 가지고 있다. 그러나 응력을 받으면 실온에서도 늘어나기 쉽고 장시간 사용 시 변색 및 오염가능성이 높다. 또한 마모 저항성이 낮다. 그래서 최근에는 마모 저항성을 높이기 위해 교합면, 절단면 및 순면 부위 등에 복합수지와 같은 강화층을 덮어주거나 그물구조의 교차결합을 통하여 높은 강도를 부여하고 있다.

Schuyler (1951)는 급격한 인공치의 마모는 교합고경과 교합관계에 심각한 영향을 끼침으로써 측방력을 증가시키고 이에 따르는 부작용을 일으킨다고 보고하였는데 이러한 마모의 불균형으로 인한 문제점을 해결하고자 내마모성(耐磨耗性)이 높은 인공치를 연구 개발하고 있으며, 인공치의 상대적인 마모도에 대한 연구들이 있다.

Myerson(1957)과 Thomson(1956)은 도재치아와 합성수지 치아를 수조속에서 연마하여 마모도를 연구하였고, Monasky(1971)와 Mahalick(1971)는 자연치아, 도재치아 및 금합금 치아간에서 마모도를 연구하였다.

한편, 임상가들이 인공치 선택시 대합치와의 마모정도나 기능적인 측면에서 인공치를 선택하는 것이 아니라 통상적인 방법에 의존하는 경향이 있으므로 인공치와 대합되는 재료(자연치, 금합금, 니켈-크롬합금, 도재치아면, 합성수지 등)에 따라 마모도를 확인하고 이를 적용할 필요가 있다.

수복재료에 대합되는 인공치의 마모에 관한 연구로는

이철영과 정문규(1999), 엄상호와 동진근(1997)의 연구 등이 있다.

국내에서 선호되는 합성수지 인공치는 대부분 외국제품이며 연구와 실험에서도 대부분 외국제품들이 채택되고 국내산은 부족한 편이다. 이에 본 연구에서는 수복재료에 대합되는 인공치의 마모도를 조사하고 비교함에 있어 외국산 2종과 국산 합성수지 인공치를 1종 채택하였고 3가지 수복재료와의 마모도를 비교하고자 하였다.

마모실험에는 두 재료사이의 계면에 어떤 물질도 개재시키지 않고, 두 재료의 직접 접촉에 의한 마모도를 알아보는 이중 마찰방법과 계면에 중간물질이 작용을 하는 삼중 마찰방법이 있다. 실제 인공치 마모는 구강내의 다양한 변수에 영향을 받는다. 그 중 수복재료가 중요한 역할을 한다. 이·정은 수복재료로 gold, porcelain, resin을 설정하여 이중 마찰법으로 마모도를 비교하였으나 본 연구에서는 구강상황과 유사하게 마찰성 마모를 줄이고자 수분을 지속적으로 공급하는 삼중 마찰법으로 기존에 소개된 직선왕복운동이 아닌 회전운동방법으로 마모도를 실험하였으며 수복재료로는 금합금, Ni-Cr 합금, Porcelain을 사용하였다.

본 연구에서는 합성수지인공치와 대합되는 재료간의 마모도를 무게변화로(RPM 180, 하중50N, 75분간 회전하여 마모진행) 측정하여 마모율을 상호 비교하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

1) 인공레진치

현재 임상에서 많이 사용되고 있는 고강도 합성수지 인공치 3종류를 선택하였다. Endura(shofu, Japan) SR-Orthosit-PE(Ivoclar AG, Schaan/Liechen stein),

Table 1. Artificial resin denture teeth used in this study

Brand	Material	Mold	Cusp Angle
Endura	Microfilled composite	M32	0°
SR-Orthosit-PE	Microfilled composite	M32	0°
Planustar	Microfillles composite	M32	0°

Planustar(동양, 한국) (Table 1).

각 종류에서 5개씩 상악 제1대구치를 선택하여 총15개의 인공레진치 시편으로 제작하였다. 플라스틱 지그(jig)(지름 15mm, 높이 20mm의 원기둥형)의 중앙에 홈을 파서 레진치를 putty (zetalabor platinum95.italy)로 단단하게 고정시켰다(Fig. 2).

일률적 하중 50N을 각 치아 지그 상부에 부여하고 회전시켜 마모도를 측정하기 위해 전체 교합면이 접촉되는 것이 바람직하여 교합면을 선택삭제하여 0°의 교두각이 되도록 하였다.

2) 대합되는 수복재료

레진인공치에 대합되는 수복재료로는 금합금, 도재, 니켈-크롬합금 세 가지가 사용되었다(Table 2). 금합금 판은 니켈-크롬합금과 제 3형 치과용 금합금을 지름 50mm, 두께 0.9mm의 크기(Fig. 1)로 주조하여 제작한 후, gold polishing kit (Shofu, Japan)를 이용하여 표면 활택(Gold의 Ra : 0.077µm, Ni-Cr의 Ra: 0.045µm)을 시행하였다. 도재판은 비귀금속 합금으로 금합금 시편과 같은 크기로 주조한 후, 통상의 방법으로 도재를 축성하고, 소성하여 제작하였다. 제작된 도재 시편은 표면 활택(Pocelain의 Ra: 1.733µm)을 시행한 후, glazing을 실시하여 완성하였다.

Table 2. Restorative materials, oppoping to resin denture teeth

	Material	Brand	Manufacturer
Gold	Type III gold alloy	C-56.5	Shinhung
Porcelain	Rexillium V	Vitage omega 900	Vita
Ni-Cr	Nickel-chrom alloy	New crown	Ruby(Japan)



Fig. 1



Fig. 2

Fig. 1. Schematic diagram of restorative materials(diameter 50mm×thickness 0.9mm) disk

Fig. 2. Prepared specimens mounted in acrylic resin holder

2. 실험방법 및 분석

1) 마모 실험

총 15개의 레진인공치 시편을 준비하였다. 마모실험은 3종류의 레진인공치를 3종류의 수복(대합)재료에 대합시킨 다음 대합판(Fig. 1)을 회전시키는 방법으로 마모실험하였으며 이때 사용한 실험기(POL-FTA-2, 에스텍기기(주), Korea)는 경면연마기를 이용하였다(Fig. 3). 각각의 수복재료는 마모실험기 회전판에 양면 테잎을 이용하여 단단히 고정시키고 레진인공치 시편은 교합면 전체가 수복재료에 접촉되도록 하였으며 홀더 중앙에 putty를 이용하여 고정시켰다(Fig. 2).

회전판에 부착된 wear part와 고정판(plate-2)에 인공치가 부착된 홀더를 장착시킨 후, 50N/tooth의 하중과 180회/분의 속도로 5분 단위로 75분간 회전운동을 시키면서, 마찰성 마모를 없애기 위해 일정량의 물을 공급하였다(Fig. 3, 4).

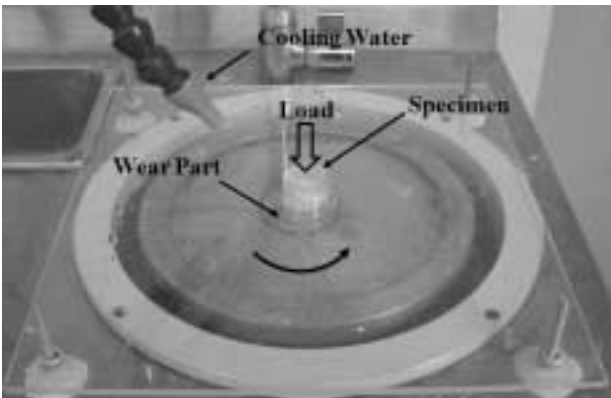


Fig. 3. Experimental apparatus

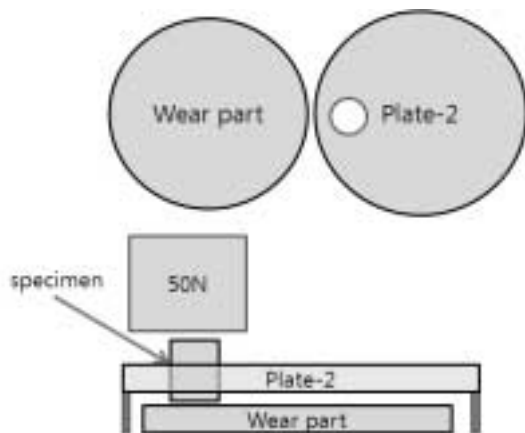


Fig. 4. Schematic diagram of experimental apparatus

※방법: 시편 고정용 홀더를 제작하여 시편을 그 속에 고정하고 wear part에 올린다. 하중이 필요하면 시편 위에 올린다.

2) 마모에 의한 무게 감소 측정

마모실험 하기 전, 마모실험 중간 5분 단위로 75분 동안 마모정도를 무게감소로 측정하였다. 무게 측정은 소수점 이하 4자리까지 측정이 가능한(METTLER, AS204-S/31, SWISS)저울을 사용하였다.

3) 마모표면의 주사현미경(SEM) 관찰

각 레진인공치를 75분간 회전 마모시킨 후, 교합면 마모표면을 주사현미경을 이용한 사진으로 마모표면을 관찰하였다(JSM-6480LV, JEOL, Japan).

각 인공치아의 마모표면의 형태는 대합군 별 차이가 없이 모두 비슷한 매끄러운 면으로 나타나 대표적인 현미경 사진을 실었다.

4) 통계분석

마모율에 대하여 SPSS Ver. 14.0 for Win(SPSS Inc. Chicago, IL, USA)을 이용하여 일원배치 분산분석(One way ANOVA analysis)을 시행하였다. 각 군의 유의성 검증을 위하여 Scheffe's test를 이용하여 95% 유의수준에서 검증하였다(Table 5).

III. 실험결과

1. 레진인공치 무게감소

치과용 도재, 금합금, 니켈-크롬합금에 대합되는 3종의 레진인공치(Endura, SR-Orthosit-PE, Planustar)의 마모 시간에 따른 무게감소는 Table 3과 같다. 최종 마모 시간인 75분 회전운동 후, 무게감소는 다음과 같다(Table 3, 4, Fig. 8).

Table 3. The mean of weight loss

unit: g, (g/5min)

R. M	Porcelain			Gold			Nickel-Chrome			
	Resin Teeth	Endura	SR-Orthosit-PE	Planustar	Endura	SR-Orthosit-PE	Planustar	Endura	SR-Orthosit-PE	Planustar
Time	5	.5024	.5207	.5959	.5792	.5191	.5068	.6019	.5185	.4935
	10	.5019	.5200	.5952	.5792	.5189	.5063	.6019	.5185	.4934
	15	.5012	.5199	.5951	.5791	.5188	.5051	.6017	.5184	.4931
	20	.5010	.5194	.5943	.5790	.5187	.5044	.6016	.5183	.4930
	25	.5009	.5192	.5932	.5789	.5185	.5028	.6016	.5182	.4930
	30	.5007	.5187	.5932	.5788	.5184	.5010	.6015	.5181	.4929
	35	.4998	.5186	.5925	.5787	.5183	.4990	.6014	.5180	.4925
	40	.4994	.5182	.5917	.5786	.5182	.4987	.6013	.5179	.4924
	45	.4993	.5179	.5910	.5786	.5181	.4983	.6012	.5178	.4922
	50	.4992	.5177	.5900	.5785	.5180	.4979	.6011	.5176	.4921
	55	.4991	.5174	.5893	.5785	.5179	.4976	.6010	.5174	.4918
	60	.4990	.5171	.5885	.5784	.5178	.4972	.6009	.5172	.4916
	65	.4988	.5168	.5876	.5784	.5177	.4968	.6008	.5170	.4913
	70	.4987	.5165	.5870	.5783	.5176	.4964	.6006	.5169	.4912
	75	.4986	.5163	.5862	.5782	.5175	.4960	.6004	.5167	.4911

Table 4. The mean of weight loss

rate unit : %

Restoration Materials	Endura	Resin Teeth SR-Orthosit-PE	Planustar
Gold alloy	.0013	.0024	.0160
Porcelain	.0061	.0065	.0129
Ni-Cr alloy	.0021	.0024	.0035

Table 5. The mean of wear weight after 75minutes, as analyzed by one way ANOVA

▶ Porcelain

95% Confidence interval for Mean								
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound	Minimum	Maximum
EN	5	.0123177	.00038433	.00017188	.0118405	.0127949	.01200	.01290
IV	5	.0126870	.00024307	.00010870	.0123852	.0129888	.01250	.01300
PL	5	.0225208	.00274507	.00122763	.0191123	.0259292	.01990	.02700
Total	15	.0158418	.00511210	.00131994	.0130109	.0186728	.01200	.02700

	Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.
Between Group	.000	2	.000	64.885	.000
Within Group	.000	12	.000		
Total	.000	14			

		95% Confidence interval for Mean					
	(I) number	(J) number	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
Scheffe	EN	IV	-.00036930	.00101602	.930	-.0030799	.0023413
		PL	-.01020304*	.00101602	.000	-.0129136	-.0074924
	IV	EN	.00036930	.00101602	.930	-.0023413	.0030799
		PL	-.00983374*	.00101602	.000	-.0125443	-.0071231
	PL	EN	.01020304*	.00101602	.000	.0074924	.0129136
		IV	.00983374*	.00101602	.000	.0071231	.0125443

*: The mean difference is significant at the .05 level.
EN ; Endura, IV ; SR-Orthosit-PE, PL ; Planustar

▶ Gold alloy

		95% Confidence interval for Mean						
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound	Minimum	Maximum
EN	5	.0022604	.00011420	.00005107	.0021186	.0024022	.00210	.00240
IV	5	.0046323	.00001268	.00000567	.0046166	.0046481	.00462	.00465
PL	5	.0316992	.00015936	.00007127	.0315013	.0318971	.03150	.03190
Total	15	.0128640	.01382277	.00356902	.0052092	.0052092	.00210	.03190

	Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.
Between Group	.003	2	.001	103946.0	.000
Within Group	.000	12	.000		
Total	.003	14			

		95% Confidence interval for Mean					
	(I) number	(J) number	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
Scheffe	EN	IV	-.00237192*	.00007174	.000	-.0025633	-.0021805
		PL	-.02943881*	.00007174	.000	-.0296302	-.0292474
	IV	EN	.00237192*	.00007174	.000	.0021805	.0025633
		PL	-.02706689*	.00007174	.000	-.0272583	-.0268755
	PL	EN	.02943881*	.00007174	.000	.0292474	.0296302
		IV	.02706689*	.00007174	.000	.0268755	.0272583

*: The mean difference is significant at the .05 level.
EN ; Endura, IV ; SR-Orthosit-PE, PL ; Planustar

▶ Ni-Cr alloy

		95% Confidence interval for Mean						
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound	Minimum	Maximum
EN	5	.0035547	.00001032	.00000462	.0035419	.0035676	.00354	.00357
IV	5	.0046417	.00001334	.00000596	.0046252	.0046583	.00463	.00466
PL	5	.0070304	.00001554	.00000695	.0070111	.0070497	.00701	.00705
Total	15	.0050756	.00150270	.00038800	.0042434	.0059078	.00354	.00705

	Sum of Squares	DF	Mean Square	F	Sig.
Between Group	.000	2	.000	90127.846	.000
Within Group	.000	12	.000		
Total	.000	14			

		95% Confidence interval for Mean					
(I) number	(J) number	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound	
Scheffe	EN	IV	-.00108700*	.0000838	.000	-.0011093	-.0010647
		PL	-.00347561*	.0000838	.000	-.0034980	-.0034533
	IV	EN	.00108700*	.0000838	.000	.0010647	.0011093
		PL	-.00238861*	.0000838	.000	-.0024110	-.0023663
	PL	EN	.00347561*	.0000838	.000	.0034533	.0034980
		IV	.00238861*	.0000838	.000	.0023663	.0024110

*; The mean difference is significant at the .05 level.
 EN ; Endura, IV ; SR-Orthosit-PE, PL ; Planustar

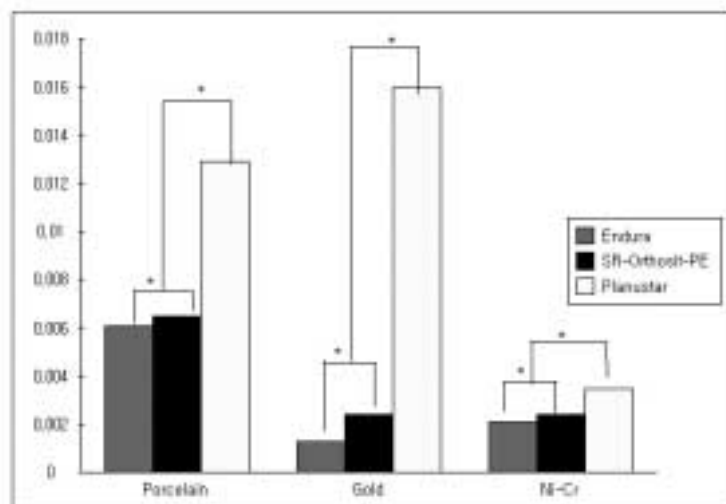


Fig. 8. The bar graph of the mean of weight loss rate

도재판에 대합시킨 군에서는 planustar의 마모량이 가장 많았고, SR-Orthosit-PE와 Endura는 마모량의 큰 차이가 없었다. Gold판에 대합시킨 군에서는 Planustar의 마모량이 Endura나 SR-Orthosit-PE보다 마모량이 큰 차이를 보였고, Ni-Cr에 대합시킨 군에서는 마모량의 차이가 거의 없었다.

2. 레진인공치마모표면의 주사 현미경 소견

Endura, SR-Orthosit-PE, Planustar는 금합금, 도재, Ni-Cr 합금에 대합시킨 모든 군에서 마찰성 마모의 양상이 나타나지 않고, 대부분의 마모시험편 표면에서는 피로성 마모양상으로 대체적으로 매끄러운 표면이 관찰되었다(Fig. 5, 6, 7).

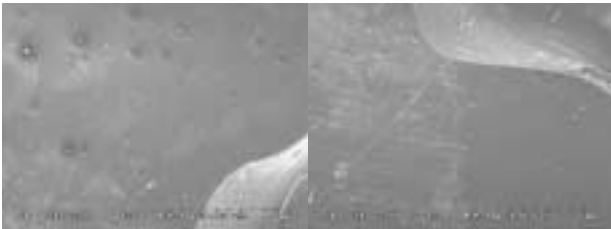


Fig. 5. Morphology of the Planustar after test

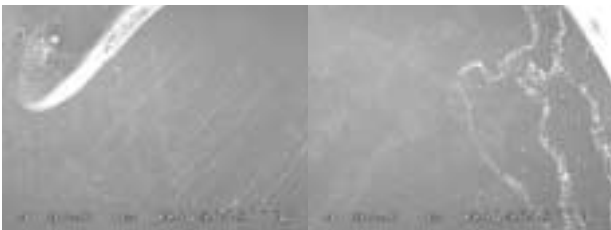


Fig. 6. Morphology of the Endura after test



Fig. 7. Morphology of the SR-Orthosit-PE after test

IV. 고찰

치과보철물 수복재료 상호간의 마모현상이 심하면 이로 인해 저작기능의 저하, 수직 교합 고정 부족, 교합 불균형으로 인한 측두하악관절장애 등이 발생할 수 있다.

인공치는 총의치, 국소의치 등에서 많이 활용되는데 타 재료들에 비해 마모 저항성이 낮아 문제점이 발생할 수 있다. 교합면 마모가 심하게 진행되면, 교합 고정의 감소, 안모의 변화, 악관절 장애가 야기되는 등 결과는 매우 파괴적일 수 있으며 때론 광범위한 수복을 필요로 하기도 한다. 마모를 방지하기는 불가능하지만 이를 최소화 하는 것이 필요하며 수복 재료의 적절한 선택이 수복물의 우수한 임상 결과를 가져온다. Heath 등(1993)은 수복 재료가 우수한 마모 저항성을 갖기 위해서는 범랑질과 동일한 마모특성을 가져야 한다고 하였고, Schuyler(1951)는 급격한 인공치의 마모는 교합고정과 교합관계에 심각한 영향을 끼침으로써 측방력을 증가시키고, 이에 따르는 많은 부작용을 일으킨다고 보고하였다. 결국 인공치의 마모로 인해 교합 불균형을 유지력의 감소를 가져올 수 있고, 잔존 치조제의 흡수를 촉진시키며, 의치상의 파절에도 기여할 수 있다. 높은 마모도는 교합고정과 교합양상에 불리하게 작용하고 구강점막과 골조직에 비정상적인 하중을 가하며, 심미적으로도 좋지 않은 문제를 유발시킨다. 그래서 최근에는 마모저항성을 높이기 위해 교합면, 절단면 및 순면부위 등에 복합수지와 같은 강화층을 덮어주기도 한다.

1930년대에 아크릴릭 레진 인공치가 생산된 이래로 마모저항성은 계속적으로 향상되었다(Coffey 등, 1985). 초기의 것은 질이 떨어지고 구강내에서 원래의 분말 형태로 변화되는 경향을 띠었으며, 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 재료가 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 존재하며 서로

엄혀 있어서, 화학결합의 파괴 없이는 분해되지 않는다 (Olge etc., 1985).

이러한 interpenetrating-polymer network material외에 microfilled composite의 인공치가 개발되었다. 이 microfilled composite은 Bowen-fomula matrix system으로 용융된 70nm크기의 fumed silica filler particle의 혼합물로서 bisphenol A와 Glycidyl methacrylate(BISBMA)의 부가반응 산물이다 (Whitman, 1987). 이외에도 그후로 합성수지레진 인공치의 단점을 최소화시키면서, 그 장점을 강화시킨 제품들이다. 실험에 사용된 레진 인공치는 단점으로 여겨지던 마모저항성에 대한 지속적인 개선이 이루어져, 현재는 대부분의 가철성 보철물 및 임플란트 보철물의 인공치로 널리 사용되어 진다. 마모란 기계적인 작용에 의해 야기되는 물질의 점진적인 소실 현상으로 기계적, 화학적, 열적, 전기적 스트레스가 마모 과정을 촉진시킬 수 있다. 치질의 마모는 자연적인 과정이며 개개인마다 그 정도에는 차이가 있으나, 구강 내에서 치아와 마모성향이 다른 수복 재료에 의해 마모가 가속화되며 상아질이 노출되는 경우 더욱 심해진다.

본 연구의 예비실험단계에서 2종 마찰방법으로 시행하였을 때, 인공레진치의 과잉마모가 발생하였다. 같은 조건 하에서 물을 첨가한 3종 마찰방법으로 하중을 증가시키고, 회전수 (RPM)를 증가시켰지만, 큰 마모가 발생하지 않아서, 하중과 RPM을 증가시키고, 시간은 두 배로 늘려 실험하였다. 2종 마찰방법은 단순 마찰성 마모 시험이고, 구강내의 상태를 재현하기 위해 3종마찰 방법이 타당하다고 판단되어 물을 공급하는 3종마찰법을 채택하였다.

본 실험에서 수복재료에 따른 합성 수지 인공치의 마모 정도는 대합되는 porcelain 판, gold합금 판, Ni-Cr합금 판 순으로 인공치의 마모량이 크게 나타났고, 특히 porcelain에 대합되는 인공 레진치는 나머지 2개군의 수복재료보다 2배 이상의 마모가 발생하였다. 특히 porcelain에 대합했을때 마모량이 가장 많이 발생한 인공치는 Planustar였고, 가장 마모량이 적은 인공레진치는 Endura였다. Planustar가 Endura보다 약 2배 정도 마모량이 많이 나타났고, SR-Orthosit-PE와 Endura는 마모량에 큰 차이가 나지 않았다($P < .05$).

Gold에 대합했을 때에도 Planustar가 마모량이 가장 많았고, Endura가 가장 적은 마모량을 나타냈다. Planustar의 마모량은 Endura의 약 12배로 가장 차이가 많이 났으며 Endura보다 SR-Orthosit-PE의 마모량이 많았지만, 큰 차이는 아니었다($P < .05$).

Porcelain 판과 Ni-Cr 합금 판의 거칠기는 실험 전후의 차이가 거의 없었으나, gold합금판의 표면은 마모실험 과정에서 미세한 scratch가 발생하여 더 거칠어지는 경향을 나타냈다(Figure 9, 10). 그 결과 Ni-Cr합금판 보다 gold합금판과의 마모실험에서 마모도가 높게 나타난 점을 확인할 수 있었다. Porcelain판은 통법에 따라 축성 후 소성하였으나 거칠기가 높게 나타났는데 이는 넓은 판형으로 제작하는 과정에서 도재표면에 기공이 많이 형성되어 거칠기가 높게 나타났다고 판단된다. 따라서 도재판에 대합시킨 인공치아들의 마모도는 현저하게 높았다.

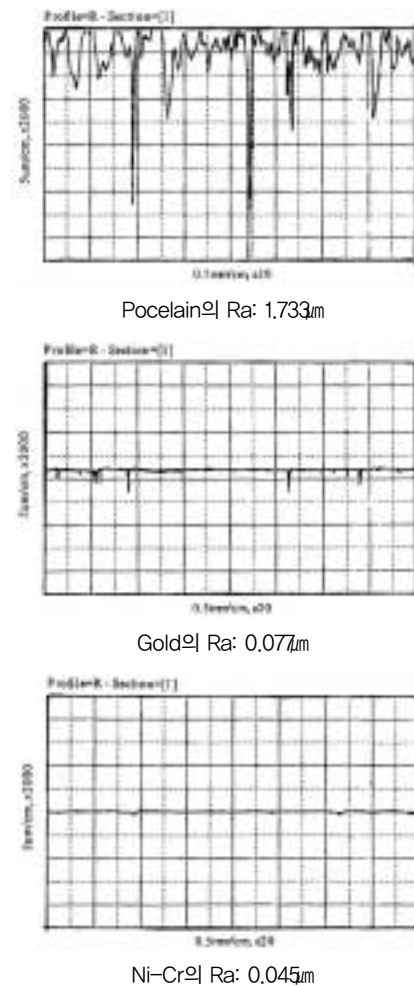


Fig. 9. Surface roughness(Before)

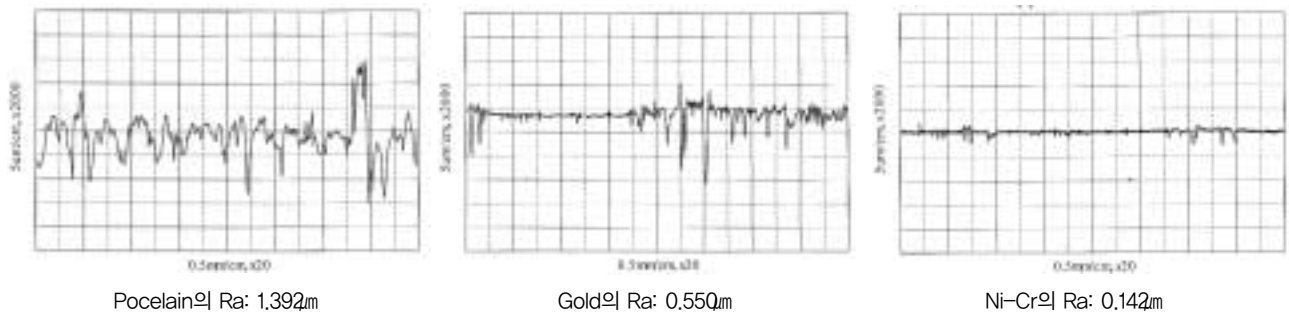


Fig. 10 .Surface roughness(After)

Ni-Cr 판에 대합을 시켰을 때도 역시 gold와 대합했을 때와 마찬가지로 Endura와 대합했을 때 가장 적은 마모량을 나타냈고, Planustar와 대합했을 때 마모량이 가장 많았다. 하지만 Ni-Cr 합금에서 대합했을 경우가 porcelain, gold와 대합했을 때와 비교했을 때 세 종류의 인공레진치의 마모량 차이가 가장 적게 나타났다($P < .05$).

이는 표면 거칠기가 가장 낮았기 때문으로 해석된다.

특히 SR-Orthosit-PE와 Endura의 마모량차이가 가장 작게 나타났다. SR-Orthosit-PE는 수복재료에 따라 마모량이 크게 차이가 나는 Enduea와 Planustar와 달리 어느 수복재료와 대합을 해도 비슷한 마모량이 나타났으며, 모든 비교 군 사이에는 유의차가 발생하였다.

Table 6. Hardness(VHN)

(Test Load : 100gf , Dwell Time : 15 sec) unit : Hv,kg/m²

Brand		n1	n2	n3	n4	n5	Ave
Endura	E	60.3	48.9	99.8	109.2	51.1	70.4
	B	66.8	51.5	50.6	40.8	45.4	50.0
SR-Ortho sit-PE	E	107.4	44.9	80.3	63.5	50.9	64.9
	B	35.9	58.2	45.9	39.5	40.7	42.0
Planustar	E	49.5	40.5	54.1	70.8	41.6	51.3
	B	41.7	41.3	30.3	48.6	58.6	44.1

(E: Enamel, B: Body)

시판되는 국산인공치(planustar)의 경도가 가장 낮게 나타났는데, 그 이유는 제작방법의 차이로 강화처리의 부족으로 판단된다(Table 6).

타 인공치의 구조는 자연치와 유사한 2중 구조로 되어 있는데 국산 레진치는 단일구조로 되어 있는 차이가 있다. 경도 및 물성연구 개발이 더 필요하다 하겠다.

세 가지 대합재료로 설정된 porcelain 판, gold alloy 판, Ni-Cr alloy 판에서도 각 군간의 유의 차이가 있었다. 그 중 porcelain 판에 대합 했을 때, 마모가 가장 심하였는데 이는 표면 거칠기의 차이에서 온 것으로 판단된다.

Gold alloy 판에서도 planustar가 가장 큰 마모도를 나타낸 것은 표면거칠기가 처음에는 Ni-Cr alloy 판과 비

슷하였으나 실험과정에서 약간의 scratch들이 나타났고, 이로 인해 마모도가 증가되었다고 판단되어지며 planustar가 매우 취약하였다.

V. 결 론

본 연구에서는 인공치아와 대합되는 3종의 수복재료 (porcelain, gold alloy, Ni-Cr alloy)에 따라 마모도를 비교하고, Endura, SR-Orthosit-PE, Planustar 세 가지의 합성 인공치를 채택하여 인공치아 상호간의 마모도를 비교하였다. 마모실험은 물을 공급하는 3종마찰방법

으로 하였으며, 의치용 레진치와 다른 수복재료의 마모율을 조사한 결과와 각 인공치아 상호간의 마모도 비교는 다음과 같다.

1. Porcelain, Gold alloy, Ni-Cr alloy 합금 판 순서대로 대합되는 인공레진치의 마모율이 크게 나타났다($p < .05$).
2. Porcelain 판에서는 Endura, SR-Orthosit-PE, Planustar순으로 마모율이 크게 나타났으며, 나머지 2개 판보다 2배 이상의 마모가 발생하였다($p < .05$).
3. Gold alloy 판과 Ni-Cr alloy 판에서는 Endura, SR-Orthosit-PE, Planustar순으로 마모율이 크게 나타났다($p < .05$).
4. 표면경도값과 마모도는 상호비례관계에 있음을 알 수 있었으며, 모든 군 상호간에 유의차가 발생하였다($p < .05$).

참 고 문 헌

- 김용철. 총의치 기공학, 대학서림, 158-172, 1996.
- Boddicker VS. Abrasion tests for artificial teeth. J Amer Dent Asso, 35: 793, 1947.
- Coffey JP, Goodkind RJ, DeLong R, Douglas WH. In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. J. Prosthet Dent 54: 273-280, 1985.
- Craig R.G. Restorative dental materials. 10th ed. St. Louis: CV Mosby: 91-2, 1997.
- Dahl B.L, Carlsson GE, Dkfeldt 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 51: 299-311, 1993.
- Delong R, pintado MR, Douglas WH. The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials : An in vitro study. J. Prosthet Dent 68 : 42-48, 1992.
- Hacker C.H, Wagner W.C, Razzoog ME. An in vitro investigation of the wear of enamel on porcelain and gold in saliva. J. Prosthet Dent 75: 14-17, 1996.
- Hirasawa T, Masuhara E, Jibiki H. The MH impact and sliding abrasion testing machine. J. Jpn Soc Dent Apparatus and Materials 26: 63-70 (in Japanese), 1982.
- Jacobi R, Shillingburg HTJ, Duncanson MGJ. A comparison of the abrasiveness of six ceramic surfaces and gold. J. Peosthet Dent 63: 303-309, 1991.
- Jibiki H. Studies of abrasion resistance of various materials used for artificial teeth and crowns. J. Stomatol Soc Jpn 41: 109-128, (in Japanese), 1974.
- Khan Z, Morris J.C, Von Fraunhofer J.A. Wear of anatomic acrylic resin denture teeth. J. Prosthet Dent 53: 550-551, 1985.
- Khan Z, Morris J.C, von Fraunhofer J.A. Wear of nonanatomic(monoplane) acrylic resin denture teeth, J. Prosthet Dent 52: 172-174, 1984.
- Mafalick JA. Occlusal wear in prosthodontics. J. Am Dent Asso 127: 74-80, 1971.
- McKinney J.E, Wu W. Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. J. Dent Res 61: 1083-1088, 1982.
- Metzler KT, Woody RD, Miller AW, Miller BH. Vitro investigation of the wear of human enamel by dental porcelain. J. Prosthet Dent 81: 356-364, 1999.
- Michl R.J. Isosit-a new dental material, Quitessence International 9: 1, 1978.

- Mohd, Zainal Abidin Mohd. Sulong, Ramlah Abdul Aziz.: Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet Dent* 63: 42-49, 1990.
- Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J. Prosthet Dent* 63: 303-309, 1971.
- Myerson, R.L. *J. Prosthet. Dent.* 7: 625, 1973.
- 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.
- Olge R.E, Ortman L.F. Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: part I. *J. Prosthet Dent* 53: 807-812, 1985.
- Osborne, J. Abrasion resistance of dental materials. *Brit. Dent. J.* 87: 10, 1949.
- Roulet J.E. Degradation of dental polymers. S. Karger, Basel, Swiss, 60-66, 1987.
- Schuyler C.H. Full denture service as influenced by tooth forms and materials. *J. Prosthet Dent* 1: 33, 1951.
- Seghi RR, Eosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramic in vitro. *J. Dent Res* 70: 221-225, 1991.
- Thomson, J.C.: Attrition of acrylic teeth. *Dent. Peact.* 15:233, 1965.