

티타늄과 금합금의 레이저 용접부의 인장강도

전북대학교 치과대학 보철학교실, 구강생체과학 연구소

송윤관 · 송광엽 · 하일수

I. 서 론

다단위 고정성 보철물의 변연 적합도에 관해 많은 문헌에서 논란이 있어 왔으며¹⁻⁶⁾, Fusayama 등¹⁾은 단일 주조체가 납착 연결한 보철물 보다 더 정확하다고 보고 하였다. 그러나 Bruce^{7,8)}는 지대치간 거리가 증가할수록 부정확하며, 주조길이가 15.5mm 이상일 때 납착이 필요하다고 보고하였고, Huling와 Clark⁹⁾은 레이저 용접, 납착 및 단일 주조에 의해 제작된 3본 고정성 보철물의 정확도를 비교하여, 모든 방법에서 변형이 있었지만, 이 중 전통적인 납착 방법에서 가장 큰 변형을 보였다고 하였다. 또한, Zibert등⁹⁾은 다단위 고정성 보철물에서 납착에 의한 연결 방법과 단일 주조체를 비교하여, 3본 고정성 보철물에서의 변연 적합도는 두 방법에서 차이를 보이지 않았으나, 4본 고정성 보철물 이상에서는 납착한 경우 보다 정확한 적합도를 보였다고 하였다.

납착은 주조체를 연결하는 가장 일반적인 방법이지만, 납착과 관련된 문제점은 납착 방법, 사용 재료, 도재의 소성등으로 인해 일어나는 변형이 금관의 변연적합도에 직접 영향을 미친다는 것인데¹⁰⁻¹³⁾, 특히, 임플란트 보철물은 미세한 오차를 보상할 수 있는 치주인대 조직이 없기 때문에 자연치를 지대치로 사용한 경우에 비해 보다 정확한 제작기준이 요구된다^{14,15)}. 이러한 변형을 해결하기 위해 보철물을 부분적으로 주조한 후 납착에 의해 연결하게 되었고, 최근 레이저의 발달과 함께 레이저 빔을 이용한 용접도 검토되고 있다¹⁶⁻¹⁹⁾.

납착에 의한 연결방법은 납착하려는 금속보다 용융 온도를 낮추고 확산성을 높이기 위해 납재에 카드뮴이나 니켈 같은 성분이 포함되어 있으며, 열원으로 가스토키나 전기 저항 가열장치가 필요하다. 이로 인해 내부식성과 생체 친화성에 문제가 있고, 용융된 금속의 넓은 열영향부위가 모재합금의 입자 크기를 변화시켜 인장강도를 손상시킨다²⁰⁾. 많은 연구자들이 열원을 변형시켜 이런 문제를 해결하고자 하였으며, 최근 10여년 동안 적외선과 레이저를 포함한 새로운 열원이 개발되어 성공적으로 납접에 이용되고 있다^{3,16,19-21)}.

1960년 Maiman²²⁾에 의해 레이저가 소개된 이후, 레이저에 의한 용접은 기존의 납착 연결에 비해 빠르고 정확하며, 인접부위의 해부학적 형태를 유지할 수 있어 심미적이고, 가열 범위가 극히 좁고 용접시간이 짧으며, 납착재료를 사용하지 않으므로 전기, 화학적인 부식의 우려가 없는 등 많은 장점이 있다. Gordon과 Smith²³⁾에 의해 치과 주조용 합금의 연결에 레이저가 처음으로 사용되었으며, Bergendal등²⁴⁾은 골유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 보철물에서 레이저로 용접된 티타늄의 임상적 유용성을 평가하였고, Hruska²⁵⁾는 구강내에서 직접 보철물을 레이저로 연결시켜 신뢰할 만한 결과를 얻고자 하였다. 또한 Linden 등³⁰⁾은 레이저 용접으로 임플란트의 우수한 적합도를 얻을 수 있었다고 하였다. 고정성 보철물에 비귀금속 합금의 사용에 관심이 고조되었으나³¹⁾, 치과 분야에서는 비귀금속 합금의 적합한 물리적 특성에도 불구하고 납착연결에 따른 부정확성

으로 인해 사용이 제한될 수밖에 없었는데, Preston과 Reissbick³²⁾은 귀금속, 비귀금속 및 혼합금속의 레이저 용접에 따른 인장강도 실험을 통해 최적의 레이저 용접 에너지 조건을 연구하였으며, 전통적인 납착 연결방법에 비해 모금속의 인장강도에 근접한 강도를 얻을 수 있다고 하였다^{17,31)}.

주조된 수복물의 변형을 보상할 수 있는 정확한 방법으로 레이저 용접이 추천되어 왔지만, Gordon과 Smith²³⁾는 제 3형 주조용 금합금을 임상적으로 강한 레이저 빔 연결을 얻기 위해서는 금속면이 0.001 inch보다 크게 이개되지 않고 견고하게 맞는 butt joint를 얻는 것이 필수적이라고 했는데, 이것은 실제 임상에서는 얻기 어려울 수 있다. 전통적인 납착방법에서는 정확성과 강도에 영향을 주는 주조체간의 연결간극에 관한 연구에서 0.1~0.76mm가 이상적이라고 보고하고 있지만^{1,33-34)}, 레이저 용접시 연결간극과 용접 금속간의 영향에 관한 연구는 임상적 중요성에도 불구하고 충분한 검증이 되지 못한 실정이다.

이에 본 연구에서는 용접부위에 공간이 있는 경우 모금속과 동일한 금속을 용접봉으로 사용하여 용접할 때와 용접 차이가 있는 이중 금속간을 용접 연결할 때 이들 연결 부위의 기계적 성질과 인장 파절면의 주사전자 현미경 관찰을 통해 금속의 구조적 변화가 인장강도에 미치는 영향을 평가하고자 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 레이저 용접

본 연구에서는 시편의 용접 연결을 위해 Nd:YAG 레이저를 열원으로 이용하는 치과용 레이저 용접기인 Heraeus HAAS 44P (Kulzer Co., Germany)를

Table 1. Specifications of laser welding apparatus

Laser medium	Neodymium-YAG
Pulse power	0.5 ~ 5 kw
Pulse duration	0.5 ~ 20 ms
Focal diameter	0.3 ~ 2.0 mm
Pulse number	single(1) pulse mode continuous(∞) pulse mode
Frequency	0.1 ~ 100 Hz

이용하였다 (Fig.1, Table 1).

2. 연구재료

티타늄은 JIS 2종의 순 티타늄(Kobe Steel Ltd., Japan)을, 금합금은 제 3형 금합금인 Baker-3 (Heesung Engelhard Co., Korea)를 사용하였다 (Table 2, 3).

3. 시편제작

시편은 주문 제작한 두께 2 mm의 판상의 순수 티타늄과 제 3형 금합금을 Fig. 2와 같은 형태로 각각 33개씩 선반 가공하였다(Lathe model 1600, Victor Engine Lathe Co., Taiwan). 모든 시편은 균일한 단면을 갖도록 가공하였으며, 이들 시편은 다른 어떠한 열처리도 행하지 않았다. 준비된 각 재료의 인장 실험용 시편은 중앙에 연결부위가 형성될 위치를 표시하였다. 66개의 시편중 대조군 6개씩을 제외한 나머지 54개는 시편 중앙부를 두께 0.005 inch, 직경 7/8 inch의 JEL-thin 5 disk (Lathe model E-90, Demco Co., U.S.A.)로 수냉하에서 절단했다. 이 과정은 직선의 균일한 두께로 절단되도록 설계한 지그에서 이루어졌다. 용접하기 전에 절단한 면을 1200 grit의 SiC 연마지로 직교 방향에서 10회씩 반복하였

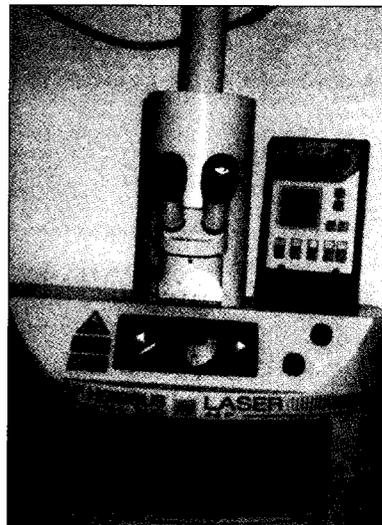


Fig. 1. General view of laser welding apparatus.

Table 2. Selected physical properties of titanium and gold

The elements	Au	Ti
Atomic weight, g/mole	197.2	47.9
Density, ρ , g/cc	19.32	4.5
Melting point, $^{\circ}\text{C}$	1063	1670
Heat of fusion, H_f , J/g	66.2/63.7	435/322
Boiling point, $^{\circ}\text{C}$	2960	3289
Heat of vaporization, H_v , J/g	1866	9742
Phase change(a to b), $^{\circ}\text{C}$	NA	1163
Heat of (phase change from a to b), J/g	NA	88.7
Specific heat, C_p , J/g/ $^{\circ}\text{C}$	0.128-0.157	0.522-0.785
Thermal conductivity, W/m/ $^{\circ}\text{C}$	301	17

* Table based on data from different sources.³⁵⁾
 NA = Not applicable

Table 3. Materials used in this study

Material type	Composition (%)								Manufacturer
	H	O	N	Fe	Ti	Au	Pt	Ag	
Ti plate (JIS H4600)	<0.003	0.09	0.01	0.07	Re	-	-	-	Kobe Steel Ltd., Japan
Gold alloy (Baker-3)	-	-	-	-	-	75	3	13.9	Heesung Engel- hard Co., Korea

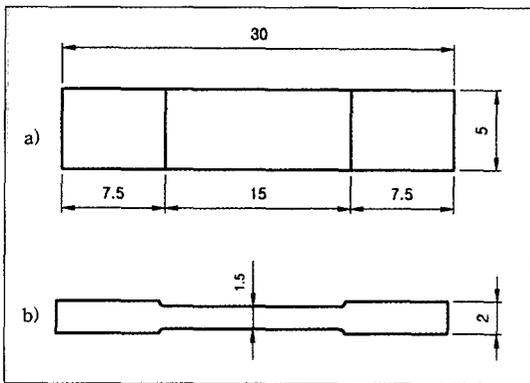


Fig. 2. Diagram of shape of tensile bars before welding (mm).
 (a) Top view (b) Lateral view

으며, 연결 부위가 형성되는 절단면과 인접부위는 광택이 없는 거친면을 형성하기 위하여 25 psi에서 50 μm Al_2O_3 입자로 분사했다. 이것은 용접하는 동안에 레이저 빔의 반사를 줄여주기 위해서 필요한 과정이다. 그런 다음 시편은 변연부위를 가공할 때 생긴 먼지와 그리스와 같은 오염물질을 제거하기 위

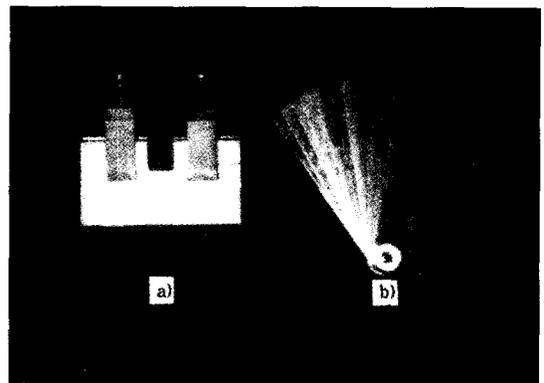


Fig. 3. Custom positioning device(a) and Thickness gauge(b) for welding.

해 아세톤과 70% 메틸알콜 용액하에서 10분간 초음파 세척을 행한 다음 10초 동안 질소가스로 건조시켰으며, 용접이 이루어질 때까지 상온의 건조기 내에 보관하였다. 6쌍의 시편을 한 군으로 하여 3개의 간극 (0.00, 0.25, and 0.50mm) 조건에서 두께 측정용 게이지로 간극 조정이 가능한 금형(Fig. 3)에

Table 4. Welding conditions

Combination of materials	Focus(mm)	Power(kw)	Pulse Duration(ms)
Ti-Ti	0.75	1.2	5.2
Au-Au	0.75	1.6	6.4
Au-Ti	0.75	1.2	5.2

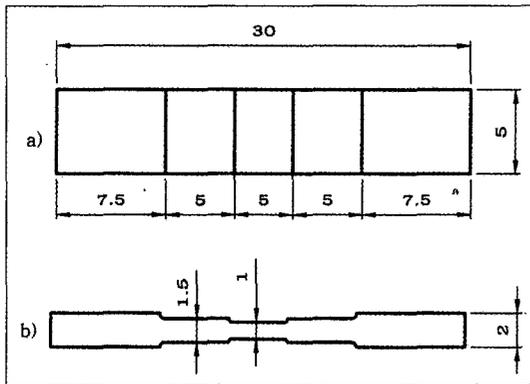


Fig. 4. Dimension of specimens for tensile testing (mm).

(a) Top view (b) Lateral view

butt joints로 재배치 한 다음, 레이저 용접하였으며, 대조군을 포함하여 모두 11군, 66개의 시편을 준비하였다.

4. 레이저 용접

Nd:YAG 레이저는 Table 4에서와 같이 각 금속에 따라 레이저 조사 조건을 달리 하였으며, 초기 고정을 위하여 용접점 상호간에 4군데를 용접하였다. 나머지 용접은 이전의 용접점을 약 75 % 중첩하여 대략 2초 간격으로 레이저 용접하였다. 레이저 빔의 초점은 시편의 표면으로부터 약 1.5mm 였다. 본 실험에 사용한 금속의 용접 조건은 예비 실험을 통하여 Table 4와 같이 결정하였다. 순수티타늄과 제 3형 금합금의 이종 금속간을 용접할 때는 열전도율이 낮은 티타늄의 레이저 용접 조건에 맞추었으며, 용접봉은 열전도율이 높은쪽의 시편과 동일한 합금을 이용하여 제조사의 지시에 따라 5 L/min의 아르곤 가스를 공급하면서 레이저 용접을 시행하였다. 용접이 완료된 후 시편은 실온에서 서냉시키고, 밀링 연마한 후 납착 계면에서 육안 검사를 통해 표면에 기포나 미세한 틈과 같은 결함이 관찰되는 경우엔 인

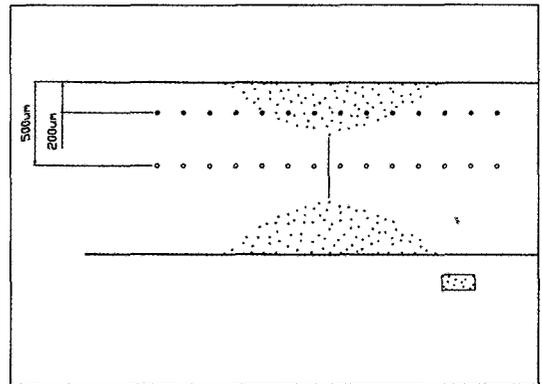


Fig. 5. Schematic diagram for Vickers hardness test.

장 실험 시편에서 제외하였다.

5. 인장강도 측정 및 주사전자현미경 관찰

용접 연결한 후 대조군의 금속시편을 포함한 모든 시편은 Fig. 4에서와 같이 공업용 선반으로 중앙부 두께가 1.0mm, 폭 4.0mm, 길이 5.0mm 되도록 선반 가공하였다. 용접부의 인장 강도를 측정하기 위해 만능물성시험기(Model 4201, Instron Co., U.S.A.)에 시편을 고정한 다음, crosshead speed 0.5 cm/min에서 인장시험을 행하였으며, 파절양상을 평가하기 위해 인장 실험후 파절면을 주사전자현미경(S-4000, Hitachi Co., Japan)으로 관찰하였다.

6. 경도 측정

용접부를 중심으로 시편을 수직으로 절단한 다음, 0.1 μm 알루미늄나 단계까지 경면으로 연마하였다. 미소경도측정기(Model HMV 2000, Shimadzu, Japan)에 비커스 입자를 고정한 다음 압입 하중 300 gm, 압입시간 15초의 조건에서 용접부를 중심으로 경도를 측정하였다. 측정치는 시편의 각 표면

으로 부터 약 200 μm 와 500 μm 되는 위치에서 이루어졌다(Fig. 5).

7. 통계처리

각 군들간에 유의한 차이를 규명하기 위해 One-way ANOVA와 Scheffe's test를 시행하였다.

III. 연구 결과

1. 인장 강도

용접되지 않은 주조용 금합금의 인장강도는 티타늄보다 우수하였다. 그러나, 연결 간극이 없이 용접된 금합금의 경우만 티타늄의 강도와 유사한 결과를 보였는데, 이것은 주조용 금합금과 티타늄이 치과수복물의 임상적인 요구조건을 충족시키고 있음을 시사해 준다.

티타늄간 용접 연결부의 평균 인장강도는 0.50 mm 연결 간극군에서 428.58 ± 46.13 MPa로 부터

0.00mm 연결 간극 군의 473.06 ± 33.56 MPa의 범위를 보였다 (Table 5, Fig. 6). 연결 간극의 차이에 따른 각 군들간에 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$).

금합금간의 평균 인장강도는 0.25mm 연결 간극군에서 284.7 ± 67.16 MPa로부터 대조군의 803.86 ± 9.30 MPa의 범위를 보였다 (Table 6, Fig. 6). 0.25mm 연결 간극 군과 0.50mm 연결 간극 군들 간에는 유의한 차이를 보이지 않았지만, 이들 군과 대조군 및 0.00mm 연결 간극 군들간에는 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 대조군 보다 용접 연결한 다른 군들, 특히 간극이 있는 상태(0.25 & 0.50mm gaps)에서 용접한 군들이 유의하게 더 낮은 인장강도를 갖는 것으로 나타났다($p < 0.05$).

티타늄과 금합금간의 평균 인장강도는 0.50mm 연결 간극 군에서 41.40 ± 26.47 MPa로부터 0.00 mm 연결 간극 군의 92.53 ± 30.66 MPa의 범위를 보였다 (Table 7, Fig. 6). 0.25mm 연결 간극 군과 0.50mm 연결 간극 군들 간에는 유의한 차이를 보이지 않았지만, 이들 군과 연결 간극이 없는 butt joint 군과는 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 그러나, 동종

Table 5. Ultimate tensile strength versus gap size of Ti-Ti combination

Gap distance (mm)	UTS (MPa)	Duncan grouping
Control	448.14 ± 5.75	A
0.00	473.06 ± 33.56	A
0.25	451.32 ± 47.84	A
0.50	428.58 ± 46.13	A

* Means with the same letter are not significantly different

Table 6. Ultimate tensile strength versus gap size of Au-Au combination

Gap distance (mm)	UTS (MPa)	Duncan grouping
Control	803.86 ± 9.30	A
0.00	477.4 ± 38.17	B
0.25	284.7 ± 67.16	C
0.50	317.6 ± 42.26	C

Table 7. Ultimate tensile strength versus gap size of Ti-Au combination

Gap distance (mm)	UTS (MPa)	Duncan grouping
0.00	92.53 ± 30.66	A
0.25	53.23 ± 24.75	B
0.50	41.40 ± 26.47	B

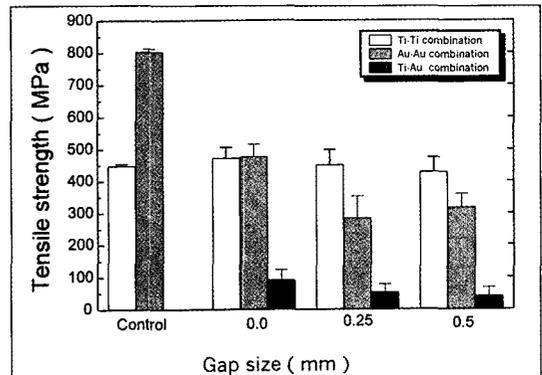


Fig. 6. Ultimate tensile strength versus gap size.

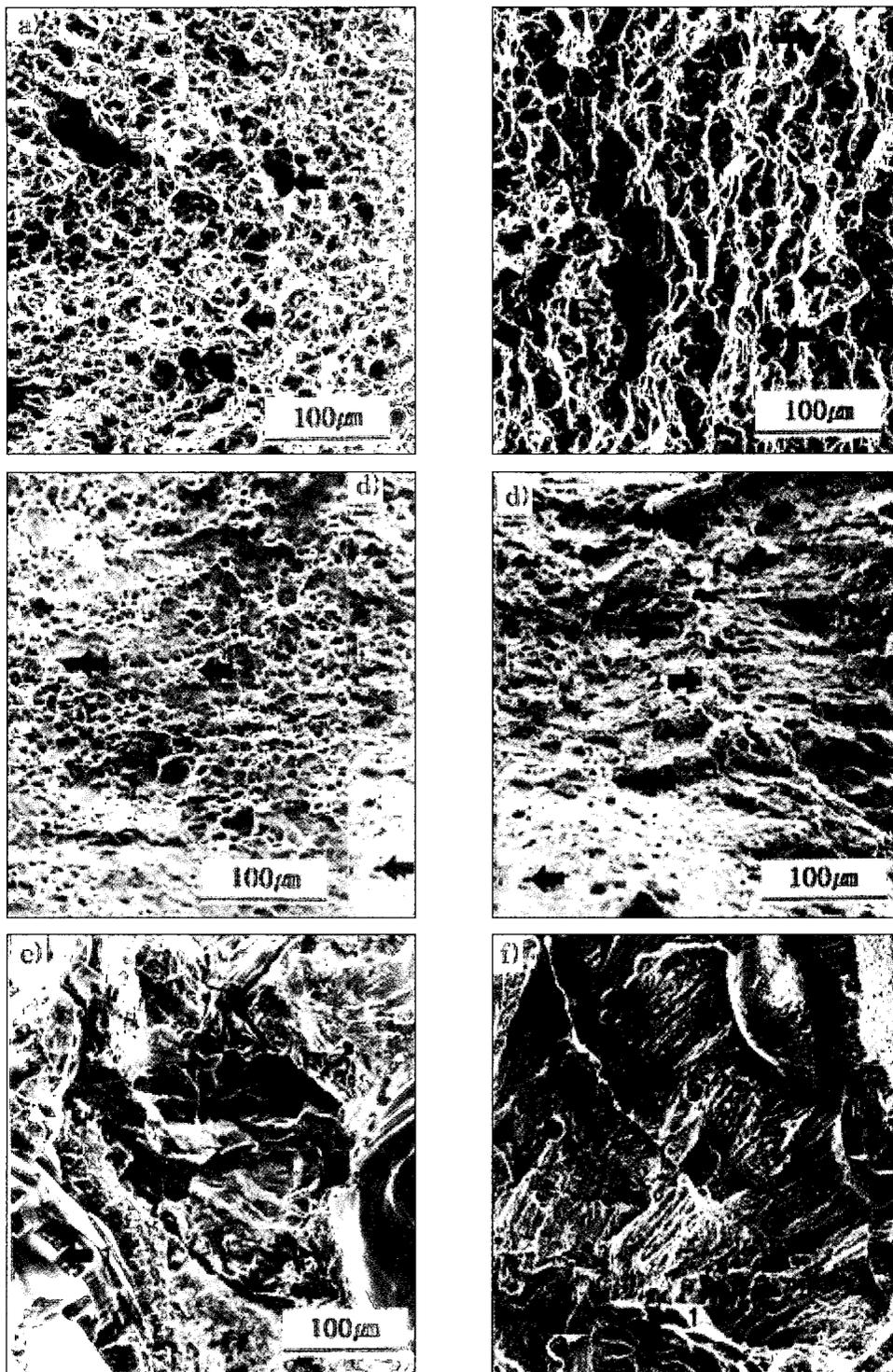


Fig. 7. Fracture surfaces exhibit microvoids (examples of microvoids indicated by arrows) and brittle(1) or ductile(2) behavior (areas indicated by arrows).

- a) Pure titanium (control) b) Pure titanium (welded) c) Type III gold alloy (control)
d) Type III gold alloy (welded) e), f) Combination of type III gold alloy and pure titanium (welded)

금속간의 용접연결에 비해 현저히 감소된 인장강도를 보였다.

2. 주사전자현미경 관찰

Fig. 7은 아르곤 분위기 하에서 레이저 용접한 시편과 용접하지 않은 대조군의 인장 실험후의 파절면으로, 모재와 용접물의 금속 파절면에서 각 시편의 주사전자현미경 관찰은 서로 다른 양상을 보였다.

Fig. 7(a)와 (c)는 각각 모재 티타늄과 모재 금합금의 파절면으로, 연성이 있는 파절 양상과 크기가 동일한 과립형의 결정체 구조를 보였으며, 기포는 거의 없었다.

Fig. 7(b)와 (d)는 각각 용접 연결된 티타늄과 금합금의 파절면으로, 모재 금속에서 일어나는 일반적인 파절 기전과 유사한 특징을 보였으나, 비균질성의

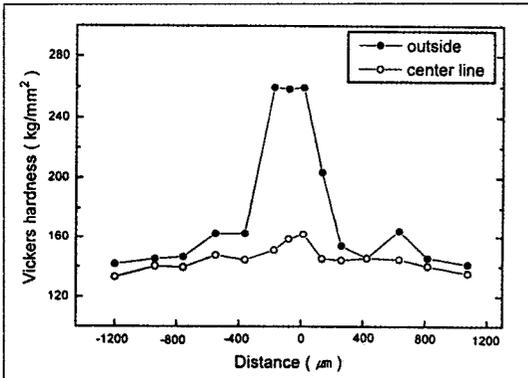


Fig. 8. Vickers hardness test results after welding of pure titanium.

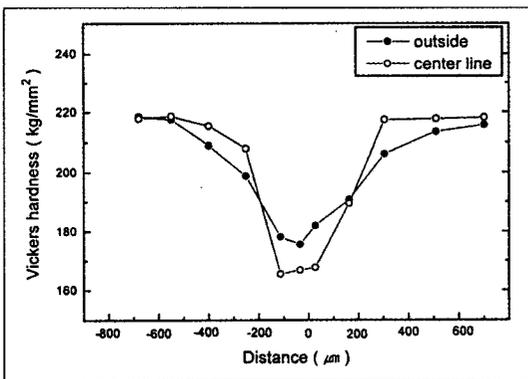


Fig. 9. Vickers hardness test results after welding of type III gold alloy.

미립상 구조를 보였으며, 모재에 비해 미세한 기포와 취성 파괴가 더 큰 양상이 나타났다.

Fig. 7(e)와 (f)는 티타늄과 금합금의 이중 금속간 용접 연결 부위의 파절면으로, 파절면에서 관찰된 가장 일반적인 형태의 결점은 기포였으며, 파절은 주로 가장 큰 기포나 미세한 틈과 같은 결점이 있는 부위에서 일어났다. 동종 금속간 용접 연결에 비해 기포나 틈과 같은 용접 결함이 더 많아 취성 파괴가 큰 양상을 보였다.

3. 경도 시험

Fig. 8 - 10은 용접된 각 시편의 경도 실험결과를 보여주고 있다. 수직축은 경도를, 수평축은 측정된 거리를 나타내며, 0은 용접물의 중심을 나타낸다.

Fig. 8은 티타늄간 용접물에 대한 경도시험 결과로, 순수 티타늄의 경도는 140~160 HV였다. 경도가 증가되는 범위는 약 800 µm였으며, 용접 부위의 용접선쪽으로 갈수록 증가하여 가장 높은 온도에 노출된 용접선에 인접한 부위에서 최대로 나타났다.

Fig. 9는 금합금간 용접물의 경도시험 결과로, 경도가 감소되는 범위는 약 1000 µm로 티타늄보다 넓었으며, 용접 부위의 용접선쪽으로 갈수록 감소했다.

Fig. 10은 금합금과 티타늄간 용접물의 경도시험 결과이다. 중심선 왼쪽은 금합금, 오른쪽은 티타늄으로, 경도가 증가되는 범위는 약 700 µm였으며, 거의 금합금 부위에 치우쳐 변화가 일어났다.

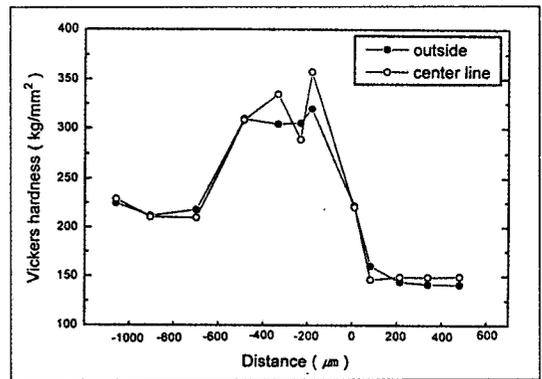


Fig. 10. Vickers hardness test results after welding of mixed metal welds.

IV. 총괄 및 고찰

치과용 주조합금을 연결하는데 레이저가 도입된 이후, 많은 연구에서 전통적인 납착연결 방법에 비해 모재금속의 인장강도에 근접하는 레이저 용접의 우수성을 보고하고 있다^{16,22,26,36}. Berg 등¹⁶은 레이저 용접된 티타늄의 인장강도는 제 4형 금합금을 20 K 금납으로 납착한 경우와 강도가 유사하여 임상적으로 레이저 용접을 수복물의 연결에 응용할 수 있었다고 하였고, Wang과 Welsch¹⁹는 적외선 가열장치를 이용한 납착부와 레이저를 이용한 용접부의 인장강도가 모재의 강도와는 큰 차이를 보였으며, 적외선 납착이 레이저 용접보다 임상에서 더 쉽게 적용할 수 있고 비용이 절감되지만 강도는 더 낮은 값을 보였다고 하였다. Apotheker 등³¹은 전통적인 납착연결 방법 보다 레이저로 용접된 고정성 보철물이 교합력에 대해 더 큰 저항성을 갖는다고 하였고, Sjogren 등¹⁷도 레이저 용접 연결 부위의 우수성을 보고하였는데, 본 실험 결과에서도 연결 간극이 없이 용접한 경우 순수티타늄과 금합금에서 470 MPa 정도로 모재 금속과 유사한 인장강도 값을 보였다.

다양한 종류의 치과용 레이저가 임상에 응용되면서 레이저의 효용성은 치과 임상의 중요한 한 부분으로 자리를 잡아가고 있으나, 레이저 용접과정을 보편화시킬 수 없었던 것은 기기의 비싼 비용과 용접할 표면을 정확하게 적합되도록 연결해야 하는 것 등의 제한 요인 때문이었다^{22,32,35}. Gordon과 Smith²³는 제 3형 주조용 금합금의 레이저 용접시 임상적으로 허용되는 강한 용접부를 얻기 위해서는 금속면이 0.001 inch보다 크게 이개되지 않고 견고하게 맞는 butt joint가 되도록 하는 것이 필수적인 요건이라고 했으며, Roggensack 등²⁶도 티타늄을 레이저와 플라즈마를 이용하여 용접한 결과, 용합되는 시편이 정확하게 적합되도록 연결될 때 레이저에 의한 용접연결이 주위 금속에 최소한으로 열 영향을 미친다는 Gordon과 Smith²³의 결과를 입증했다.

Stade 등³⁷은 보철용 금합금을 납착할 때 연결 간극이 확장됨에 따라 강도가 증가되고, 간극이 없는 경우 연결되는 부위 사이에 모세관 흐름이 좋지 않기 때문에 연결부위가 약하게 된다고 했지만, 본 연구에서는 레이저 용접부위의 연결간극이 티타늄과 금합금의 동종 및 이종 금속간 용접 연결 부위의 인

장강도에 미치는 영향을 평가하기 위하여, 동종 금속간 연결에서는 모재금속과 동일한 금속을, 이종 금속간 연결에서는 열전도율이 높은 금합금을 용접봉으로 사용하여 레이저 용접한 결과, 연결간극의 크기가 다른 용융물에서 열전달 운동역학(heat & flow dynamics)의 변화 가능성에도 불구하고 티타늄간 용접 연결에서는 연결 간극의 효과는 중요하지 않았으며, 연결간극이 증가됨에 따라 변형이 증가될지라도 0.00~0.50mm의 연결간극에서 절단되지 않은 대조군과 비교할 때 강도의 감소는 없었다. 티타늄간 용접물에서 경도가 증가되는 범위는 약 800μm였고, 용접 부위의 용접선쪽으로 갈수록 증가하여 가장 높은 온도에 노출된 용접선에 인접한 부위에서 최대로 나타났다. 경도가 측정된 바깥쪽에 비해 중심부위에서의 경도는 약간의 증가를 보였는데, 이는 티타늄의 열전도율이 낮고, 레이저의 투과 깊이의 제한으로 인해 열영향을 적게 받았음을 알 수 있다. 그러나, 용접하는 연결 간극 크기가 증가함에 따라 용접물의 냉각 수축으로 인해 변형도 증가될 수 있기 때문에 수복물을 용접 연결할 때 연결 간극의 크기 선택에서 임상적인 연관이 있을 것으로 보인다. 이와같이, 티타늄의 기계적 특성은 산소, 질소 및 탄소와 같은 미세한 간질내 용해된 성분들에 의해서 광범위하게 영향을 받는데, 티타늄이 높은 에너지의 레이저에 의해서 용융될 때, 티타늄의 육방형 구조는 잘 조절된 불활성의 아르곤 가스 흐름하에서 빠져나가지 못한 산소와 질소를 간질내 공간으로 들어가게 하기 위하여 팽창되어, 티타늄의 구조는 용접된 연결부위에서 재배치되며, 연결 부위의 기계적 강도는 더 강해지고, 경도는 증가된다^{26,38}. 그러나, 금속에 들어가는 불순물이 너무 많으면 용접된 연결부위의 기계적 특성은 받아들일 수 없을 정도로 취성 파괴가 크게 된다. Chai와 Chou³⁹의 연구에서 두 가지 변수, 즉 전압과 레이저 조사 기간 중에서 전압만이 불순물의 양에 영향을 주는 유의한 인자임을 밝히고, 가장 적절한 용접조건으로 300V/12ms라고 보고하였는데, 아마도 이런 조건은 용접부위로 적절한 양의 산소와 질소를 제공하여 가장 좋은 물리적 성질을 갖게하는 것으로 생각된다.

금합금간 레이저로 용접된 연결부위의 인장강도에는 유의한 차이가 있었으며, 절단되지 않은 대조군의 시험막대에 비해 연결 간극이 없이 서로 적합되

도록 연결된 경우 477.4 ± 38.17 MPa로 티타늄의 인장 강도값과 유사하였을 뿐, 연결 간극이 있는 경우엔 이보다 유의하게 더 적은 인장강도 값을 나타냈다. 본 연구 결과, Nd:YAG 레이저는 용접 연결된 금합금의 특성에 영향을 미쳤음을 알 수 있는데, 금합금간 용접물에서 경도가 감소되는 범위는 약 1000 μm 로 티타늄보다 넓었으며, 용접 부위의 용접선 쪽으로 갈수록 감소했는데, 이는 열전도율이 높은 금합금이 레이저 조사될 때 용융과 응고 속도가 빨라 연화 열처리 효과를 받은 때문으로 생각된다. 경도가 측정된 바깥쪽과 중심부위 모두 거의 같은 수준으로 감소 되었는데, 금합금의 열전도율이 높고, 레이저의 투과 깊이가 충분 하였음을 시사해 준다. 레이저로 용접된 연결 부위에서의 파절 강도는 모재 금속보다 더 낮았으며, 실패는 레이저가 조사된 용접부위와 바로 인접한 부위에서 일어났다. 이것은 용접 연결된 합금의 열영향 부위에서 미세 구조 변화가 있음을 시사하는데, 용접 과정 동안 열영향을 충분히 받고, 응고화된 용접금속이 냉각상태에 있을 때 잔존응력이 존재하게 된다. 가열과 냉각 속도는 보통 높고, 가열된 금속은 냉각하는 동안에 소성인장 응력 변형을 받는다. 그 결과, 입자 증식외에, 용접 과정 동안 열영향은 금속의 특성에 바람직하지 않은 변화를 주게 되어 연결부위의 취성 파괴를 크게 만든다.

금합금과 티타늄의 이종 금속간에는 연결 간극 크기에 따라 용접물의 인장강도에 유의한 차이가 있었으나, 입상에 적용할 수 없을 정도의 약한 인장강도 값과 큰 취성 파괴를 보였는데, 귀금속, 비귀금속 및 혼합 금속을 레이저에 의해 용접 연결시키는 것이 기존의 전통적인 납착 연결 방법보다 더 우수하였으며, 모재금속에 근접한 인장강도를 보였다는 Preston과 Reisbick³²⁾의 보고와는 상반된 결과를 보였다. 최⁴⁰⁾는 14K 금납을 이용한 티타늄 납착부의 인장강도에 관한 연구에서, 납착계면의 EPMA 분석결과, 납의 주성분인 금합금과 구리가 티타늄 모재측으로 확산되었고, 활성이 큰 티타늄의 높은 고온 반응성으로 인해 금합금과 티타늄의 과공정상 및 티타늄과 구리의 금속간 화합물을 형성하였기 때문에 인장 강도가 감소했다고 보고했다.

이와같이, 티타늄과 금합금간 열영향 부위의 차이는 두 금속간 열전도를 차이 때문인데, 실제로 에너

지 출력을 변화시켜 single-pulse 레이저로 용접할 때 티타늄의 투과 깊이는 연속적인 더 높은 출력에서 약간 증가할지라도 용융깊이는 출력증가와 무관하게 일정한 반면, 표면 손상은 증가된 레이저 출력과 같은 비율로 개략적인 증가를 보였다. 그러나, 금합금의 경우엔 티타늄보다 17배나 더 열전도성이 크기 때문에 훨씬 더 나은 투과를 보였으며, 레이저 출력을 증가시키면 금합금 또한 표면 손상이 증가되었지만, 용융깊이는 티타늄의 경우보다 약 6배 더 컸다. 이런 금의 열전도성은 판내부에 열을 더 빠르게 전달되도록 하므로써 재료의 용융온도를 향해 온도를 상승시키게 된다. 금에서는 더 적은 에너지가 표면 재료를 증발시키기 위해 표면에 남아 있게 된다. 따라서, 티타늄의 온도상승은 항상 해당 금의 경우보다 더 큰데, 이유는 재료를 통해 전달된 heat flux는 다음과 같은 온도상승 ($\Delta T/\Delta X$)와 관련이 있기 때문이다.

$$Q = k (\Delta T/\Delta X)$$

여기서, Q는 heat flux, ΔT 는 온도변화, ΔX 는 선포 크기, k는 열전도율

그러므로, 티타늄의 더 낮은 열전도율이 커다란 heat flux를 견딜 수 없기 때문에 티타늄의 표면손상이 항상 훨씬 더 많고, 용융투과는 금보다 떨어지게 된다¹⁹⁾. 이런 이유 때문에 본 연구에서는 레이저 조사 조건을 열전도율이 낮은 티타늄의 레이저 용접 조건에 맞추었고, 열전도율이 높은 금합금을 용접봉으로 선택하였다.

금속의 입자증식에서 인장강도는 입자크기가 증가할 때 감소하며, 또한 입자 크기는 최고 가열온도나 가열과 냉각시간이 증가될 때 증가하게 된다³⁾. 최⁴⁰⁾는 납을 가열하는 시간이 짧을수록 취성파괴의 양상을 보이는 반응층이 좁은 범위에 걸쳐서 미립상으로 형성되어 균열의 전파에 필요한 파괴 에너지를 분산시킬 수 있기 때문에 더 큰 납착 강도를 얻을 수 있었다고 했다. 그러므로, 인장강도를 증가시키기 위해서는 가급적 레이저 조사 시간을 짧게하고, 조사 횟수를 적게하는 것이 유리하겠⁴¹⁾. 인장강도를 증가시키는 또 다른 방법은 열영향 부위의 수를 감소시키는 것이다. 이전의 연구에 의하면, 치과 레이저 용접에서 투과 깊이가 평균 0.3~0.8 mm로 상업적으로 유용한 모든 레이저 기기들의 투과력이 제한적이기 때문에^{17,25,36,42)}, 레이저로 용접 연결하기 위해서는

레이저를 여러번 조사하는 것이 불가피한데, 이것은 결국 많은 열영향 부위를 발생시킨다. 치과용 합금을 충분히 레이저가 투과되도록 용접 연결시키는 연구를 많이 하므로써 여러번 열영향을 받는 것으로부터 금속의 해로운 효과를 감소시킬 수 있다.

용접의 질은 용접된 티타늄의 강도를 결정하는데 가장 중요한 요소로, Berg등¹⁶⁾은 용접 기포가 티타늄의 강도에 영향을 미치는 가장 유의한 인자라고 했으며, 티타늄 시편의 금속 파절면의 현미경 관찰에서도 강도가 주로 흡입에 달려 있으며, 용접부위의 금속의 특성에 영향을 받지 않음을 보여주었다. 대부분의 티타늄과 금합금은 특별한 어려움 없이 레이저 용접 할 수 있었으나, 경우에 따라서 합금은 용융 부위의 중앙에 어떤 형태의 미세한 틈과 같은 용접 결함이 나타났다. 이러한 미세한 틈이 형성되는 기전은 잘 알려져 있지 않지만, 각 방향으로부터 거의 동시에 일어나는 빠른 응고 수축 때문으로 여겨진다. 기포와 융합 결함은 방호가스의 산화 가능성을 조절하므로써 최소화 되는데, 본 실험의 방호가스인 아르곤 분위기하에서 용접될 때 산화가 적은 것은 부분적으로는 시편의 산소로 부터의 격리 뿐만 아니라, 레이저 조사된 부위가 냉각되어 열영향을 더 약하게 받기 때문이다⁴³⁾.

일반적인 파절 기전은 용접된 것과 용접되지 않은 티타늄 시편에서 유사한 것처럼 보이지만, 용접된 시편은 파절면에서 기포나 갈라진 틈과 같은 다른 결점을 보였으며, 그런 결점의 크기와 분포는 레이저 변수에 기인하는 것처럼 보였다. 어떤 시편은 용접 및 인접부위 모두에서 파절된 반면, 다른 시편은 주로 인접부위에서 실패가 일어났는데, 이것은 용접 부위에서 금속이 시편의 나머지 부위보다 강도가 같거나 더 크며, 용접부위에 있는 기포가 강도를 낮추게 함을 시사하며, 용접조건의 효과에 대한 더 많은 연구가 필요하리라 여겨진다.

구조된 수복물의 변형을 보상할수 있는 정확한 방법으로 레이저 용접이 추천되어 왔지만, 보철을 위한 생체물질로 사용될 때 티타늄과 더 광범위한 합금을 용접하는 가장 적절한 방법을 개발하기 위해서는 용접 연결 부위의 피로 강도, 열처리, 정확성 및 금속 조직학적 특성에 대한 더 많은 연구와 용접부위에 공간이 있는 경우 적합한 용접 재료의 개발이 연구되어야 하겠다.

본 연구에서는 레이저 용접 부위의 연결 간극이 티타늄과 금합금의 동종 및 이종 금속간 용접 연결의 인장강도에 미치는 영향을 평가하기 위하여, 순수 티타늄과 제 3형 금합금을 0.00, 0.25, 0.50mm의 연결 간극에 따라 치과용 레이저 기기인 Heraeus HAAS 44P(Kulzer Co., Germany)의 Nd:YAG 레이저로 용접 연결하였으며, 인장 및 경도 시험과 주사전자현미경 관찰을 통해 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 순수 티타늄의 경우 연결 간극의 차이는 적었으며, 연결 간극이 증가됨에 따라 변형은 증가되나 0.00~0.50mm의 연결 간극에서 절단되지 않은 합금과 비교할 때 인장강도의 감소는 없었다 ($p>0.05$).
2. 연결 간극에 따른 금합금간 용접 연결부위의 인장강도는 절단되지 않은 대조군의 인장강도에 비해 유의한 차이를 보였으며, 연결 간극이 없이 용접 연결된 경우, 0.25mm와 0.50mm의 연결 간극 군보다 유의하게 큰 인장 강도를 보였다 ($p<0.05$).
3. 순수티타늄과 제 3형 금합금의 이종 금속간 용접 연결은 연결 간극에 따라 용접물의 인장강도에 유의한 차이는 있었으나, 높은 취성 파괴 때문에 임상에 적용할 수 없을 것으로 보인다 ($p<0.05$).
4. 순수티타늄과 금합금의 레이저 용접부 파면의 주사전자 현미경 소견에서 용접부에 존재하는 기포가 인장강도에 영향을 미치는 것으로 생각된다.

References

1. Fusayama T, Wakumoto S, Hosoda H. Accuracy of fixed partial dentures made by various soldering techniques and one piece casting. J Prosthet Dent 1964;14:334-42.
2. Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. J Dent Res 1977;56:128-34.
3. Lancaster JF. Metallurgy of welding. 5th ed.

- London : Chapman & Hall 1993 p.38-55a, 79-92b, 157-8c.
4. Sass FA, Eames WB. Fit of unit cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. *J Prosthet Dent* 1980;43:163-7.
 5. Garlapo D, Lee S-H, Choung CK, Sorensen SE. Spatial changes occurring in fixed partial dentures made as one piece castings. *J Prosthet Dent* 1983;49:781-5.
 6. Sarfati E, Harter JC. Comparative accuracy of fixed partial dentures made as one piece castings or joined by solder. *Int J Prosthodont* 1992;5:377-83.
 7. Bruce W. Evaluation of multiple unit castings for fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1964;14:939-43.
 8. Bruce W. Clinical applications of multiple unit castings for fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1967;18:359-64.
 9. Ziebert GJ, Hurtado A, Glapa C, Schiffleger BE. Accuracy of one piececastings, pre-ceramic and post-ceramic soldering. *J Prosthet Dent* 1986;55:312-7.
 10. Willis LM, Nicholls JI. Distortion in dental soldering as affected by gap distance. *J Prosthet Dent* 1980;43:272-8.
 11. Meyer FS. The elimination of distortion during soldering. *J Prosthet Dent* 1959;9:441-7.
 12. Simpson RL. Failure in crown and bridge prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1953;47:154.
 13. Winslow MB. Fixed splint and bridge assembly. *J Am Dent Assoc* 1955;51:47.
 14. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
 15. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants : A 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:91-100.
 16. Berg E, Wagner WC, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995;74:250-7.
 17. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand* 1988;46:247-53.
 18. Denney PE, Metzbower EA. Laser beam welding of titanium. *Welding Research Supplement* 1989;8:342-6.
 19. Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent* 1998;79:335-42.
 20. Lima Verde MA, Stein RS. Evaluation of soldered connectors of two base metal ceramic alloys. *J Prosthet Dent* 1994;71:339-44.
 21. Bredvik JS, Nicholls JI. Soldering of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1983;49:762-5.
 22. Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960;187:493-4.
 23. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses - An initial report. *J Prosthet Dent* 1970;24:472-6.
 24. Derand T. Pocerlain bond to laser-welded titanium surfaces. *Dent Mater* 1995;11:93-5.
 25. Yamagishi T, Ito M, Fujimura Y. Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd:YAG laser apparatus. *J Prosthet Dent* 1993;70:264-73.
 26. Rogensack M, Walter MH, Boning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. *Dent Mater* 1993;9:104-7.
 27. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE. Laser welding of gold alloys. *J Dent Res* 1972; 51:161-7.
 28. Bergendal B, Palmqvist S. Laser-welded titanium frameworks for fixed prostheses supported by osseointegrated implants : A 2-year multicenter study report. *Int J Oral Maxillofac Implant* 1995;10:199-205.
 29. Hruska AR. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int* 1987;18:683-8.

30. Linden B, Jemt T. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Rest Dent* 1992;12:177-83.
31. Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges : A comparative study. *Lasers in Surgery and Medicine* 1984;4:207-13.
32. Preston JD, Reisbick MH. Laser fusion of selected dental casting alloys. *J Dent Res* 1975;54:232-8.
33. Mumford G, Ridge A. Dental porcelain. *Dent Clin North Am* 1971;15:33-41.
34. Stakhouse JA. Assembly of dental units by soldering. *J Prosthet Dent* 1967;18:131-9.
35. Hultgren R, Desai PD, Hawkins DT, Gleiser KK. Selected values of the thermodynamic properties of the elements. *Metal park* : ASM International; 1973, p.516-21.
36. Neo TK, Chai J, Gilbert JL, Wozniak WT, Engelman MJ. Mechanical properties of titanium connectors. *Int J Prosthodont* 1996;9:379-93.
37. Stade EH, Reisbick MH, Preston JD. Pre-ceramic and post-ceramic solder joints. *J Prosthet Dent* 1975;34:527-32.
38. Taylor JC, Hondrum SO, Prasad A, Brodersen CA. Effects of joint configuration for the arch welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J Prosthet Dent* 1998;79:291-7.
39. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent* 1998;79:477-83.
40. Choi JH, Kim TJ, Song KY, Park CW. Effect of soldering condition on the tensile strength of titanium solder joint with 14K gold solder. *J Korean Acad Prosthodont* 1997;35:566-76.
41. Nabadalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removal partial denture alloy. *J Prosthet Dent* 1998;79:285-90.
42. Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent* 1995;74:521-30.
43. Norrish J. *Advanced welding process*. Philadelphia : Institute of Physics Publishing ; 1992.p.185-99a,178-9b,182-3c,93-4d.

Reprint request to:

Kwang-Yeob Song, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College Of Dentistry, Chonbuk National University.

664-14, Duckjin-Dong, Duckjin-Gu, Chonju, Chonbuk, 561-756

Korea. skydent@moak.chonbuk.ac.kr

ABSTRACT

TENSILE STRENGTH OF LASER WELDED-TITANIUM AND GOLD ALLOYS

Yun-Gwan Song, Il-Soo Ha, Kwang-Yeob Song

*Department of Prosthetic Dentistry, Institute of Oral Bioscience,
College of Dentistry, Chonbuk National University*

Lasers have given dentistry a new rapid, economic, and accurate technique for metal joining. Although laser welding has been recommended as an accurate technique, there are some limitations with this technique. For example, the two joining surfaces must have a tight-fitting contact, which may be difficult to achieve in some situations.

The tensile samples used for this study were made from a custom-made pure titanium and type III gold alloy plates. 27 of 33 specimens were sectioned perpendicular to their long axis with a carborundum disk and water coolant. Six specimens remained and served as the control group. A group of 6 specimens was posed as butt joints in custom parallel positioning device with a feeler gauge at each of three gaps : 0.00, 0.25, and 0.50mm. All specimens were then machined to produce a uniform cross-sectional dimension, none of the specimens was subjected to any subsequent form of heat treatment. Scanning electron microscopy was performed on representative tested specimens at fractured surfaces in both the parent metal and the weld. Vickers hardness was measured at the center of the welds with a micropenetrator using a force of 300gm for 15 seconds. Measurement was made at approximately 200 μm and 500 μm deep from each surface. One-way analysis of variance (ANOVA) and Scheffe's test was calculated to detect differences between groups.

The purpose of this study is to compare the strength and properties of the joint achieved at various butt joint gaps by the laser welding of type III gold alloy and pure titanium tensile specimens in an argon atmosphere.

The results of this study were as follows :

1. When indexing and welding pure titanium, there was no decrease in ultimate tensile strength as compared with the unsectioned alloys for indexing gaps of 0.00 to 0.50mm, although with increasing gap size may come increased distortion ($p>0.05$).
2. When indexing and welding type III gold alloy, there were significant differences in ultimate tensile strength among groups with weld gaps of 0.00mm, 0.25 and 0.50mm, and the control group.

Group with butt contact without weld gap demonstrated a significant higher ultimate tensile strength than groups with weld gaps of 0.25 and 0.50mm ($p < 0.05$).

3. When indexing and welding the different metal combination of type III gold alloy and pure titanium, there were significant differences in ultimate tensile strength between groups with weld gaps of 0.00, 0.25, and 0.50mm. However, the mechanical properties of the welded joint would become too brittle to be acceptable clinically ($p < 0.05$).
4. The presence of large pores in the laser welded joint appears to be the most important factor in controlling the tensile strength of the weld in both pure titanium and type III gold alloy.