

상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착시킨 임프란트 보철물의 파절에 대한 연구

전남대학교 치과대학 보철학교실

김승범 · 배정식

I. 서 론

Brånemark 등¹⁾에 의하여 치과분야에 처음 소개된 골유착성 치과 임프란트는 그동안 계속적인 실험적, 임상적 연구결과를 바탕으로 현재에는 성공적인 보철치료의 한 방법으로 그 위치를 확고히 해나가고 있다. 성공적인 골유착성 임프란트 보철물을 위한 기본적인 요구사항으로는 생물학적 친화성이 좋은 재료를 사용해야 하고, 대합치아와 조화된 교합을 형성하여야 하며, 상부 구조물을 임프란트체에 정확하게 적합시켜야 한다^{2,3)}.

자연치아는 치주인대의 탄성에 의해 약 0.02 mm 정도의 생물학적 동요를 허용하지만 임프란트에서는 연조직의 개재없이 골조직과 직접 유착되므로 이러한 생리적인 동요를 거의 허용하지 못하므로 임프란트 보철물은 자연치를 지대치로 사용할때보다 더욱 정확해야 한다⁴⁻⁸⁾. 부정확한 임프란트 보철물은 기능시 과도한 응력을 집중시켜 골유착을 파괴하며 기계적 저항도를 넘어서 임프란트 보철물의 기계적인 실패를 일으킬 수 있다⁹⁾. 그러므로 임프란트 보철물은 지대원주에 수동적인 적합(passive fit)을 이루어야 한다. 임상에서 받아들여지는 수동적인 접합은 보철물을 나사로 고정할 때 응력의 발생없이 장착되는 것을 말하며^{9,10)} Klineberg와 Muray¹¹⁾은 상부구조물과 지대원주 사이에 30 μ m 이하의 적합도를 지녀야하며 금

원주 변연과 지대원주 사이의 10% 이상에서 이를 만족시키지 못하면 수동적인 적합을 이룬다고 볼 수 없다고 하였다.

일반적으로 골유착 임프란트에 고정성 보철물을 제작하는 방법은 금원주(gold cylinder)에 금속을 융합시켜 상부구조물을 제작하는 것이다. 그러나 이 방법을 사용하는 경우 주조금속과 금원주 간의 용융 온도의 차이때문에 사용가능한 주조금속 선택에 제한이 있으며, 상부구조물이 도재의 소성동안 변형이 발생할 수 있고, 정확한 납착의 어려운 문제들이 있다. 이와같은 문제를 해결하기 위한 방법으로 구강내에서 지대원주(abutment cylinder)의 금원주를 금나사(gold screw)로 고정하고 상부구조물을 금원주에 레진시멘트로 접착시키는 방법이 제안되고 있다¹⁷⁻²⁰⁾. Seller¹⁷⁾와 McCartney¹⁸⁾는 자가중합 레진으로 상부구조물을 금원주에 연결하는 방법을 소개하였고 Mazurat와 Love¹⁹⁾도 또한 레진시멘트로 상부구조물을 금원주에 연결한 고정성 임프란트 보철과 overdenture를 지지하는 연결 bar를 임프란트에 고정하는 방법을 보고하였다. Stumpel와 Quon⁸⁾은 상부구조물에 금원주를 silicoating 처리 후 레진시멘트로 접착하여 임프란트에 대한 보철물의 정확성을 증진시키며 이종금속의 접촉에 따른 galvanism이 없기 때문에 금속 선택의 자유, 기공 및 임상과정을 단순화 시키는 장점을 보고하고 있다. 그리고 Aparicio²⁰⁾는 제작된 상부구조물

의 내면과 금원주 외면을 silicoating 처리하여 광중합 복합레진 시멘트로 접착을 시행한 후 평균 9개월에 걸쳐 관찰한 결과 64개의 상부 구조물 모두에서 정확한 적합을 관찰할 수 있었다고 보고하고 있다.

그러나 이에 대한 임상적 증례는 상기와 같이 보고된 바 있었으나 실험적 연구는 미미한 상태이다. 이에 본 연구에서는 금원주에 금속을 융합시켜 제작하는 일반적인 경우와 레진시멘트로 접착시킨 경우의 파절강도와 파절양상을 관찰하고 레진시멘트로 접착시 발생하는 문제를 파악하기 위하여 본 실험을 시행하였다.

II. 연구재료 및 방법

가. 연구 재료

본 실험에서는 EsthetiCone™용 원추형 금원주(DCB 141, Nobelpharma, Sweden)와 상부 구조물은 준귀금속합금(Albabond®, Heraeus, Kulzer, Germany)을 주조하여 사용하였고 레진시멘트로는 인산 ester계 복합레진시멘트(Panavia 21TC®, Kuraray, Japan)를 사용하였다.

나. 연구 방법

1. 파절강도 및 파절양상

가) 실험군 분류

상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착시킨 임프란트 보철물을 평가하기 위하여 다음과 같이 분류하였다.

일반적인 방법인 금원주에 준귀금속합금을 융합시켜 임프란트 상부구조물을 제작한 후 금나사로 고정시킨 군을 1군, 금원주와 임프란트 상부구조물을 레진시멘트로 접착한 군을 2군으로하여 각 군당 7개의 시편을 제작하였다.

나. 시편제작

1군은 금원주 주위에 1mm 두께로 왁스업하고 상부에 12 gauge half round 왁스로 길이 3mm의 외팔보(cantilever)를 형성한 후 이를 통법에 따라 인산염 매복재(Hi-Temp®, Whip mix, U.S.A.)로 진공 매몰하여 주조하였다. 이를 놋쇠유사물(brass abutment replica, Nobelpharma, Sweden)에 금나사로 Torque controller(DEA 020, Nobelpharma, Sweden)를 사용하여 10Ncm로 고정하였다(Fig. 1).

2군의 상부구조물은 금원주를 인상채득하여 만든 작업모형에서 제작하였다. 우선 금원주의 상부를 육각형에서 원추형으로 변화시켜 경부의 홈을 왁스로 block out 한 후 이를 길잡이 나사

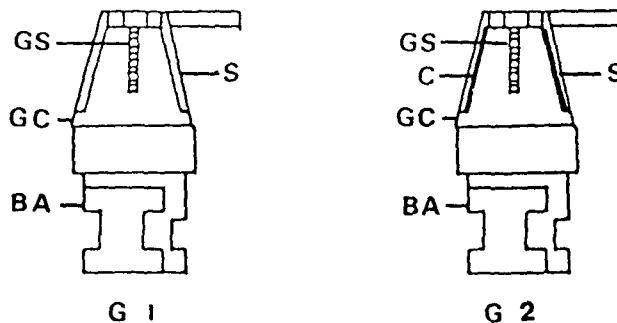


Fig. 1. Schematic diagram of group 1 and 2.

S : Superstructure

GS : Gold screw, GC : Gold cylinder

BA : Brass abutment replica, C : Resin cement.

(guide pin)로 낫쇠유사물에 위치시킨 다음 폴리비닐실록산 인상재(Exaflex®, GC, Japan)로 인상을 채득한 후 작업모형을 제작하였다. 시멘트의 공간을 부여하기 위해서 die spacer(Nice Fit®, Shofu, Japan)를 세겹 바른후 왁스업을 1군의 시편과 동일하게 시행하고 매몰주조하여 상부구조물을 완성하였다.

금원주와 상부구조물 간의 접착강도를 증가시키기 위해 상부구조물 내면과 금원주 외면을 silicoating하였다. 상부구조물 내면과 금원주 외면을 250µm의 산화 알루미늄 분말로 6bar의 압력으로 30초간 sandblasting한 다음, 에틸아세테이트(Siliclean'11, Kulzer, Germany)에서 10분간 초음파 세척한 후 공기 중에서 건조시킨 다음 실리카용액(Sililink®, Kulzer, Germany)을 도포하고 Silicoater MD(Kulzer, Germany)에서 300°C로 가열하여 silicoating을 완성한 후 5분간 식히고 실란(Siliseal®, Kulzer, Germany)을 도포하였다.

Silicoating된 금원주를 낫쇠유사물에 고정한 다음 상부구조물을 이 금원주에 Panavia 21TC® 혼합하여 피착면에 도포하여 finger pressure로 접착하여 시편을 완성한 후(Fig. 1) 24시간 동안 37°C의 항온조에서 보관하였다.

다. 파절강도 측정 및 파절양상 관찰

제작된 1, 2군의 시편의 낫쇠유사물 하부를 자가중합레진(Orthodontic resin®, Caulk, Dentsply, U.S.A.)으로 포매하여 이를 만능물성시험기(Universal testing machine, Shimazu, AGS-100A, Japan)에 고정하여 분당 1mm의 crosshead speed로 금나사 중앙에서 5mm 떨어진 곳에 수직하중을 가하여 파절강도를 측정하고 파절부위를 관찰하였다(Fig. 2).

2. 접착강도

가. 실험군 분류

2군에서와 같이 레진시멘트로 접착시킨 금원주와 상부구조물 간의 접착강도를 관찰하기 위하여 상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착한 후 37°C의 항온조에서 24시간 보관한 군을 A군, 5°C와 55°C에서 30초간 1000회 ther-

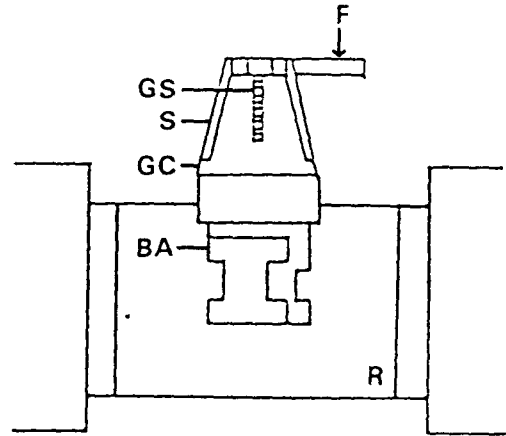


Fig. 2. Schematic diagram of testing the failure strength of group 1.

S : Superstructure GS : Gold screw,
GC : Gold cylinder BA : Brass
Abutment replica R : Resin block.

mocycling을 시행한 군을 B군, 30일간 37°C의 항온조에서 보관한 군을 C군으로 분류하고 각 군당 7개씩 총 21개의 시편을 제작하였다.

나. 시편제작 및 접착강도 측정

2군의 시편과 동일한 방법으로 작업모형을 제작한 후 chamfer 변연에서 경부 하방까지 1mm 두께로 왁스업하고 하부에 12 gauge half round 왁스로 길이 3mm의 외팔보(cantilever)를 형성한 다음 통법에 따라 매몰주조하여 상부구조물을 완성하였다. 2군의 시편과 동일한 방법으로 silicoating하여 금원주를 낫쇠유사물에 길잡이 나사로 고정하고 상부구조물을 금원주에 레진시멘트로 접착한 후 금원주의 경부까지 자가중합레진에 거꾸로 포매하여 각군의 보관조건에 따라 보관하였다.

접착강도의 측정은 만능물성시험기에서 분당 1mm의 cross head speed로 낫쇠유사물의 외측 변연에서 2mm 떨어진 곳에 수직하중을 가하여 금원주와 상부구조물의 접착강도를 측정하였다(Fig. 3).

3. 통계처리

일반적인 방법으로 제작한 1군과 레진시멘

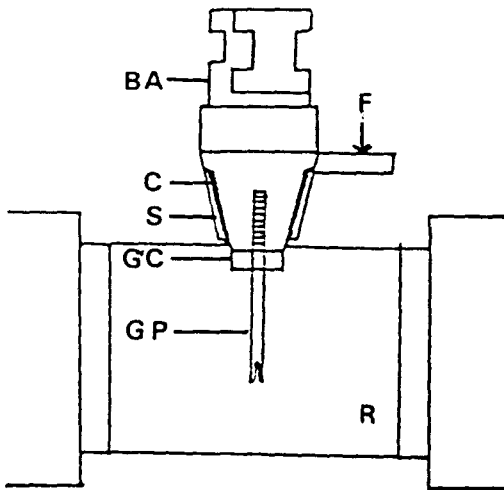


Fig. 3. Schematic diagram of testing the bond strength of group A, B and C. S : Superstructure GP : Guiding pin, GC : Gold cylinder BA : Brass abutment replica, R : Resin block F : Force.

트로 접착한 2군 간의 파절강도를 비교하기 위해서 t-test를 시행하였으며 보관조건에 따른 접착강도를 비교하기 위한 A, B, C군 간의 비교분석을 ANOVA(Analysis of variance)와 Duncan 다중 비교 검증을 하였다.

III. 연구성적

가. 파절강도 및 파절양상

일반적으로 방법으로 금원주에 금속을 융합시켜 상부구조물을 제작한 후 금나사로 고정된 I군은 189.86Kgf, 상부구조물을 금원주와 레진 시멘트로 접착시킨 2군은 188.14Kgf에서 파절이 일어났으며, 이들 간에서 통계학적으로 유의한 차는 없었다($P > 0.05$)(Fig. 4, Table 1). 레진시멘트로 접착한 2군에서 상부구조물과 금원주 간의 파절은 관찰할 수 없었으며 1군과 2군의 모든 시편에서 파절은 금나사의 경부에서 일어났다.

나. 접착강도

레진시멘트로 임플란트 상부구조물과 금원주를 접착한 경우 접착강도는 37°C에서 24시간

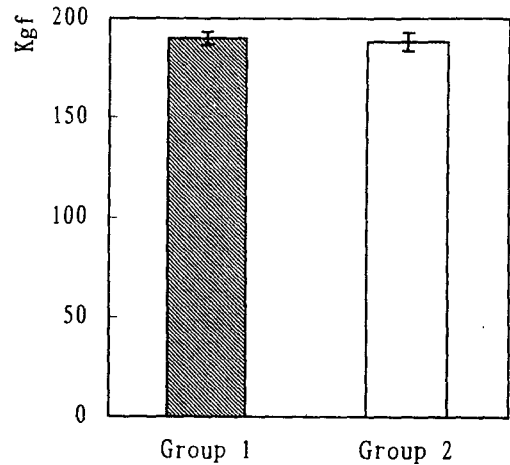


Fig. 4. Bar graph showing failure strength (Kgf).

Table 1. Mean failure strength(Kgf)

| Group | N | Mean | SD |
|-------|---|--------|------|
| 1 | 7 | 189.86 | 3.91 |
| 2 | 7 | 188.14 | 4.62 |

Group connected by a bracket are not significantly different at $p=0.05$

동안 보관한 A군에서는 53.28Kgf, 5°C와 55°C에서 1000회 thermocycling을 시행한 B군에서는 45.86Kgf, 30일간 37°C에서 보관한 C군에서는 39.29Kgf이었으며 이들 간에는 서로 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($P < 0.05$)(Fig. 5, Table 2).

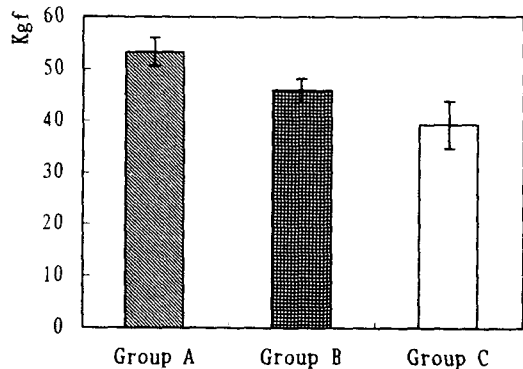


Fig. 5. Bar graph showing the bond strength between gold cylinder and superstructure(Kgf).

Table 2. Mean bond strength between gold cylinder and superstructure(Kgf)

| Group | N | Mean | SD |
|-------|---|-------|------|
| A | 7 | 53.29 | 2.69 |
| B | 7 | 45.86 | 2.27 |
| C | 7 | 39.29 | 4.54 |

Group connected by a bracket are not significantly different at $p < 0.05$

IV. 총괄 및 고찰

임프란트 상부구조물은 지대원주, 골유착된 임프란트체와 견고히 연결되어 있어 교합력이 주위 골에 직접 전달되기 때문에 상부구조물을 수동적으로 적합되게 제작하는 것은 매우 중요하며 부정확한 상부구조물은 임프란트체와 구성요소에 과부하를 초래하며 이러한 반복된 과부하는 상부구조물의 파절 및 골유착 상실을 초래한다^{2, 21-26}.

정확한 임프란트 상부구조물의 제작방법으로 인상을 정확하게 채득하고, 주조전에 상부구조물을 구강내에 시적해서 조정하며, 작업 모형상에서 하나로 주조한 후 순서대로 분리하여 납착하고, 주조된 골격을 절단한 후 기공 및 인상에서 최종 납착전에 조정하는 방법들이 소개되고 있다^{10, 27-32}.

그러나 인상재의 변화, 석고모형의 팽창, 액스, 아크릴 패턴 및 매물재의 체적변화, 주조시 금속수축, 납착 후 변화 등으로 인하여 정확한 보철물 제작에는 한계가 있다^{12, 13}. 이와같은 부정확한 상부구조물은 임프란트 시스템에 응력의 집중을 초래하며 금나사의 헐거워짐, 임프란트, 지대원주, 금나사 및 상부구조물의 파절과 임프란트 주위의 골흡수를 일으킬 수 있다¹⁴⁻¹⁶. 이에 임프란트 상부구조물을 지대원주에 수동적으로 적합을 시키기 위한 방법으로 상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착시키는 방법이 소개되고 있다^{17-19, 33}. 이 방법의 장점으로는 주조금속과 금원주 간의 용융 온도의 문제로 사용 가능한 금속의 선택 제한성 및 금속도재 상부구조물이 도재의 소

성동안에 발생하는 변형문제, 납착의 문제점 해결이 있다²⁰.

일반적으로 시멘트는 자연치에 있어서 지대치에 보철물을 접착시킬 때 이용하며 시멘트의 인장, 압축강도가 기능시 관여한다. 레진시멘트로 상부구조물을 접착시킬 때 유지력은 금나사에 의해 결정되는데 시멘트의 전단, 압축강도가 기능시 관여하며 상부구조물은 레진시멘트의 압축강도를 이용하도록 만들어야 한다. 복합레진시멘트는 중합시 0.5%의 수축을 지니고 있으며 상부구조물과 지대원주 사이의 정확한 적합은 레진시멘트로 상부구조물을 접착시 부여되는 시멘트 간격에 의해 결정된다. 임상에서 받아들여지는 시멘트의 공간은 50 μ m 이하이며 레진시멘트로 상부구조물을 접착시 2.5 μ m까지 정확히 장착할 수 있다^{7, 34}.

다수의 임프란트를 매식 후 보철치료시 금원주에 금속을 융합시켜 상부구조물을 제작하는 경우 재료 자체에 의한 성질로 정확한 보철물을 제작하기 어렵고 수동적으로 장착되지 못한 보철물에 하중이 가해지면 응력이 한 부분에서 집중될 수 있다^{10, 23}. 그러나 상부구조물을 레진시멘트를 사용하여 접착시키는 방법을 사용하면 금원주에 금속을 융합시키지 않고 구강내에서 금원주를 고정한 후 상부구조물을 접착하기 때문에 수동적으로 장착되는 상부구조물을 제작할 수 있다. 레진시멘트는 전단 또는 인장강도보다 압축강도가 우수하기 때문에 압축력이 시멘트에 가해지도록 해야한다. 그리고 레진시멘트는 하중이 골에 전달되기전에 충격을 흡수할 수 있는 탄성을 지녀야한다¹⁷⁻¹⁹.

본 실험에서 파절강도가 1군에서는 189.86 Kgf, 2군에서는 188.14Kgf로 차이가 없었다 (Fig. 4, Table 1). 또한 파절양상이 레진시멘트 접착의 실패가 아닌 금나사의 파절이 발생하였으며 이는 Stumpel와 Quon⁸, Aparicio²⁰의 보고와 일치한다. Silicoating 처리후 레진시멘트의 압축강도는 299MPa, 전단 강도는 22 MPa, 인장강도는 25MPa 이며 이론적으로 금우너주를 탈락시키는데 필요한 힘은 4000N, 인장강도는 1700N 이상에서 일어나며 금나사는 600N에서 파절이 일어난다. 이것으로 보아 레

진시멘트의 기계적 성질은 이를 넘어서 무난한 것으로 보인다⁸⁾.

하악전악에 금속골격을 레진시멘트로 접착시 cantilever force에 저항할 수 있는 힘이 대략 500N 이며 좌우의 최후방 지대원주와 최전방 지대원주는 사이에 있는 것보다 0.3mm 정도 더 높아야 한다. 이 세 부위의 지대원주는 사이에 있는 것보다 0.3mm 정도 더 높아야 한다. 이 세 부위의 지대원주는 금속구조물을 조정하는 동안 금속과 금속이 접촉해두도록 재현 가능한 면을 제공해 주며 수직하중을 이 접촉으로 견디게 해준다¹⁷⁾. 그러나 본 연구에서는 금원주를 낫쇠유사물에 고정된 후 상부구조물을 레진시멘트로 접착한 다음 거꾸로 레진에 포매한 후 측정을 하였으므로 접착된 금원주와 상부구조물이 금속에 의해 지지를 받을 수 없었다.

Silicoating을 이용하여 금속에 대한 레진시멘트의 접착강도를 증가시키는 방법이 알려져 있는데 이를 금원주에 상부구조물을 접착시 이용을 제안하고 있으며 이 방법을 사용하는 경우 도재 소성 후 납착과 복잡한 기공 작업을 생략할 수 있는 장점이 있다^{17-19,33)}. 본 실험에서도 접착강도를 증가시키기 위해서 Silicoating을 하였으며 보관조건에 따른 접착강도는 37°C의 항온조에서 24시간 보관한 A군과, 1000 회의 thermocycling을 시행한 B군, 30일간 37°C에서 항온조에서 보관한 C군에서 모두 접착강도 감소가 관찰되었다($P>0.05$). 이는 온도 변화시 금속과 레진시멘트간의 열팽창계수가 다르기 때문에 그 계면에서 응력을 야기하여 결합강도가 떨어지는 것으로 보인다. 이는 Musil과 Tiller³⁵⁾, Chang 등³⁶⁾, Tweseme 등³⁷⁾의 보고와 일치한다.

Musil과 Tiller³⁵⁾, Mori등³⁸⁾은 silicoating후 레진과 접착시 금속의 접착강도는 thermocycling에 영향을 받지 않는다고 하였다. 반면 Peutzfeldt와 Asmusen³⁹⁾, Ishijima 등⁴⁰⁾에 의하면 silicoating한 금속 시편에 대해 thermocycling이 미치는 영향을 실험한 결과 금속의 종류에 따라 다소 차이는 있지만 대체로 접착강도가 감소한다고 하였다. 그러나 silicoating 처리를 하지

않는 군과 비교시 상당히 높은 접착강도를 보이는 것으로 나타났다. Ishidor와 Ravnholt⁴¹⁾은 온도변화는 접착력을 감소시키나 4-META계 같은 특정 레진시멘트에서는 온도변화가 접착시멘트의 중합반응을 더욱 균일하게 일어나게 해주며 스트레스를 방출해주어 접착력이 증가한다고 보고하였다. 그러므로 레진시멘트의 thermocycling후 접착강도는 실험조건에 따라 차이가 있는 것으로 생각된다.

레진시멘트로 상부구조물을 금원주에 접착시 접착강도는 금원주의 높이와 경사도 및 상부의 외경, 가해지는 하중, 시멘트의 압축강도 및 두께에 의해 결정된다. 이상적으로 외력에 저항하기 위한 시멘트 두께는 10~30 μ m이며, 금원주의 모양은 교합력을 견딜 수 있도록 제작해야 하며 레진시멘트는 전단 강도보다 압축강도가 크기 때문에 압축강도에 적절히 저항하도록 해야한다¹⁷⁾. 본 실험에서 A, B, C군의 접착강도는 낮게 나타났는데 이는 접착강도 측정시 금원주의 상부까지 상부구조물을 제작하여 포매한 경우 길잡이 나사에서 파절이 일어나 상부구조물과 금원주간의 부관조건에 따른 접착강도를 측정할 수 없어서 금원주 상부까지 상부구조물을 제작하지 않고 금원주 경부합방에만 왁스업하여 시편을 제작한 후 접착강도를 측정했고 금원주를 경사도가 큰 EsthetiCone™용 금원주를 사용했기 때문으로 생각된다.

이상의 결과로 보아 레진시멘트로 금원주에 상부구조물을 제작하지 않고 금원주 경부하방에만 왁스업하여 시편을 제작한 후 접착강도를 측정했고 금원주를 경사도가 큰 EsthetiCone™용 금원주를 사용했기 때문으로 생각된다.

이상의 결과로 보아 레진시멘트로 금원주에 상부구조물을 접착시 초기 접착강도는 크게 임상에서 영향을 미치지 않을 것으로 보이나 장기간 사용할때 접착강도 상실을 고려해야 것을 선택하여 저작력에 저항할 수 있도록 상부구조물을 제작하여 접착력이 우수한 레진시멘트를 이용한다면 접착실패를 줄일 수 있으므로 이에 대해 연구가 필요하리라 사료된다.

본 연구는 상부구조물과 금원주(gold cylinder)를 레진시멘트로 접착시킨 임프란트 보철물을 평가하기 위하여 금원주에 준귀금속합금을 융합시켜 임프란트 상부구조물을 제작한 후 금나사(gold screw)로 고정시킨 군을 1군, 레진시멘트로 금원주와 임프란트 상부구조물을 접착한 후 금나사를 고정시킨 군을 2군으로 하여 각각에 수직하중을 가하여 파절강도와 파절양상을 관찰하였다.

또한 레진시멘트로 접착시킨 경우 금원주와 상부구조물 간의 접착강도의 변화를 관찰하기 위하여 상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착한 후 37°C의 항온조에서 25시간 보관한 군을 A군, 5°C와 55°C에서 30초간 1000회 thermocycling을 시행한 군을 B군, 30일간 37°C의 항온조에서 보관한 군을 C군으로 하여 각각에 수직하중을 가하여 접착강도를 측정된 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 1군과 2군의 모든 시편에서 파절은 금나사에서 일어났다.
2. 1군에서는 189.86Kgf, 2군에서는 188.14 Kgf의 파절강도를 보였으며 이들간에는 통계학적으로 유의한 차이는 없었다($P > 0.05$).
3. 레진시멘트로 임프란트 상부구조물과 금원주를 접착한 경우 접착강도는 A군에서는 53.28Kgf, B군에서는 45.86Kgf, C군에서는 39.29Kgf이었으며 이들간에는 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($P < 0.05$).

이상의 결과로 보아 레진시멘트로 임프란트 상부구조물을 금원주에 접착시킬 경우 지대원주에 상부구조물을 정확하고 저항없이 정착할 수 있을 뿐 아니라 임상적으로도 치료 기술을 간략하게 할 수 있는 장점이 있으나 접착강도가 시간 경과와 조건변화에 따라 감소가 있어 상부구조물과 금원주를 레진시멘트로 접착시 신중한 고려가 필요하며 이에 대한 좀더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

1. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration an occlusal rehabilitation. 1st ed. Tokyo : Quintessence Publishing Co, 1988 : 3-76.
2. Brånemark PI, Zarb GA, Albreksson T. Tissue integrated prosthesis.
3. 홍은희, 한동후, 인상채득 방법이 임프란트 보철 작업 모형도에 미치는 영향. 대한치과보철학회지 1994 : 32 : 3 : 445-452.
4. Mühlbradt L, Mattes S, Möhlmann H, Ulrich R. Touch sensitivity of natural teeth and endosseous implants revealed by difference thresholds. Int J Oral Maxillofac Implants 1994 : 9 : 412-416.
5. Ulrich R, Mühlbradt L, Möhlmann H, Schmid H. Qualitative mechanoperception of natural teeth and endosseous implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1993 : 8 : 173-178.
6. Jacobs R, Steenberghe D. Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. Int J Oral Maxillofac Implants 1993 : 8 : 173-178.
7. Yoshida K. Tactile threshold for static loads in tissues surrounding osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1994 : 9 : 719-724.
8. Stumpel LJ, Quon SJ. Adhesive abutment cylinder luting. J Prosthet Dent 1993 : 69 : 398-400.
9. Spector MR, Donovan TE, Nicolls JI. An evaluation of impression techniques for osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1990 : 63 : 444-7.
10. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework transfer template for implant-supported prosthesis. J Prosthet Dent 1994 : 71 : 197-200.
11. Klineberg IJ, Murray GM. Design of supe-

- structures for osseointegrated fixture. *Swed Dent J* 1985 : 28(Suppl 1) : 63-9.
12. Stevens L, Sprately MH. Accuracy of stone, epoxy and silver plate-acrylic models. *Dent Mater* 1987 : 3 : 53-5.
 13. Steven L. Casting shrinkage in Ni-Cr FPD. *Dent Mater* 1987 : 3 : 241-5.
 14. Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB, Mechanical loading of brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994 : 9 : 345-360.
 15. Morgan MJ, James DF, Pilliar RM. Fracture of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993 : 8 : 409-414.
 16. Jemt T, Linden B, Lekholm U, Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants : From prosthetic treatment to first annual check up. *Int J Oral maxillofac Implants* 1992 : 7 : 40-4.
 17. Sellar GC. Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 1989 : 62 : 662-8.
 18. McCartney J. Intraoral connection of individual abutment attachment for an osseointegrated implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1991 : 66 : 799-803.
 19. Mazurat RD, Love WB. Direct assembly of implant superstructures. *J Prosthet Dent* 1993 : 70 : 172-5.
 20. Aparicio C. A New method to routinely achieve passive fit of ceramcometal prostheses over brånemark osseointegrated implants : A two-year report. *Int J Periodont Rest Dent* 1994 : 14 : 405-419.
 21. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1989 : 62 : 581-5.
 22. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixture in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent* 1986 : 55 : 243-6.
 23. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992 : 7 : 26-34.
 24. Burguete RL, Johns RB, King TBA, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994 : 71-592-9.
 25. Hurson S. Practical clinical guidelines to prevent screw loosening. *Int J Dental Symposia* 1995 : 3 : 22-5.
 26. Beck DA, Moon PC. A Quantative study of preporcelain soldered connector strength with palladium-based porcelain bonding alloys. *J Prosthet Dent* 1986 : 56 : 301-6.
 27. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants : The toronto study. Part III : Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990 : 64 : 185-94.
 28. Henry PJ. An alternative method for the production of accurate cast and occlusal records in osseointegrated implant rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1987 : 58 : 694-7.
 29. Phillips KM, Nicholls JI, Rubenstein J. The accuracy of three implant impression techniques : A three-dimensional analysis. *Int J oral Maxillofac Implants* 1994 : 9 : 533-540.
 30. David A, Marsak B, Nissan J. A modified impression technique for implant-supported restoration. *J Prosthet Dent* 1994 : 71 : 589-91.
 31. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prosthesis supported by osseointegrated implants : A

- 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995 : 10 : 199–206.
32. Rasmussen EJ. Alternative prosthodontic technique for tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1989 : 62 : 581–5.
 33. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant supported fixed prosthesis : A preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991 : 6 : 475–480.
 34. Finger IM, Guerra LR. Prosthetic considerations in reconstructive implantology. *Dental Clinics of North America* 1986 : 30 : 69–83.
 35. Musil R, Tiller HJ. Die molekulare Kopplung der Kunststoff-Verblendung und die Legierungsoberfläche. *Dental-labo XXXII heft* 1984 : 1155–1161.
 36. Chang JC, Powers JM, Hart D. Bond strength of composite to alloy treated with bonding systems *J Prosthodont* 1993 : 2 : 110–4.
 37. Twesme DA, Lacefield WR, O'Nidal SJ. Effect of silicoating and etching alloy-composite bonding. *J Dent Res* 1986 : 65 : 314, (Abstract) # 1304.
 38. Mori S, Kawamura N, Iwai M, Kato, Hasegawa J. Evaluation of alloy composite resin adhesive strength of silicoater system. *Aichi-Gakuin J Dent Sci* 1987 : 25 : 170–5.
 39. Peutzfeldt A, Asmussen E. Silicoating. Evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *Scan J Dent Res* 1988 : 96 : 171–6.
 40. Ishijima T, Caputo AA, Mito R. Adhesion of resin to casting alloys. *J Prosthet Dent* 1992 : 67 : 445–9.
 41. Isidor F, Ravnholt G. The tensile bond strength of two ceramic and three resin composite inlay materials placed using a resin luting agent. *Int J Prosthodont* 1995 : 8 : 233–8.

Abstract

A STUDY ON FAILURE STRENGTH OF THE IMPLANT PROSTHESIS LUTED WITH RESIN CEMENT BETWEEN GOLD CYLINDER AND SUPERSTRUCTURE

Seung-Beom Kim, Jeong-Sik Bae

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University

This study was performed to determine the failure strength and pattern of implant prosthesis luted with resin cement between gold cylinder and superstructure, and to evaluate the bonding strength of resin cement.

To evaluate failure strength and pattern, the groups were divided into 2.

Group 1 : Casted gold cylinder

Group 2 : Luted with resin cement between gold cylinder and superstructure.

To evaluate effects of the bonding strength of the implant prosthesis luted with resin cement according to storage condition, the groups were divided into 3 :

Group A : Stored in water at 37°C for 24 hours.

Group B : 1000 cycles thermocycled between 5°C and 55°C in water.

Group C : Stored in water at 37°C for 30 days.

The results were as follows.

1. Failure was found at gold screw in all specimens of group 1 & 2.
2. The bond strength in group 1 and 2 was 189.86 and 188.14Kgf. There was no statistically significant difference between group 1 and 2($P>0.05$).
3. The bond strength of group A, B and C was 53.28, 45.86 and 39.29Kgf.

These results suggest the advantage of an improved fit of superstructure to the abutment and a simple procedure. But there was a measurable decrease of the bond strength according to storage condition. So, further research is necessary to evaluate of the implant prosthesis luted with resin cement between gold cylinder and superstructure.