

금 합금 및 비 귀금속 합금에 대한 의치상 레진의 결합강도에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

박현주 · 김창희 · 김영수

I. 서 론

무치악상태로 인해 상실된 저작, 발음, 심미의 기능은 총의치로써 회복될 수 있으며 나무, 동물의 뼈, 상아 등에 이르는 자연재료와 금속과 금속합금 및 도재 등의 합성재료 및 PMMA (polymethyl methacrylate) 등의 중합체 (polymer)에 이르는 다양한 재료가 그 물성 및 사용성 등과 관련된 연구와 실험이 거듭되면서 개선되어 오늘에 이르게 되었다^{23,38)}. 특히, 금속 및 금속합금과 함께 19세기 후반 개발된 이래 그 발전을 거듭해온 PMMA 레진은 새천 년이 임박한 오늘날까지도 총의치제작에 널리 사용되고 있다.

또, 구개부를 금 합금이나 그외의 금속합금으로 보강한 금속상 총의치는 레진상 총의치에 비하여 우수한 열 전도도 (thermal conductivity)와 보다 정확한 조직 적합도 및 적은 부피로도 우수한 강도를 얻을 수 있어 구강내 이물감을 줄이고, 발음에 대한 적응성 개선 및 파절 위험 감소, 잔존치조제의 보호 등의 장점을 가져 레진에 과민증 (allergy)이나 의치장착시의 작열감 등을 호소하거나, 레진의치의 파절을 빈번히 경험한 환자에 적용할 경우 좋은 효과를 볼 수 있음이 알려져 있다⁶⁾.

그러나, 이러한 장점에도 불구하고 레진상 총의치에 비해 비용이 많이 들고 환자나 술자 모두에게 부가적인 과정이 요구되며 금속 의치상과 PMMA 레진 사이의 박리나 파절이 문제시되어 그 임상적 적용이 제한되고 있다.

PMMA 레진은 pre-polymerized methyl methacrylate로 구성된 중합체분말 (polymer powder)과 MMA (methyl methacrylate)로 구성된 단량체액 (liquid monomer)의 형태로 제공되며, 이 외에 benzoyl peroxide 등의 촉매제 (catalyst)와 hydroquinone 등의 반응억제제 (inhibitor)가 분말에 포함되어 있다³⁸⁾.

1988년 Jacobson 등은 이 레진이 1946년 이래 총의치 재료의 약 95%를 차지하고 있다고 보고한 바 있으나⁸⁾, 낮은 강도와 낮은 마모저항성, 열팽창에 따르는 체적안정성이 부족하며, 수분흡수 및 중합수축 등이 단점으로 지적되고 있다^{1,3,23,38)}.

특히 열팽창으로 인한 체적변화와 수분흡수 및 중합수축 등은 피할 수 없는 단점으로 지적되고 있으며^{10,11)}, 금속에 대한 화학적 결합력이 없어 의치의 수명 (longevity)을 결정짓는 주요한 요인 중 하나인 의치의 금속구조물과 레진간의 결합안정성 (bond integrity)의 부족이 문제점으로 보고되고 있다¹⁸⁾. 금속구조물과 의치상레진의 경계선 (finishing line) 부분은 금속과 레진의 두께가 얇아져 파절되기 쉬우며, 구강내 환경에 노출시 흡습성 및 온도변화에 따른 열팽창률의 차이로 인한 금속구조와 의치상의 분리 파절이 문제점으로 보고되고 있다^{3,8,13)}.

일반적으로 총의치의 의치상으로 주로 사용되는 금속은 기계적 강도가 좋고, 모양을 형성하기가 쉬우며, 심미적으로 우수하고 생체친화성을 갖는 금속이어야 하며, 이러한 요구조건들을 만족하는 Cobalt-Chromium (이하 Co-Cr) 합금, Nickel-Chromium (이하 Ni-Cr) 합금 등의 비 귀금속 합금과 Titanium 합

금으로 이들 합금이 의치상 레진과 접촉되어 구강내에서 기능할 때 저작압등의 다양한 응력이 적용되면, 주로 상악구개의 전방부, 특히 상악전치 구개부의 파절을 경험하게 되며, 금 합금 의치상의 경우가 비 귀금속 의치상의 경우보다 빈번한 파절을 경험하게 된다²¹⁾.

따라서, 금속구조에 기계적 유지를 주는 요소, 즉 loop, triangular projection, bar, nail head, bead, perforated mesh 등을 주어 실패를 줄이고자 하나, 금속구조와 레진 사이에 존재하는 미세한 틈(microscopic gap)으로 인해 두 구조의 분리 및 파절을 피하기 어려운 실정이다.

이에 최근 금속에 접착성이 있는 레진에 대한 연구가 진행된 바, 그 대표적인 것으로 4-methacryloxy ethyl-trimellitate anhydride(이하 4-META) 레진을 들 수 있으며, 상품화되어 금속에의 접착성이 보고된 바 있으나 그 임상적 적용은 아직 미미한 편이다²²⁾.

본 연구에서는 임상에서 경험하게 되는 금속구조와 레진의치상의 박리 및 파절에 따른 의치의 실패가 금 합금 의치상의 경우가 비 귀금속합금 의치상에 비해 더 빈번하므로 금속에 화학적 접착성이 있다고 알려진 4-META계 레진과 PMMA계 레진을 이용하여 3점 굴곡강도를 이용한 결합강도를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 보고하여 임상적 적용에 기여하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 금속시편의 재료로 비 귀금속합금에 Ticonium을, 금 합금으로는 65% 금 합금인 Jel-4를 사용하였으며 레진시편은 금속에 접착성을 가진다고 알려져 있는 4-META계 접착성 레진으로 열중합형 의치상 레진인 Metadent와 PMMA 계 열중합형 레진인 Vertex를 사용하였다.

사용된 재료와 성분은 Table 1과 같다.

2. 연구방법

금속시편의 재료의 종류와 레진의 종류, 유지형태의 유무에 따라 5개군으로 분류하였는데, 금 합금 시편에 Metadent를 사용하고 bead형태의 유지부위를 부여한 군을 1군, 금 합금에 유지형태를 주고 Vertex를 사용한 군을 2군, Co-Cr 합금을 사용한 군을 3, 4, 5군으로하고, 유지형태(bead)를 준 금속시편에 Metadent를 사용한 군을 3군, 유지형태가 없는 군을 4군, Vertex를 사용하고 금속시편에 유지형태를 부여한 군을 5군으로 분류하였다(Table 2).

Table 1. The materials used in this experiment

Material	Product	Component	Manufacturer
Alloy	Ticonium	Co-Cr	Ticonium Co.U.S.A.
	Jel-4	Gold	Jelenko Co.U.S.A.
Resin	Metadent	4-META	Sun- Medical Co.Japan
	Vertex	PMMA	Vertex Co.U.S.A.

Table 2. 5 groups in this experiment (G: gold alloy B: base metal alloy)

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
Metal	G	G	B	B	B
Resin	Metadent	Vertex	Metadent	Metadent	Vertex
Design	Bead	Bead	Bead	Flat	Bead

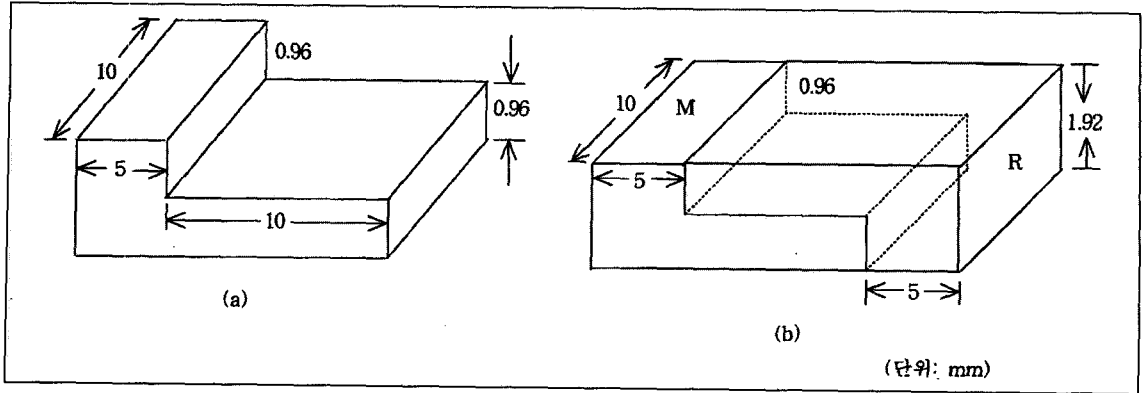


Fig. 1. Schematic diagram of test specimen.

1) 금속시편의 제작

24개이지 sheet wax를 이용하여 Fig. 1(a)와 같은 규격으로 50개의 납형을 준비하고 40개의 납형에는 4개의 유지형태(bead)를 형성하였다. 제작한 납형 중 20개는 금 합금으로, 다른 30개는 Co-Cr 합금으로 주조할 목적으로 통법대로 진공 매몰하여 주조한 후 염산에 산처리한 후, 모든 시편을 50μm 산화알루미늄(Al₂O₃)으로 30bar의 압력으로 분사하여 금속시편을 완성하였다.

2) 레진 시편의 형성

완성된 금속시편에 Fig. 1(a)와 같은 납형을 24개이지 sheet wax를 이용하여 붙인 후, 주위에 wax를 녹여 고정시켜 Fig. 1(b)와 같은 규격이 되도록 하고, 이를 의치 매몰함(flask, Samki, Korea)에 치과용 석고와 경석고를 이용하여 통상의 방법으로 매몰하였다.

경화 후 의치 매몰함을 분리하여 끓는 물과 고압 증기세척기를 이용하여 왁스 찌꺼기를 완전히 제거한 후 금속시편의 표면을 레진 단량체로 적신 후 제조회사의 지시에 따라 혼합하여 병상상태(dough stage)에서 유압식가압기로 전입한 후, 물이 담긴 온도조에 넣어 실온에서부터 천천히 가열하여 65℃에서 1시간, 100℃에서 30분 가열 중합한 후 실온에서 식혀 완성하여 50개의 시편을 얻었다.

3) 금속과 레진의 굴곡결합강도 측정

특별히 제작된 3점 굴곡강도 jig(Fig. 2)에 완성된 시편을 고정하고 만능시험기(model 6000, Instron

Co.,USA)로 1mm/min의 cross head speed로 금속과 레진 시편이 파절될 때까지 최대하중(load)과 변위를 기록하고 다음의 공식을 이용하여 각각의 굴곡 결합강도(σ)를 구하였다.

$$\sigma(\text{MPa}) = 3FL/2bh^2$$

b : 시편의 폭(mm)

L : 지지점 사이의 거리(mm)

h : 시편의 높이(mm)

F : 시편에 가해진 최대하중(N)

4) 금속 및 파절면의 주사전자현미경 관찰

각군의 시편의 파절면은 gold ion sputtering filter로 처리한 후 주사전자현미경(JSM-840A, JEOL., Japan)으로 관찰하였다.

III. 연구성적

1. 결합강도

1군에서 5군까지 50개의 시편에서 파절시의 최대하중과 변위를 측정하고 굴곡강도를 구한 결과는 Table 3과 같았다.

각 군의 평균과 표준편차는 Table 4와 같으며 95%의 신뢰도로 GLM(General linear model)으로 분석,검증하였다(Table 5, 6).

금 합금을 사용한 경우 1군은 1.769MPa, 2군은 1.737MPa, Co-Cr 합금을 사용한 3, 4, 5군의 경우

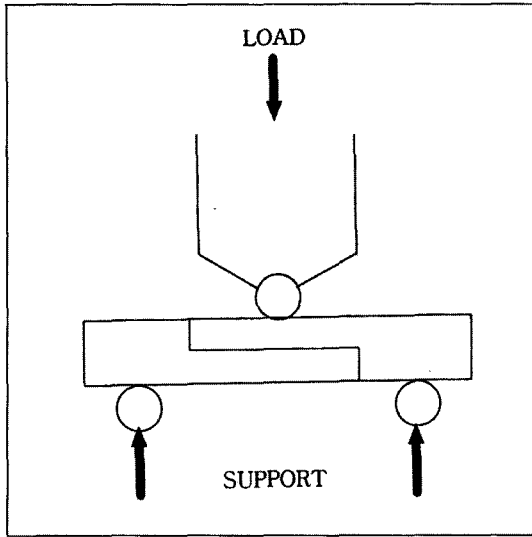


Fig. 2. Schematic diagram of specimen in testing jig.

3군은 3.614MPa, 4군은 2.102MPa, 5군은 2.188MPa의 평균 굴곡결합강도를 나타내어 굴곡결합강도의 크기는 3군, 5군, 4군, 1군, 2군의 순으로 높게 나타났으며, 각 군사이에는 모두 통계적으로 유의한 차이를 보였다($P<0.05$). 금 합금을 사용한 1군과 2군이, Co-Cr합금을 사용한 3, 4, 5군보다 유의성있게 낮은 굴곡결합강도를 보였고($P<0.05$), Metadent를 사용한 1군과 3군이 Vertex를 사용한 2군과 5군에 비해 유의성있게 높은 굴곡결합강도를 보였다($P<0.05$). 또, 금속구조에 유지형태를 주지 않은 4군은 5군에 비해서는 낮고 2군보다는 높은 굴곡결합 강도를 보였다($P<0.05$).

2. 파절 양상

각 군의 파절 양상을 육안으로 관찰한 결과 1군과 2군의 금 합금시편에서 Metadent와 Vertex 모두 레

Table 3. Load at peak and flexural strength

	Group 1		Group 2		Group 3		Group 4		Group 5	
	Load at peak (N)	σ (MPa)	Load at peak (N)	σ (MPa)	Load at peak (N)	σ (MPa)	Load at peak (N)	σ (MPa)	Load at peak (N)	σ (MPa)
1	30.63	1.868	30.61	1.867	35.41	2.160	33.93	2.069	32.63	1.835
2	38.06	2.321	25.70	1.576	45.28	2.762	50.15	3.059	45.97	2.583
3	34.76	2.120	39.81	2.428	47.07	1.871	31.23	1.985	31.16	1.752
4	21.52	1.312	29.99	1.829	65.17	3.975	35.89	2.189	33.56	1.886
5	35.89	2.189	30.18	1.840	68.47	4.176	26.43	1.612	56.46	3.173
6	23.47	1.431	26.43	1.612	86.19	5.257	38.06	2.321	25.88	1.454
7	24.80	1.512	25.88	1.578	71.87	4.383	32.33	1.972	23.82	1.338
8	23.82	1.453	29.20	1.781	64.66	3.944	31.22	1.904	45.22	2.541
9	31.01	1.891	23.02	1.404	45.50	2.775	28.33	1.728	30.63	1.721
10	15.88	1.578	23.82	1.453	62.46	3.810	35.89	2.189	33.16	1.863

Table 4. Mean flexural strength and standard deviation

	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4	Group 5
Mean	1.769	1.737	3.614	2.102	2.188
SD	0.358	0.293	0.942	0.399	0.620

※SD: standard deviation.

Table 5. General Linear Model Procedure

	DF	SS	F value	Pr>F
Metal	1	2.181	5.66	0.0215
Resin	1	9.624	19.38	0.0001
Design	1	11.1523	22.45	0.0001

※DF : degree of freedom

SS : sum of square

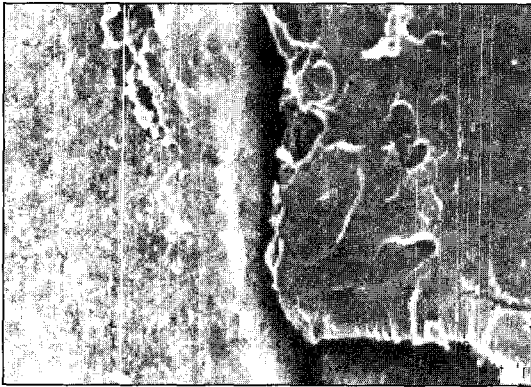


Fig. 3. SEM image of the group 1 ($\times 200$).



Fig. 4. SEM image of group 2 ($\times 200$).

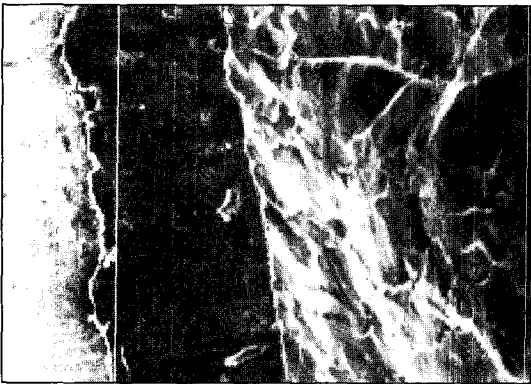


Fig. 5. SEM image of group 3 ($\times 200$).

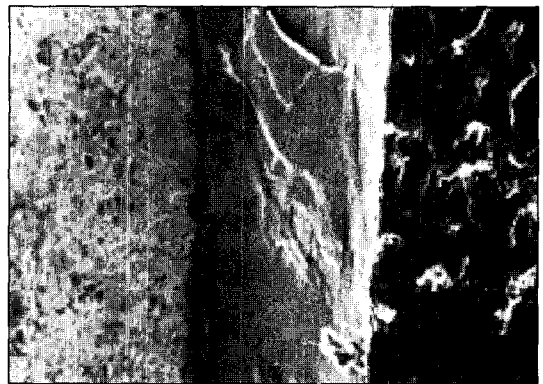


Fig. 6. SEM image of group 5 ($\times 200$).

진과 금 합금이 증착되는 부위에서 부분적으로 금 합금시편 위에 증착된 레진이 파절, 박리되는 비슷한 양상의 접착성 파절양상을 보였으나, 3군에서는 금속과 레진사이의 파절 박리는 대부분의 시편에서 일어나지 않고, 대신 레진만이 파절되는 레진의 응집성 파절양상을 보였다. 또, 유지형태를 부여하지

않은 4군의 경우 레진면과 금속면이 전체적으로 박리되거나 금속과 증착된 부위의 레진이 상당량 박리되는 현상을 보인 반면, 5군의 경우는 1군이나 2군의 파절 양상과 비슷하였다.

3. 주사전자현미경 소견

1군에서 5군까지 시편의 파절면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과 각 군에서 모두 금속과 레진의 계면에 미세한 틈이 관찰되었으나, 1군과 2군을 비교해 볼 때 Metadent를 사용한 1군이 좀더 작은 틈을 보였다. 3군의 경우 금속과 레진 사이의 틈이 미세하여 서로 접착되는 양상을 보였으며 4군의 경우 두 부분이 거의 완전 박리되어 금속면과 레진면을 따로 살펴보고 부분 박리된 몇몇의 시편에서도 상당한 간격이 관찰되었으며, Co-Cr 합금과 Vertex를 사용한 5군의 경우 같은 레진에 금 합금을 사용한 1군에서보다 작은 틈이 관찰되었다(Fig. 3~6).

IV. 총괄 및 고안

일반적으로 상악에 적용되는 의치는 크게 레진상 총의치와 금속상 총의치로 구분할 수 있으며 레진에 대한 점막의 과민증을 보이거나 구개부에서의 의치의 잦은 파절을 경험한 환자의 경우, 구개부가 높은 환자(high palatal vault)의 경우 발음 및 구강내 기타감각에 대한 적응성을 높이기 위한 목적 등으로 구개면을 금 합금이나 비 귀금속합금으로 만든 금속 의치상 총의치가 이용되고 있다⁶⁾.

그러나, 중합시 발생하는 체적변화와 금속과 레진의 열팽창계수의 차이로 인한 미세한 틈을 피할 수 없고, 구강내에서 저작압 등의 기능적 하중이 적용, 축적됨에 따라 금속과 레진의 굴곡력(flexibility)의 차이로 두 계면사이에는 차차 이 공간이 커지고 이에 따른 치태 침착과 함께 변연의 누출과 분리가 일어나 결국 의치상의 파절이나 금속상과 레진상의 파절 및 분리 등으로 보철물의 실패로 이어지게 되는 불행한 결과를 얻게 된다.

1991년 Kawano 등^{4,5)}은 상악총의치에서의 응력(stress)의 집중이 주로 구개 정중부를 따라 집중되며 절치유두부위에서 가장 많이 집중됨을 보고하고, 이로 인한 의치의 파절이 특히 이 부위에서 빈번하며, 금속 의치상을 이 부위에 보강하면 15%에서 95%까지 응력의 집중량을 줄일 수 있어, 이러한 파절을 줄이는 데 효과가 있음을 이미 보고한 바 있다. 또한 구개부가 높은 환자일수록 응력의 분산이 고르지 않아 더 잦은 의치의 파절을 경험하게 됨을 보고

하였다.

그런데, 금속상을 보강하는 데는 의치상과 레진의 결합의 견고함이 필수적이거나 PMMA 레진은 금 합금이나 Co-Cr합금에 화학적 접착력이 없어, bead, mesh, spike 등의 유지형태를 이용한 기계적 유지를 얻는 방법과 산화알루미늄 분사법이나 전기화학적 식각법등의 미세기계적 유지를 얻는 등 다양한 방법이 시도되어 왔다^{12,14-17,21)}.

그러나, 기계적 유지만으로는 상당한 양의 구강내 하중을 감당하기 충분하지 않으며, 현실적으로 화학적 부식 및 식각법 등은 그 절차가 어렵고 복잡하여 임상에서 쉽게 적용하기 어려우므로 이에 4-META 레진이 개발되기에 이르렀다²⁵⁾.

4-META레진은 본래 치질과의 접착을 목적으로 개발된 것으로, 오늘날 충전재, 교정용 bracket의 접착 및 치면열구전색 등에 사용되며, 치과용 합금인 Co-Cr합금에 우수한 접착력을 가지고 있다고 보고된 바 있다. 이것은 친수성기와 소수성기를 모두 포함하는 분자구조를 이루며 자연상태에서는 백색의 결정 구조로 존재하며, 95~96℃의 용융점을 가지고 의치상 레진이나, 금관, 고정성 국소의치용 세멘트나 교정용 세멘트 및 veneering resin으로 1~5%의 농도로 단량체에 첨가하여 사용되고 있다^{9,19,20)}.

1981년 Tanaka 등은 4-META가 어떤 특정금속에 접착성이 있음을 보고하고 실험을 통해 이것이 금속 그 자체보다는 금속표면의 산화막층에 강력한 부착력이 나타남을 밝혀 내었다³⁷⁾.

그 후 Yasuda 등^{34,35)}은 0~14%까지의 다양한 농도의 4-META를 단량체에 첨가하여 각각의 결합력을 실험한 결과, 농도가 과다하면 수분흡수가 증가하여 오히려 부작용이 있으므로 5%의 농도로 사용할 것을 추천하였다.

1997년 Lang 등은 Metadent 의치상 레진을 이용한 연구에서 이것이 PMMA 레진보다 금속에 약 3배의 결합강도를 보임을 보고한 바 있다¹⁸⁾.

본 연구에 사용된 Metadent는 동경치과대학에서 개발한 것으로 단량체에 5%의 4-META 레진을 첨가한 열중합형 의치상 레진이다²⁸⁾. 단량체에 함유된 4-META기가 이 의치상 레진과 금속이 화학적으로 결합하도록 해 주며, Co-Cr합금이나 Ni-Cr 합금, Titanium합금에 그 효과가 있는 것으로 알려진 바 있다^{18,20,22)}. 이는 단량체의 성분이 chromium oxide나

tin oxide 등의 비금속산화물에 친화성을 갖는 결과로 특히 Cr (chromium)은 실온의 공기 중에서 얇은 산화층을 형성하므로 결합에 이상적인 환경을 제공한다.

본 연구에서는 금 합금과 의치상 레진, Co-Cr 합금과 의치상 레진의 굴곡강도를 이용한 의치상의 결합강도 측정에 이 레진을 이용하여 그 효과를 비교하였다. 참고로 시편제작과정중 금 합금에 유지형태 없이 레진을 결합시키거나 비 귀금속합금에 PMMA 레진을 결합시킨 경우에는 시편을 다듬는 과정 중에 대부분은 금속과 레진의 분리가 일어나 실험군에서 제외하였다.

본 연구의 결과를 전체적으로 살펴보면 의치상 레진의 종류에 상관없이 금 합금이 Co-Cr 합금에 비해 낮은 결합강도를 보였으며 이는 금 합금의 연신율과 탄성이 Co-Cr 합금에 비해 모두 2배이상 크며 상대적으로 탄성이 작은 레진과의 유연성의 차이가 크므로 초래된 결과라 생각되고⁷⁾, 1군과 2군의 파절양상을 볼 때, 유지형태에 의한 기계적 유지에만 의존하였기 때문이라 생각된다. 또, PMMA계 레진인 Vertex를 사용한 2군과 5군을 비교하면 Co-Cr 합금에 대하여 기계적인 유지만을 얻고 있으나 역시 금 합금의 경우인 2군이 더 낮은 결합강도를 보여 같은 원인에 의한 결과로 볼 수 있다.

그런데, 4-META 레진인 Metadent를 사용한 1군과 3군의 경우 3군이 현저히 높은 결합강도를 보이며 그 파절 양상도 대부분의 시편에서 금속과 레진의 분리없이 레진의 파절만을 보여 두 재료간의 화학적 접착력이 크게 작용한 결과로 보여진다. 또, 이는 Metadent가 금속과의 결합력은 증가된 대신 레진 자체의 강도는 더 낮은 물성을 가져 응집성 파절이 일어나기 때문이라고 보여진다.

특히 기계적 유지형태의 부여 없이 Co-Cr합금에 부착된 Metadent의 경우 어느 정도의 결합강도를 보였으나 그 파절양상이 금속과 레진사이의 결합유지에 매우 불리하므로 실제 구강 내에서 만족할만한 유지력을 얻고자한다면 화학적 결합 외에 기계적 유지가 필요할 것으로 사료된다. 이는 Metadent의 경우 결합강도가 표면적에 비례하므로 bead를 첨가하여 유지형태를 준 군의 경우 표면적의 증가로 더 높은 결합강도를 나타낼 수 있었다고 생각된다³¹⁾. 또, 이는 Jacobson등이 금속구조물 설계에 따른 결합강

도를 비교한 실험에서 보고한 바와 같이, PMMA 레진의 경우는 금속구조물사이에 채워진 레진의 부피에 결합력이 비례하므로 개방형 격자모양(open lattice)에서 가장 높은 결합강도를 보이는 데 반하여, Metadent는 오히려 유지형태가 없는 flat plane에서 더 큰 결합강도를 갖는 결과와도 일치하는 것이라 하겠다^{29,33,35)}.

따라서, 임상에서 비 귀금속의치상 총의치에서 보다 금 합금 의치상 총의치에서 빈번한 보철물의 파절을 겪게되는 데는 두 금속의 유연성의 차이가 원인의 하나이므로, 이에 의치상레진의 굴곡강도와 탄성을 더욱 개선시켜 합금과의 차이를 가능한 줄이고³⁰⁾, 비 귀금속합금 의치상에는 Metadent와 같은 접착성 의치상 레진을 이용한다면 의치상의 파절과 박리로 인한 치료실패를 줄일 수 있을 것이다. 금속의치상 총의치에서 좀 더 실패를 줄이기 위해서는 적절한 유지형태와 경계선의 부여, 금 합금과 비 귀금속합금의 특성을 고려한 설계 및 접착성 레진의 사용 등이 연구 적용되어야 하겠다. 또한, 금합금에도 화학적 친화성을 갖는 레진의 개발에 대한 연구가 필요하다^{39,40)}.

V. 결 론

본 연구에서는 금 합금과 Co-Cr합금의 굴곡강도에 의한 각 합금의 의치상 레진에 대한 결합강도의 비교를 위하여 PMMA계 레진과 4-META계 레진을 이용하여 총 50개의 시편 5개 군에서 굴곡강도를 만능시험기를 이용하여 측정하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

1. PMMA계나 4-META계 레진을 사용한 Co-Cr 합금에 비하여 금 합금의 경우가 모두 유의하게 더 낮은 결합강도를 보였다($P < 0.05$).
2. Co-Cr 합금에 4-META계 레진을 이용한 군이 PMMA계 레진을 이용한 군에 비하여 유의하게 높은 결합강도를 보였다($P < 0.05$).
3. 기계적 유지형태가 없는 4군에 비하여 유지형태를 가진 3군이 유의성있게 높은 결합강도를 나타냈다($P < 0.05$).
4. 파절양상은 Co-Cr 합금과 4-META계 레진을 사용한 3군의 경우 1, 2, 5군과는 달리 금속과 레진의 박리가 일어나지 않는 강한 결합양상을 보였다.

참 고 문 헌

1. Edward P. Johnston. Flexural strength of 10 commonly used denture base resin. J PROSTHET DENT 1982;46(5):478-483.
2. Ikuya Watanabe. Effect of two metal primers on adhesive bonding with type IV gold alloy. J PROSTHET DENT 1995;73:299-303.
3. L.T. Tenjoma. The significance of adhesive denture base resin. Int. J. of Prosthodont. 1989 ;2:163-172.
4. Fumiyaki Kawan. Reinforcing effect of a Ni-Cr alloy plate on an acrylic resin denture base. Int. J. of Prosthodont;1991; 4:327-331.
5. Jack.C.Morris. Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture base. J PROSTHET DENT 1995;53:670-672.
6. E.James. Using metal base in making complete dentures. J PROSTHET DENT 1987;58 (3):314-317.
7. Gudbrand. Dental casting alloy with a low content of noble metals: physical properties. Acta. Odon. Scan. 1983;41:111-116.
8. Russel.K. Effect of tinfoil substitute contamination on adhesion of resin denture tooth to its denture base. J PROSTHET DENT; 1993;69:57-9.
9. Drunee.P.Nabandalung. comparison of bond strength of three denture base resins to treated Nickel-Cr-Be alloy. J PROSTHET DENT;1998;80:354-61.
10. Vapu.M.Miettinen. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethylmethacrylate resin. J PROSTHET DENT 1996;76:531-4.
11. Pekka.K.Vallitu. bonding of resin teeth to PM-MA denture base material. Acta. Odon.Scan;1995;53:99-104.
12. Scott. JA. et al. Silane effect on luting resin bond to Ni-Cr alloy. J PROSTHET DENT; 1991;19(6):373-6.
13. Ballesteros et al. The influence of contamination on the bond strength of an etched resin-bonded retainer. JADA 1986;12(3) :359-61.
14. Mukai.M.et al; Relationship between sandblasting and composite resin-alloy bond strength by a silica coating. J PROSTHET DENT. 1995; 74(2):151-5.
15. Vang MS. Park YJ. A study on the surface morphology and bond strength of denture base resin to cobalt-chromium alloy after varying mode of surface treatment, J Korean Acad Prosthodont 1997;35(1):78-88.
16. Vang MS. Moon BJ. A study on the bond strength of rebase resin to denture base resin by application of primers, J Korean Acad Prosthodont. 1998;36(1):50-57.
17. PM.Kern,P.Thomson.Durability of resin bonds to a Co-Cr alloy. J Dent.1995;23:47-54.
18. K.B.May. 4-META PMMA shear bond strength to Ti alloy. Operat. Dent. 1997;22: 37-40.
19. Drunee. P. Nabandalung. comparison of bond strength of 3 denture base resins to treated Ni-Cr-Be alloy. J PROSTHET DENT. 1998;80(3):354-61.
20. Drunee.P.Nabandalung. comparison of bond strength of denture base resin Ni-Cr-Be removable partial denture alloy; J PROSTHET DENT. ;1997;78:566-73.
21. Sarita.Kobli.et.al. the effect of three different surface treatment on the tensile strength of resin bond to Ni-Cr-Be alloy. J PROSTHET DENT. 1990;63:4-8.
22. K.B.May. The shear bond strength of PM-MA bonded to titanium partial denture framework material. J PROSTHET DENT. 1993;70:410-13.
23. R.D.Phenix. Denture base material. DCNA ;1996;40(1)113-20.
24. T.Ishijima. Adhesion of resin to casting alloy. J PROSTHET DENT. 1992;67:445-9.

25. J.A.Scott. Silane effect on luting resin bond to a Ni-Cr alloy. *J.Dent.*1991;19:373-6.
26. Daniel. A. Gievan. Tensile fatigue of 4-META cement bonding three base metal alloy to enamel and comparison to other resin cement. *J PROSTHET DENT.* 1995;73:377-85.
27. Fumiyaki Kawano. Reinforcement of acrylic resin denture base with a Ni-Cr alloy plate. *Int J.of Prosthodont.* 1990;3:484-8.
28. Umemoto.K. Basic study of a new denture base resin applying hydrophobic methacrylate monomer. *Dent Mater J.*1997;16(1):21-30.
29. Kurata.S.et.al. Mechanical properties of polys as denture base materials. *J Dent Res.*1989;68(3)481-3.
30. Barsby.M. A denture base resin with low water absorption. *J Dent.* 1992;20(4) 240-4.
31. Canay.s.et al. Effect of 4-META adhesive on the bond strength of different metal frame-work design and acrylic resin. *J Oral Rehabil.*1997;24(12):913-9.
32. Aboush YE et al. Technical note:resin to metal bonds mediated by adhesion promoters. *Dent Mater.*1991;7(4):279-80.
33. Jacobson. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *J PROSTHET DENT.* 1998;60(5):570-6.
34. Yoshida K et al. Effect of adhesive primers on bond strength of self curing resin to Co-Cr alloy. *J PROSTHET DENT.* 1997;77(6):617-20.
35. Yoshida K et al. Monomer composition and bond strength of light cured 4-META opaque resin. *J Dent Rest.* 1990;69;(3):849-51.
36. Jacobson. the significance of adhesive denture base resin. *Int J of Prosthodont.*1989; 2:163-72.
37. Jacobson. bond strength of 4-META acrylic resin denture base to Co-Cr alloy.*J PROSTHET DENT.* 1988;60(5):570-6.
38. Sheldon,Wrinkler. Denture base resin. *DCNA.*1984;28(2):287-97.
39. Hiroki OHNO. Adhesion of adhesive resin to dental precious metal alloys. Part II .*Dent Mater. J.* 1998;17(4):285-93.
40. Hiroki OHNO. Adhesion of adhesive resin to dental precious metal alloys. Part I .*Dent Mater. J.* 1998;17(4): 275-83.

Reprint request to:

Chang-Who Kim, 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
k43c46w@snu.ac.kr

ABSTRACT

A STUDY ON THE FLEXURAL BOND STRENGTH OF THE GOLD AND THE Co-Cr ALLOY TO THE DENTURE BASE RESINS

Hyun-Joo Park, D.D.S., Chang-Whe Kim, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D., Yung-Soo Kim, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

In general, the three major oral functions of edentulous patients—mastication, phonation, esthetics—can be rehabilitated by the complete dentures, and both the resin based complete denture and the metal based complete denture are commonly used by many clinicians today. For the sake of many advantages such as the excellent thermal conductivity, low volumetric change, high strength, low risk of fracture and the better patient's adaptation, the metal based complete dentures are indicated to the several cases. But, there are common failures of these type of dentures mainly by the fracture or the debonding between the resin structures and the metal frameworks which is caused by the discrepancies of the flexural strength and the coefficient of thermal expansion. This is aggravated by the water contamination of the interface when exposed to the oral environment and results in the failure of complete denture treatment.

So, the purpose of this study is to compare the bond strength and the fracture patterns of the gold alloy based and the Co-Cr alloy based complete dentures using the PMMA resins and the 4-META adhesive resins.

The results of this study were as follows.

1. Both to the PMMA resin and the 4-META resin, the flexural bond strength of gold alloy is lower than that of Co-Cr alloy($P<0.05$).
2. To the Co-Cr alloy, the bond strength of the 4-META resin is significantly higher than that of PMMA resin($P<0.05$).
3. The flexural strength of the group with the mechanical retention form is significantly higher than that of the group without retention form($P<0.05$).
4. Comparing with the other groups, the fracture patterns of the group 3 are quite different from the group 1,2,5.

Key Words : Bond strength, Gold alloy, Co-Cr alloy, PMMA resin, 4-META resin, Metal based complete denture,