

## 치과용 납착 방법에 따른 금합금 납착 연결부의 인장 결합강도 비교 연구

조 미 향, 이 명 곤\*

부산대학교 치과대학 치과재료학교실, 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과\*

## A comparative study on the tensile bonding strength of gold alloy solder joints by dental soldering method

Mi-Hyang Cho, Myung-Kon Lee\*

Dept. of Dental Materials, College of Dentistry, Pusan National University  
Dept. of Dental Laboratory Science, College of Health Sciences, Catholic University of Pusan.\*

### [Abstract]

In this study, to provide the fundamental data on stable connection method for successful implants prosthesis, We fabricated the solder joint of gold alloy bar specimens by gas flame soldering method and laser welding and soldering method. It compared and studied the tensile strength of two soldering method by universal testing machine .

The results using universal testing machine were as follow :

The mean of tensile strength of solder joint bar in gas flame soldering method specimens was  $363.89 \pm 17.62$  MPa, and the mean strength of laser welding and soldering method was  $125.91 \pm 19.66$  MPa, so gas flame soldering method was better than laser welding and soldering method and the finding better way to improve tensile strength is needed in laser welding method.

On weak loading condition and the part which is needed an accuracy, laser welding method is more effective and on long-span prosthesis and frequent chewing loading part, laser welding technique is recommended first and applying additional gas flame soldering technique would be better for making much more successful prosthesis.

◉Key word : solder joint, gas flame soldering, laser welding, tensile strength.

교신저자	성명	이 명 곤	전화	051-510-0591	E-mail	mkleee@cup.ac.kr
	주소	부산광역시 금정구 부곡3동 9 부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공과				

## I. 서 론

많은 기공 과정을 거쳐 제작되는 임플란트 보철물의 적합도는 임플란트 치료의 장기적인 예후에 영향을 미치는 매우 중요한 요소 중의 하나이다. 적합성이 불량한 보철물을 임플란트 지대주 (abutment)에 유지 나사로 연결시 발생하는 인장력, 압축력, 그리고 굽힘력은 보철물 또는 지대주 고정 나사의 풀림이나 연결 구조물의 파손과 같은 기계적 손상 뿐만 아니라 동통, 변연골 흡수, 골유착 실패와 같은 생물학적 합병증을 야기할 수 있다 (Adell 등, 1990 ; Adell 등, 1981 ; Albrektsson, 1988 ; Carlsson & Carlsson, 1994 ; Skalak, 1983 ; Sones, 1989 ; Zarb & Schmitt, 1990).

임플란트와 연결되는 치과보철물의 적합도를 높이기 위한 재료와 제작 기술의 개발이 폭넓게 이루어지고 있으나 재료의 물성적 한계로 아직은 완전한 문제 해결이 되지 못하고 있다. 특히 결손치 부위가 많아 보철물의 길이가 길거나 만곡형이 되는 고정성 보철물인 경우에는 현재 사용하고 있는 일체 주조 (one-piece cast)식의 보철물은 주조 과정에서 필연적으로 발생하는 오차 누적으로 적합도가 저하될 가능성이 크다고 할 수 있다 (Weiss & Munyon, 1980).

따라서 주조 과정에서 발생하는 오차를 축소시켜 적합도가 우수한 보철물을 제작하기 위해서는 보철물 전체 길이를 축소시킬 수 있도록 주조체를 분할시켜 제작하거나 일체 주조식으로 제작하고 이를 분할하여 용접과 납착으로 연결시키는 방법들이 활용되고 있다 (Sakurai 등, 1997 ; Willis & Nicholls, 1980 ; Wiskott 등, 1997). 이렇게 연결된 부위는 구강 내에서 발생하는 교합력에 저항할 수 있는 충분한 강도를 가져야 하고, 구강 내 환경에서도 변색이나 부식이 없어야 하며, 주조체의 모금속의 색상과 유사해야 한다 (Phillips, 1982).

주조체를 연결하는 방법으로는 주조체를 분할 제작하거나 일체 주조형으로 제작 후 부적합한 주조체를 2~3개로 분할 후 납착 금속을 이용하여 연결하는 납착법 (soldering)이 가장 많이 사용하고 있는 방법이다. 납착은 모금속보다 낮은 용점을 지닌 납착 금속을 이용하여 외부 열원에 의하여 용융된 납착금이 모금속 사이의 간격으로

흘러 들어가는 모세관 작용에 의해 모금속 표면을 wetting하게 되어 결합 되는 것이다 (최부병과 우이형, 1993), 그러나 납착 과정도 납착 인기 재료, 매몰재의 경화 팽창량과 열 팽창량, 납착용 매몰재 블록의 형태나 크기, 납착 간격이나 형태, 납착용 합금의 순도, 납착 방법, 납착 온도 등에 따라 납착된 주조체의 정확성이 달라질 수 있다 (DeHoff 등, 1990 ; Moon 등, 1978).

현재까지 이용되고 있는 통상적 납착 방법은 분할 주조체를 모형 상에서 정확한 위치로 재적합하고 이를 인기하여 매몰재 블록에 고정하고 가스 화염 (gas flame)의 열원을 이용하여 납착 금속을 용융시켜 흘러 들어가게 하는 방법을 이용하고 있으나 납착금의 용융을 위하여 가하는 화염의 넓은 접촉으로 분할 주조체들의 열팽창과 수축으로 인한 오차 발생이 문제점이 되고 있다.

이러한 화염 납착법의 오차 발생 문제점을 개선하기 위하여 고안된 레이저 용접법 (laser welding)은 금속 표면에 조사되어 흡수된 레이저광이 열에너지로 변환하여 조사부 금속을 용융시켜 접합시키는 방법으로 미세한 점상의 열원을 이용하여 최소 간격으로 분할된 주조체 연결부 모형 상에서 모금속을 용융시켜 접촉 연결시키거나 납착 금속을 추가하여 용접 연결시키는 것으로 근래에는 금속 산화막 형성으로 납착이 불가능하였던 타이타늄 (titanium) 용접에 이용할 수 있으며, 화염 납착법에 비하여 시간이 절약되며 납착금과 같은 이종금속의 사용으로 인한 전기화학적 부식이 없다는 장점을 갖고 있다. 그러나 선상의 열원에 의한 spot welding으로 연결 시 표면만 연결되므로 두께에 따라 결합강도가 떨어진다는 보고가 있으며, 연결부위의 급속한 가열과 급냉으로 연결 부위의 물리적 성질이 변형될 수 있다 (Rubenstein, 1995 ; Sjogren 등, 1988).

본 연구에서는 임플란트 지지 보철물 제작시 현재 임상에서 사용되고 있는 화염 납착법과 최근 개발되어 활용되고 있는 레이저 용접법에 따른 주조체의 연결 부위 강도에 대하여 상호 비교 분석함으로써 보다 성공적인 임플란트 보철물 제작을 위한 납착법의 물성적 기초 자료를 제공하고자 시행하였다.

## II. 실험 방법

### 1. 인장 결합강도 시편 제작

#### 1) 금합금 납착 연결부용 시편 제작

직경 3 mm, 길이 40 mm wax 봉에 직경 4 mm의 지지부(handle) wax 봉을 양측에 각각 30 mm 길이로 붙여 총 길이 100 mm의 납형을 제작하였다. 제작 후 wax gauge를 이용하여 직경에 차이가 없음을 확인하고 석고계 매물재인 cristobalite 매물재 (Noritake, Japan)를 혼수비 0.35 ml/g으로 진공매물기로 매물한 후 제조사의 지시대로 소환하여 주조 온도 700°C에서 금합금 금속인 type IV 금합금 Baker-444 (Heesung Angel-hard, Korea)로 주조하고 5분간 실온에 방치한 다음 급냉시켜 매물재를 제거한 후 초음파 세척기로 세척하여 제작하였다. 화염 납착용 시편 7개와 레이저 용접용 7개 총 14개 시편을 제작하였다.

제작된 금합금 시편의 각 중앙 부위를 disc (Shofu, Japan)로 직각되게 자르고, 절단면의 균일한 상태를 형성하기 위하여 단면을 #400 사포로 연마 처리하였다.

#### 2) 화염 납착 금합금 연결부 시편 제작

납착 간격을 균일하게 하기 위해 0.3 mm의 metal spacer를 개재시킨 후 patten resin (GC, Japan)으로 연결부를 고정한 다음 silicone 인상재 (Duplicone, Shofu, Japan)로 만든 mold에 올려놓고 양 쪽 끝부분에 적당량의 납착용 매물재 (Deguvest, DeguDent, Germany)를 0.22 ml/g의 혼수비로 혼합하여 덮어 고정시켰다.

납착용 매물재 블럭을 24시간 실온에서 건조시킨 후 납착 정면에서 약 2 mm 떨어진 부위에 antifix를 도포하고 소성로에서 400°C까지 가열한 후 납착면에 용제 (Hera UL99, Heraeus Kulzer, Germany)를 도포하고 도시가스-산소 혼합 가스를 이용하여 납착용 금속 (Soosung dental, Korea)으로 제조사의 지시에 따라 납착 하였다. 이때 열화 과정이 시작되면 납착 부위에서 gas torch를 떼지 않아 납착부의 산화를 최소화하였고 납착 합금이 잘 흘러 들어 가게 하였다. 납착이 끝난 후 5분간 실온에서 서냉시킨 후 급냉시켜 매물재를 제거하고 직경 3 mm를 초과하는 여분의 납착금을 조심스럽게 제거하여 납착부와 시편

의 굵기를 동일하게 연마하여 조절하였다.

#### 3) 레이저 용접 금합금 연결부 시편 제작

레이저 용접용 시편 제작을 위한 고정용 용접용 블록(solder block)은 납착용 블럭과 동일한 방법으로 고정한 다음 silicone mold에 경석고 (Fujirock, GC, Japan)를 양쪽 끝에 덮어 고정한 다음 레이저 빔 조사부로부터 시편 납착부가 일정한 거리가 되도록 하면서 360° 회전시켜 용접하여 용접 과정을 표준화하였다 (Fig. 1).

용접 공간 내에는 아르곤 가스 분위기를 형성하여 조사부위의 대기 접촉을 막아 금속의 산화를 방지하고 기포 발생을 최소화하였다. 레이저 용접기는 Schutz-dental (Schutz, Germany)을 사용하였으며 조사 조건은 peak power 230 V, pulse duration 9.0 ms, pulse frequency 1.5 Hz, spot size 1.0 mm로 하였다.

용접 부위의 응력 발생을 최소화하기 위하여 서로 반대되는 네 부위부터 용접 (welding)을 시행하고 레이저 용접용 납착금 0.3 mm V-Gnathos plus (metalor, Germany, Au 85.90%, Pt 11.7%, Rh/Ir/Zu 1.5%)를 이용하여 초기 용접점의 60~70%가 증첩되도록 반복 시행하였다. 용접 후 용접 부위가 광택을 보일 때 적절한 용접이 된 것으로 판단하였으며 용접 후 실온에서 5분간 서냉하고 carborundum point로 마무리하였다.



Fig. 1. Stone block for laser welding

### 2. 인장 결합강도 측정

납착이 완료된 화염 납착 시편과 레이저 용접 시편을 만능시험기 (United STM-5, USA)의 slotted holding device (Fig.2)에 고정시킨 후 각 군당 7개의 시편을 인장 속도 0.1 mm/min으로 5,000 lbs load cell로 파절 순간의 하중 강도를 측정하였다. 이때 납착부의 기계적 강도를 평가하기 위하여 접합한 시편을 수직 방향으로 인장하여

파단이 일어나는 최대 인장력을 측정하였다.



Fig. 2. Slotted holding device for specimen and tested solder joint bar

### III. 실험 결과 및 고찰

자연치 지대치 보철물에서는 치주 인대가 치아의 미세 이동을 허용하기 때문에 보철물 적합성이 다소 부정확하여도 임상적 사용에는 문제가 없는 경우가 많으나 골 유착성 임플란트 보철물은 치조골과의 직접 결합되는 고정체의 상부에 고정되므로 자연치와 같은 미세 이동을 제공받지 못하므로 매우 높은 수준의 적합도가 요구된다. Carr와 Stewart (1993)는 전악 임플란트 보철물의 주조체를 일체 주조법으로 제작하는 것은 부정확하기 때문에 수동적 적합을 이룰 수 없으며, 이러한 경우에 상부 구조와 하부 구조 간에 상당한 응력이 발생한다는 보고를 하였으며, 부정확한 적합은 나사 풀림, 나사 파절 및 임플란트에 대한 조직의 부적절한 반응 등의 병발증을 일으키는 요소 중의 하나라고 알려져 있다.

구강 내 장착되는 임플란트 치과보철물은 저작과 발음 등의 과정에서 다양한 교합력과 충격력을 발생시키며, 이는 보철물에 정하중 (static load) 및 동하중 (dynamic load)이 복합적, 연속적으로 작용하게 되어 영구 보철물로서 유지하기 위해서는 임플란트와 보철물 각 구성부분들의 충분한 강도가 필요하게 된다.

그러나 구강 내의 협소한 공간과 심미성 확보를 위하여 그 크기가 제한되는 경우가 많으며 재료도 인체에 유해성이 없는 재료만 사용이 가능한 치과보철물의 재료 선택의 한계 상황에서도 충분한 강도를 얻을 수 있는 합리적인 설계와 제작이 필요하다고 할 수 있다.

따라서 성공적인 임플란트 보철 치료를 위해서는 수복물의 높은 적합성이 요구되는데 특히 길이가 긴 고정성의 치 분야에서 더욱 높은 정확도를 필요로 한다. 결손치가 많아 구조 길치가 긴 가공 의치 제작 시에는 다수의 고정체와 보철물 연결부가 연결되어야 하는데 이러한 금속 보철 구조물을 일체 주조식으로 제작하면 인상 채득부터 모형 제작, 납형 제작 및 금속의 용융 주조 과정 모두에서 오차가 발생되고 누적되어 임상적으로 사용할 수 있는 적합성이 부족한 경우가 대부분이라고 할 수 있다. 따라서 이러한 적합 불량성을 필요 부위를 분할하여 납착하는 방법이 주로 이용되고 있다.

본 실험에서는 치아 결손부가 많은 길이가 긴 임플란트 치과보철물 제작시 사용되는 화염 납착법과 레이저 용접법에 따른 금합금 연결부의 강도 비교를 위하여 인장강도 측정용 시편을 제작하여 각각의 납착법을 시행하고 이에 따른 인장 결합강도를 조사하였다.

납착의 정확도와 강도를 위한 납착 간격에 대해서는 Willis와 Nicholls (1980)는 0.15, 0.30, 0.45 mm의 세 간격을 추천하였고, Shillingburg 등 (1981)은 납착부의 변형과 강도를 고려하여 0.25 mm의 간격을 제시하고 있다. Stade 등 (1975)은 납착부의 강도는 간격이 클수록 증가하지만 정확도를 위하여서 0.31 mm를, Saxton (1980)은 0.3 mm가 이상적이라고 보고한 바 있어 본 연구에서는 0.3 mm의 납착 간격을 이용하였다.

화염 납착군과 레이저 용접군을 각 7개의 직경 3 mm 봉 형태의 시편을 제작하고 만능시험기 상에서 인장력을 가하여 파절 시의 시편의 응력을 측정하였고 이 결과를 Mann-Whitney U test로 유의차를 검증하였다. 7개의 화염 납착 연결군에서의 최대 인장강도는 평균 363.89 MPa로 나타났고, 역시 7개의 레이저 용접군은 평균 125.91 MPa로 화염 납착법의 약 35% 수준의 인장강도를 나타냈으며 비교군 간에는 통계적으로 유의한 차이가 있다 (p=0.001).

Table 1. Tensile strengths(MPa) of gold alloy joint bar group by soldering method

Method No.	Gas soldering	Laser soldering	p
1	343.23	107.45	
2	380.11	147.60	
3	344.34	147.21	
4	356.25	94.19	0.001
5	390.30	124.83	
6	363.24	127.49	
7	369.81	132.64	
Mean±SD	363.89±17.62	125.91±19.66	
t	27.949		

납착부는 충분한 강도를 가져야 하고, 구강 내 환경에서 변색이나 부식이 없어야 하며, 모 금속의 색과 유사하고 우수한 결합을 위해서 납착면의 산화막 형성을 방지하고 금속표면에 wetting이 잘되게 하는 것이 중요하다.

인장 강도 실험에서 금합금의 레이저 용접은 치과 주조법에서 받아들일만한 강도를 가지며 납착을 시행한 연결군 보다 균일한 강도를 갖는다. 물리적 성질에 있어서 Au-Pd 합금이 전납착을 시행한 것, 후납착을 시행한 것, 전납착 후 열처리한 것, 후납착 후 열처리한 것, 레이저 용접법을 비교 하였을 때 레이저 용접법이 가장 우수하다고 하였다 (Wiscott 등, 1997). 용접시 HAZ (heat affected zone)의 용합이 일어나는 부위는 재결정화 같은 주된 구조적인 변화가 발생하고, 낮은 온도의 부위에서는 모금속의 구조가 확장하여 산소, 탄소, 질소와 같은 소량의 개재원소가 유입되어 모금속의 구조가 재배열되어 용합 부위의 입자 크기가 증가되어 연성이 감소하고 취성이 증가하며 인장 강도가 증가하게 된다. 또한 용접 부위의 기계적인 강도를 결정하는 중요한 요소 중 하나가 산소와 질소 같은 불순물의 양이며 전압과 지속 시간 등의 레이저 용접 조건은 불순물의 유입에 크게 영향을 미친다.

본 실험에서 납착법에 따른 인장강도를 비교한 결과 화염 납착에 비해 레이저 용접이 낮게 나타난 것은 레이저 용접 시편의 연결 간격이 비교적 크게 제작되었고, 초기 고정 시에 한 부분 조사 후 대칭되는 부위 조사 시에 불활

성 분위기에서 충분히 열기를 식히지 않아 낮은 열전도에 유리한 레이저 용접에 부합하지 못한 것이라 사료된다. 게다가 NaBadalug와 Nicholls (1988)는 레이저 용접의 인장강도에 가장 큰 영향을 주는 것이 내부의 기포라 하였고 이 같은 현상이 발생하는 것은 높은 용해온도와 급격한 금속 응고로 중심부위 공기가 미처 빠져 나오지 못하고 금속이 응고되면서 기포가 발생되어 파단면 중심부까지 용접금속이 도달하지 못하는 양상을 보인다고 하였다. 이에 비해 화염 납착은 적절한 연결 간격으로 인해 강도가 증가하였으며 torch로 납착시 적합도 실험과는 무관하게 강도실험 만을 위한 시편이었으므로 금속에 충분한 열을 가함으로 생기는 더 많은 변위를 배제함으로써 적절한 모세관현상으로 납금속이 깊이 침투됨으로 레이저 용접보다 우수한 양상을 보인 것으로 판단된다.

그러므로 보다 나은 레이저 용접을 위해서는 금속의 레이저광선 흡수도, 열전도율, 표면의 성분 및 상태, 광선의 밀도와 두 면의 정밀한 연결 간격 등에 관한 연구가 필요하며 향후 물리적 성질에 대해 다양한 비교 실험이 뒷받침되어야 할 것으로 생각된다.

## V. 결론

본 실험은 치과보철물에서 이용되고 있는 화염 납착법과 레이저 용접법에 따른 금합금 납착 연결부 인장 결합 강도 차이에 대한 비교 연구를 목적으로 각 7개의 금합금 납착용 시편을 제작하여 화염 납착과 레이저 용접으로 연결하여 만능시험기 상에서 파괴 인장력을 측정하여 비교하였다.

화염 납착법과 레이저 용접법에 따른 인장강도 실험에서 화염 납착법 (363.89 ± 17.62 MPa)에 의한 연결이 레이저 용접법 (125.91 ± 19.66 MPa)에 비하여 높은 인장력을 갖는 것으로 나타나 결합강도는 화염 납착법이 우수한 것으로 나타났다.

임플란트 치과 보철물 납착법 선택시 강도 내구성과 적합성의 요구를 고려하여 하중 조건이 약하고 정밀성이 필요한 부위는 레이저 용접이 효과적이며, 보철물 길이가 길거나 저작 하중이 많은 부위에서는 레이저 용접으로 연

결 후 화염 납착을 추가로 적용하면 강도와 적합도 면에서 더욱 성공적인 보철물 제작이 가능하다고 생각된다.

## 참 고 문 헌

- 최부병, 우이형, 최신 고정성 보철학. 지성출판사, 570-574, 1993.
- Adell R, Ericksson B, Lekholm U, Brånemank PI, Jemt T. Long-term follow up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5(4): 347-359, 1990.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemank PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10(6): 387-416, 1981.
- Albrektsson T. A multicenter report of osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*, 60(1): 75-84, 1988.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implants treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9(1): 90-94, 1994.
- Carr AB, Stewart RB. Full-arch implant framework casting accuracy: Preliminary in vitro observation for in vitro testing. *J Prosthodont*, 2(1): 2-8, 1993.
- Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*, 79(4): 477-483, 1998.
- DeHoff PH, Anusavice KJ, Evans J, Wilson HR. Effectiveness of cast-joined Ni-Cr-Be structures. *Int J Prosthodont*, 3(6): 550-554, 1990.
- Moon PC, Eshleman JR, Douglas HB, Garrett SG. Comparison of accuracy of soldering indices for fixed prostheses. *J Prosthet Dent*, 40(1): 35-38, 1978.
- NaBadalug DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent*, 79(3): 285-290, 1988.
- Phillips RW. *Skinner's science of dental materials*. 8th ed., WB Saunders, 534, 1982.
- Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks: Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent*, 74(3): 284-293, 1995.
- Sakurai Y, Kawada E, Oda Y. Soldering strength of post-soldering of palladium-based metal-ceramic alloys. *Bull Tokyo Dent Coll*, 38(2): 95-103, 1997.
- Saxton PL. Post-soldering of nonprecious alloys. *J Prosthet Dent*, 43(3): 592-595, 1980.
- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. Quintessence Pub Co, 401-417, 1981.
- Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand*, 46(4): 247-253, 1988.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49(6): 843-848, 1983.
- Sones AD. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 62(5): 581-585, 1989.
- Stade EH, Reisbick MH, Preston JD. Preceramic and postceramic solder joint. *J Prosthet Dent*, 34(5): 527, 1975.
- Weiss PA, Munyon RE. Repairs, Corrections and additions to non-precious ceramo-metal frame-works(II). *Quintessence Dent Technol*, 4(7): 45-58, 1980.
- Willis LM, Nicholls JI. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. *J Prosthet Dent*, 43(3): 273-278, 1980.

- Wiskott HW, Macheret F, Bussy F, Besler UC.  
Mechanical and elemental characterization  
of solder joints and welds using a gold-  
palladium alloy. *J Prosthet Dent*, 77(6): 607-  
616, 1997.
- Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical  
effectiveness of osseointegrated dental  
implants: The Toronto study. Part II: The  
prosthetic results. *J Prosthet Dent*, 64(1):  
53-61, 1990.