

## 원심 주조된 타이타늄과 타이타늄 합금의 레이저 용접 특성

전남대학교 치과대학 치과보철학교실, \*전남대학교 공과대학 신소재공학부

윤미경 · 김현승 · 양홍서 · 방몽숙 · 박상원 · 이광민\*

### I. 서 론

치과용으로 사용되는 금속은 구강 내에 사용되는 특수성 때문에 물리적, 기계적 성질 뿐만 아니라 내식성과 생체적합성이 우수하여야 한다.<sup>1-3)</sup> 현재 사용되는 금속으로는 금 합금, 코발트-크롬 및 니켈-크롬 합금 등이 많이 사용되고 있다. 금 합금은 물리적 성질과 내식성이 우수하고 가공성이 좋기 때문에 많이 사용되고 있으나 높은 비용 때문에 코발트-크롬 합금이나 니켈-크롬과 같은 비 귀금속 합금이 도재전 장관이나 국소의치 금속구조물에 널리 사용되고 있다. 그러나 비 귀금속 합금의 생체적합성 문제와 첨가 원소의 유독성에 대한 보고<sup>4,6)</sup> 때문에, 이러한 합금들을 대체해 줄 수 있는 우수한 금속이나 합금이 요구되고 있다. 이러한 관점에서 비용은 금 합금에 비해 저렴하면서 우수한 생체적합성과 내식성을 가진 타이타늄 및 타이타늄 합금이 최근 치과용 합금으로 주목받고 있으며,<sup>7)</sup> 타이타늄의 특성에 맞는 주조법<sup>8-15)</sup>과 치과용으로 적절한 특성을 갖도록 순수 타이타늄을 개선시킨 타이타늄 합금의 개발<sup>16-21)</sup> 등으로 최근 타이타늄에 대한 연구와 임상적용이 더욱 광범위 해지고 있다.

순수 타이타늄과 함께 치과용으로 많이 사용되는 타이타늄 합금으로는 Ti-6Al-4V 합금이 있는데, 첨가원소인 Vanadium으로 인한 조직반응<sup>22)</sup>이 문제시 되어, 이에 대체할 만한 합금으로 Ti-6Al-7Nb이 개발되었으나, 아직까지는 Ti-6Al-4V 합금이 주로 사

용되고 있다. Ti-6Al-4V합금은 순수 타이타늄에  $\alpha$ -상 안정화 원소로써 합금의 강도는 향상시키고 무게를 감소시키는 알루미늄을 6%첨가하고  $\beta$ -상 안정화 원소로써 부식저항능력을 향상시키는 바나듐을 4%첨가한  $\alpha+\beta$ 상의 합금으로 순수 타이타늄에 비해 높은 인장강도와 파절강도를 나타내는 것으로 알려져 있다.<sup>23)</sup>

타이타늄은 특히 임플란트와 국소의치에서 그 사용이 더욱 각광받고 있다. 그러나 국소의치의 경우 금속구조물은 주조과정에서의 기포나 불순물의 함유 등에 의한 구조적 결함, 부적절한 조정, 환자의 부주의 그리고 구조물의 부적절한 설계 등의 이유로 사용 중에 파절되는 경우가 비교적 흔하다.<sup>24-25)</sup>

이와 같은 파절된 국소의치 금속구조물의 수리를 위해 치과용 금속을 접합하는 방법으로는 납착(soldering)법과 용접(welding)법이 널리 사용되고 있다.

납착은 기존의 가장 보편적인 접합 방법으로 열원은 가스토치나 전기 가열장치가 필요하며, 이로 인한 금속의 내식성 및 생체적합성에 문제가 있고, 열원에 의한 모재합금의 입자 크기의 변화로 인해 인장강도가 저하된다는 보고가 있다.<sup>26)</sup>

용접 방법의 종류에는 텅스텐 아크용접, 고전자빔 용접, 레이저 용접 등이 있다.<sup>27)</sup> 이중 레이저 용접은 기존 납착 방법에 비해 용접시간이 짧고, 정확하며, 가열 범위가 좁고, 납착 재료를 사용하지 않으므로 전기, 화학적인 부식의 우려가 없으며, 특히, 열전도도가 낮고 레이저 빔의 흡수율이 높은 타이타늄의

용접에 유리한 것으로 알려져 왔다.<sup>28-32)</sup>

1970년 Gordon과 Smith<sup>33)</sup>가 치과 구조용 합금 연결에 레이저 용접을 최초로 사용하였으며, Bergendal 등<sup>34)</sup>은 골 유착성 임플란트에 의해 지지되는 고정성 보철물에서 레이저 용접된 타이타늄의 임상적 유용성을 평가하였고, Linden 등<sup>35)</sup>은 레이저 용접으로 임플란트 보철의 우수한 적합도를 얻을 수 있음을 보고하였다. 또한 1992년 Dawes 등<sup>35)</sup>은 레이저 용접이 다른 두 금속을 접합시키는 가장 좋은 방법 중의 하나라고 하였다. Berg 등<sup>37)</sup>은 레이저 용접된 타이타늄의 인장강도는 제 4형 금 합금을 20K 금 납으로 납착 한 경우와 강도가 유사하여 임상적으로 레이저 용접을 수복물의 연결에 응용할 수 있다고 하였고, Apotheker 등<sup>30)</sup>은 전통적인 납착 연결방법보다 레이저로 용접된 고정성 보철물이 더 큰 저항성을 가짐을 보고하였다. Sjogren 등<sup>28)</sup>도 레이저 용접 부위의 우수성을 보고하였고, Preston과 Reisbick<sup>32)</sup>은 귀금속과 비 귀금속을 이용한 연구에서 납착법에 비해 레이저 용접이 더 균일한 접합을 이룬다고 하였다. 그러나 타이타늄은 고온에서 활성이 크기 때문에 레이저 용접 시에도 진공 또는 불활성 분위기를 유지할 수 있는 아르곤과 같은 특수한 분위기를 필요로 한다.<sup>39-40)</sup>

레이저 용접부의 강도에 영향을 미치는 변수로는 용접기의 출력에너지(전압 또는 전류), pulse duration(ms), welding spot size( $\phi$ , mm) 등이 있다. 이들 변수를 조절함으로써 레이저 빔의 침투정도가 변화하고 따라서 용접부의 기계적 성질이 좌우된다고 할 수 있다. 본 연구에서는 치과용으로 가장 많이 사용되는 타이타늄(CP Ti Gr II)과 타이타늄 합금(Ti-6Al-4V)의 용접부 강도를 평가하기 위해 ISO 6871 규격 따라 아크원심주조기를 이용하여 인장 시편을 제작하였다. 그리고 Nd:YAG 레이저 용접기의 공정

변수 pulse duration(ms), welding spot size( $\phi$ , mm)는 고정시키고, 용접부에 가장 크게 영향을 미치는 출력전압(V)을 변화하여 타이타늄과 타이타늄 합금을 각각 용접한 후 용접부의 기계적 성질과 인장 파절면의 관찰을 통해 타이타늄과 타이타늄 합금의 구조적 변화에 관하여 연구하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구재료

본 실험에서는 ASTM의 Grade II 순수(CP : Commercially Pure) 타이타늄과 Grade V Ti-6Al-4V 합금(Kobe Steel Ltd., Japan, Table I)을 사용하였다.

### 2. 시편제작

시편제작은 ISO 6871 규격(Fig. 1)으로 인장시편을 주조하기 위해서 아크릴 시편 56개를 제작하여, 타이타늄 전용 매몰재인 Rematitan®Plus (Dentaurum Co, Germany)에 매몰한 후, 제조사의 지시에 따라 소환하였다.

CP Ti와 Ti-6Al-4V 합금의 주조는 원심아크주조방식의 TICAST SUPER R(Selec Co., Japan)를 이용하여 1회 주조시 각각 3개의 인장시편을 주조하였다. 주조체의 잔여 매몰재는 125 $\mu$ m Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>를 분사하여 제거하였으며, 주조체의 주조결함 유무를 Easyti X-ray Ti(Manfredi CO., Italy)로 검사하였고, 결함이 존재하는 주조체에 대해서는 실험군에서 제외하였다.

레이저 용접특성을 조사하기위한 CP Ti와 Ti-6Al-4V 합금의 주조체 중 대조군 7개씩을 제외한 나머지

**Table I.** Materials used in this study

Metal	Elements(%)				Manufacture
	Ti	Al	V	Bal.	
CP Ti(Gr II)	99.50%	-	-	0.50%	Kobe Steel Ltd.(Japan)
Ti-6Al-4V	89.10%	5.5~6.75%	3.5~4.5%	0.90%	Kobe Steel Ltd.(Japan)



에 시편을 쇠기형 그립으로 고정 한 후, Load cell(Serial No.QS7489)를 이용하여 cross head speed 1.0mm/min로 실험하였으며, 인장시험 후 파절양상을 관찰하기 위해 주사전자현미경(JSM-5400, JEOL, U.S.A)으로 Working voltage를 15kV로 하여 파절면을  $\times 30$ ,  $\times 3500$  배율로 인장 시험 후 관찰하였다.

### 5. 미세경도 측정

용접이 전체적으로 잘 이루어진 280V에서 용접한 시편을 순수 타이타늄과 타이타늄 각각 1개씩 레이저 용접부의 횡단면을 연마하여 융합부(fusion zone), 열영향부(heat affected zone), 모재 금속(base metal)의 미세경도를 microhardness tester (Shimadzu HMV 2000)에 비커스 입자를 고정 한 다음 각각 두 점씩 입자의 5배 이상 간격을 두고 500g의 힘으로 15초간 하중을 가한 후 미세경도를 측정 하였다.

### 6. 통계분석

통계처리는 윈도우즈용 SPSS 통계프로그램 (Release 12.0, SPSS, Chicago, IL, USA)으로 CP Ti(Gr II)과 Ti-6Al-4V 합금의 대조군과 실험군을 각각 one-way ANOVA와 Scheffé's test를 이용하여 행하였다.

## III. 연구결과

### 가. 인장강도

Fig. 2와 Table IV는 타이타늄 및 타이타늄 합금을 레이저 용접 변수 중 pulse duration(ms)과 welding

spot size( $\phi$ ,mm)를 고정한 상태에서 출력 전압을 변화 시켜 용접한 후, 인장시험 한 결과이다.

대조군의 주조체 인장강도는 각각 680MPa, 958MPa로 타이타늄 합금이 순수 타이타늄 보다 인장강도가 더 크며, 두 군 모두 출력전압이 증가할수록 인장강도 값이 증가하였다. 출력전압이 280V일 때 순수 타이타늄의 경우 대조군과 비슷한 높은 인장 강도 값(654MPa)을 나타내었으나, 타이타늄 합금일 경우에는 대조군에 약 67%(664MPa)에 달하는 값을 나타내었다.

### 나. 용접부의 파단면 SEM 평가

Fig. 3은 대조군과 실험군의 인장시험 후 파단면을 주사전자현미경으로 관찰한 사진이다. 실험군의 파단면에서는 부분적으로 연성재료의 파면에서 관찰할 수 있는 dimple 양상을 관찰(a)하였다. 출력전압이 200V(b), 240V(c)의 중앙부에는 용접되지 않은 면이 관찰되었으며, 280V(c)에서는 시편의 중앙부까지 용접이 되었음을 알 수 있었다. 200V와 240V에서의 용접 깊이는 약 0.3mm, 0.7mm로 나타났으며,

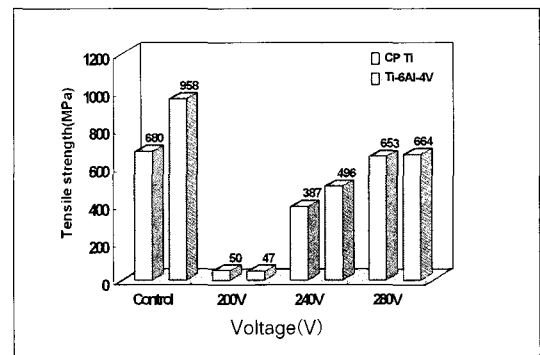
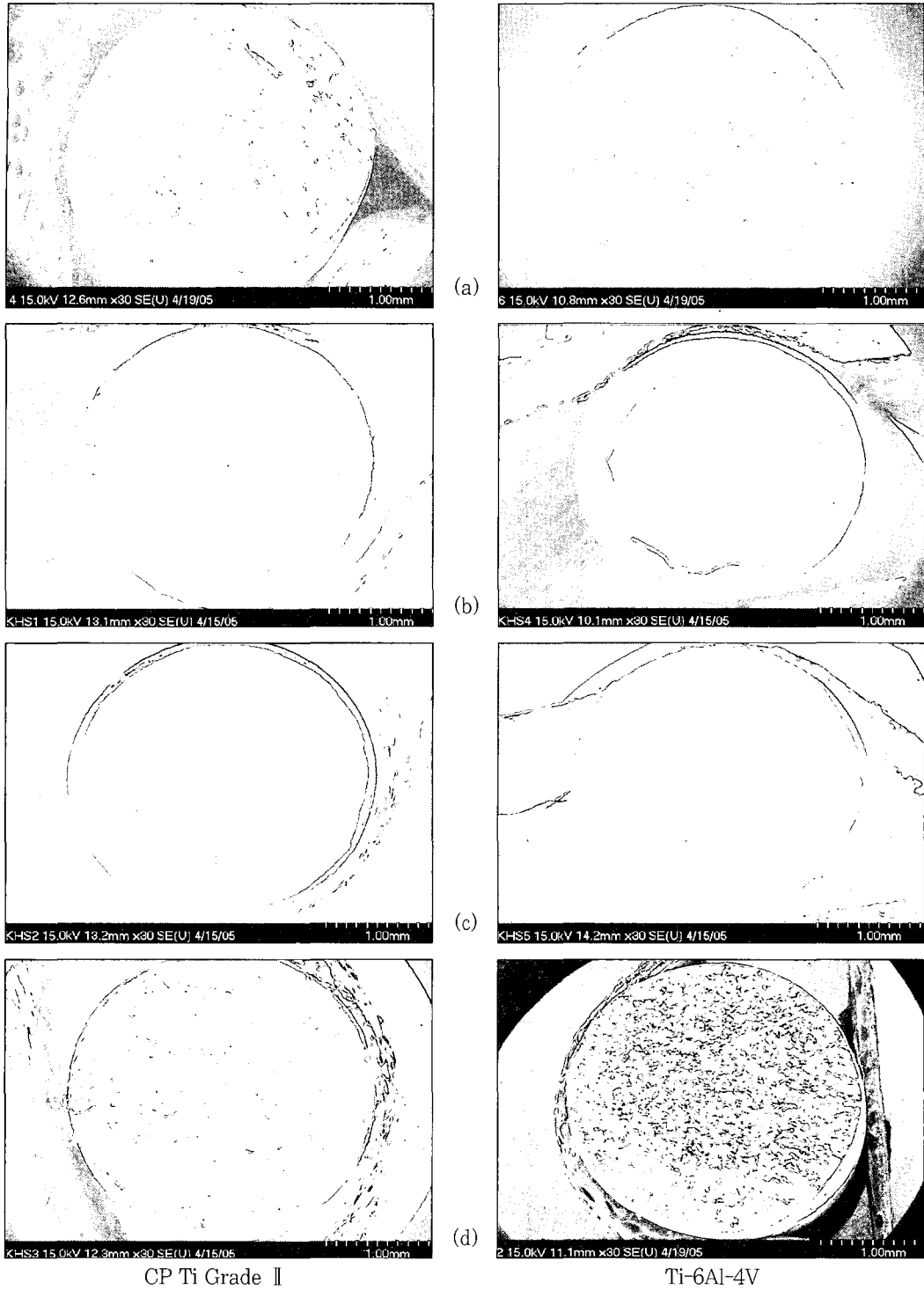


Fig. 2. Ultimate tensile strength of laser welded titanium joints.

Table IV. Mean ultimate tensile strength of titanium and titanium alloy

Materials	Tensile Strength(MPa)			
	Control	200V	240V	280V
CP Ti	680±48	49±40	387±93	653±46
Ti-6Al-4V	958±52	47±15	496±88	664±22



**Fig. 3.** SEM photographs of fracture surface after tensile test (a)control specimen(non-welded), (b)laser welded at a voltage of 200V, (c) laser welded at a voltage of 240V, (d)laser welded at a voltage of 280V( $\times 30$ )

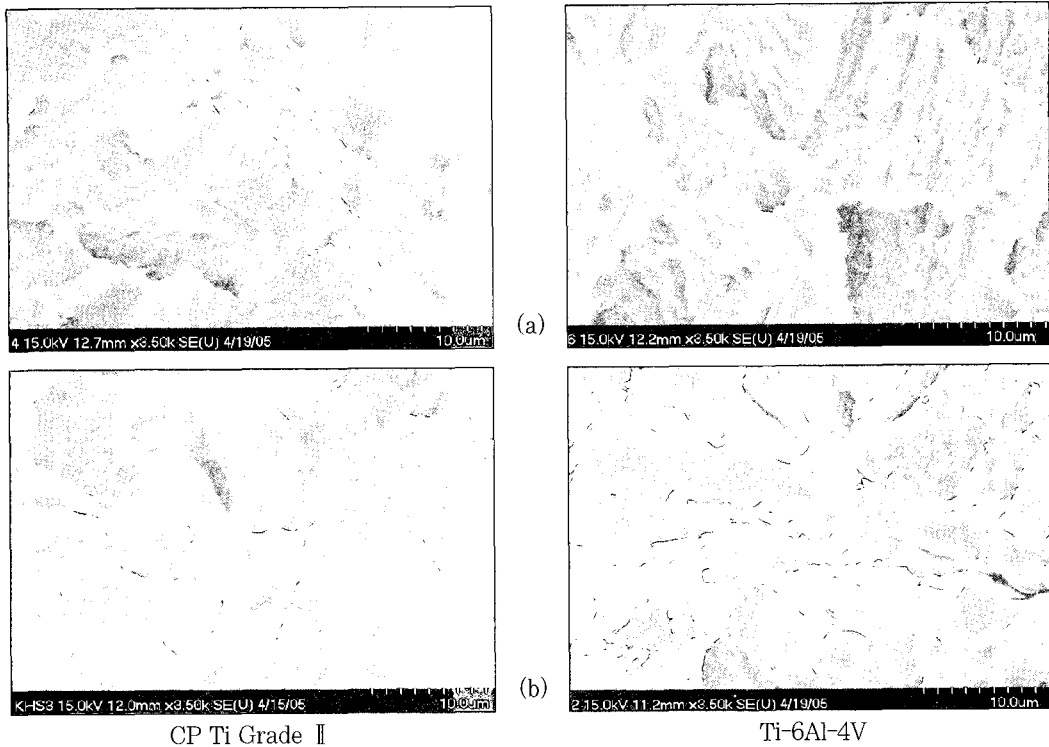


Fig. 4. SEM photographs of fracture surface after tensile test : (a) Control(non-welded), (b) Laser welded at a voltage of 280V( $\times 3500$ ).

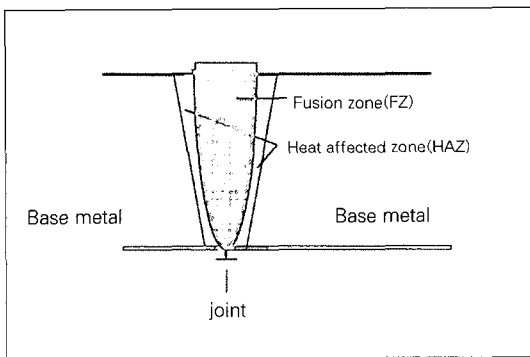


Fig. 5. Diagram of welding site, showing fusion zone (FZ) and heat affected zone (HAZ).

용접부에서는 용접과정에서 생성된 것으로 보이는 미세한 기공들이 관찰되었다.

Fig. 4는 출력전압이 280V로 용접한 시편의 파단면을 고배율( $\times 3500$ )로 관찰한 사진으로 순수 타이

타늄과 타이타늄 합금은 대조군에서 나타나는 연성과 취성 조직 모두가 관찰되었다.

#### 다. 미세경도의 측정

Fig. 5는 용접 시 시편에서 나타나는 각 부위별 모식도이다. 용합부(FZ ; fusion zone)는 용융상태에서 용접된 부위를 나타내며, 열영향부(HAZ ; heat affect zone)는 용접 열에 의해 용융은 되지 않고 있지만 현미경 조직이나 기계적 성질이 변화하고 있는 부분과 모재 금속(BM ; base metal)으로 구분된다. Table V는 각 실험군에서 파절이 발생한 위치별로 나타낸 표이다. 200V, 240V에서는 모든 실험군이 용합부에서 파절이 일어났는데, 이는 주사전자현미경에서 관찰한 결과와 같이 인장시편 중앙부까지 용접되지 않음에 따라 발생한 결과이다. 280V의 실험군의 파절은 순수 타이타늄의 경우 용합부, 열영향부

**Table V.** Mode of fractured

Materials	Voltage(V)																		
	200V						240V						280V						
CP Ti	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	B	A	B	B	C
Ti-6Al-4V	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	A	B	B	C	B	B	B

〈A: Fusion Zone(FZ), B: Heat Affected Zone (HAZ), C: Base Metal〉

**Table VI.** Mean microhardness of fusion zone, heat affected zone, base metal of titanium and titanium alloy

Materials	Microhardness(Hv)				
	BM	HAZ	FZ	HAZ	BM
CP Ti	274	266	402	269	258
Ti-6Al-4V	411	412	509	422	405

와 모재 금속에서 각각 2개, 3개, 1개씩 일어났으며, 타이타늄 합금의 경우에는 열영향부와 모재 금속에서 각각 5개, 1개가 파절되었음을 알 수 있었다.

Table VI은 용접 후 순수 타이타늄과 타이타늄 합금의 미세경도 값을 측정된 결과이다. 용합부(FZ)의 미세경도가 두 시편에서 가장 높은 값으로 나타났으며 열영향부(HAZ)와 모재(BM)의 미세경도 값은 유사하게 나타났다.

#### IV. 고 찰

레이저 용접기의 출력전압에 따른 실험 결과 전압이 높아질수록 레이저 빔의 침투 깊이가 증가하고 이로 인한 용접부의 인장강도가 증가함은 이전의 다른 연구들<sup>41,42)</sup>과 큰 차이가 없었다. 저전압(200V, 240V)일 때 낮은 인장강도 값은 레이저 빔의 침투 깊이가 시편의 중앙부까지 미치지 못한 것으로 주사전자현미경 관찰에서 알 수 있었다. 따라서 용접부의 강도를 높이기 위해서는 레이저 빔이 중심부까지 완전히 침투되고, 일정 부분 중첩이 되어야 하는데, Ikuya 등<sup>3)</sup>은 판재의 타이타늄, 타이타늄 합금, 금합금 및 비커금속(Co-Cr) 합금의 레이저 용접 후 인장강도 평가 결과에서 레이저 빔의 침투 깊이와 중첩에 따라 인장강도 값이 차이를 나타내는 것으로 보고하였다.

특히 Table V의 결과에서 보듯이 인장시험에서

출력전압이 200V와 240V에서 용접된 모든 시편은 용합부에서 파절이 일어났는데, 이 또한 레이저 침투 깊이에 따른 불안전한 용접에서 기인한 것으로 시편의 중앙부까지 용합이 되지 않았다는 것을 알 수 있었다. 본 연구에서 최적의 조건인 출력전압 280V일 경우 레이저 빔의 침투가 시편 중앙부까지 충분히 이루어졌고, 순수 타이타늄의 경우 인장강도 값(654MPa)이 대조군(680MPa)에 가까운 값을 나타내었다. 이때 통계학적으로 유의한 차이가 없었다( $P>0.05$ ). 이러한 결과는 이전의 타이타늄 판재를 이용하여 레이저 용접기(TLL7000, Tanaka Laser Co., Tokyo, Japan)의 출력전류(A)를 160A부터 300A까지 20A씩 증가시키고, pulse duration(ms)의 변화에 따른 순수 타이타늄(CP Ti Gr II) 용접부의 인장강도 비교 결과에서 통계학적으로 유의한 차이를 보이지 않았던 결과와 동일하게 나타났다.<sup>42)</sup> 또한 순수 타이타늄(CP Ti Gr I)을 이용하여 본 실험과 동일한 시편 규격(ISO 6871)으로 레이저 용접기(DL2002, Dentaureum Co., Germany)의 출력전압(V)에 따른 기계적 특성을 평가한 Chai와 Chou<sup>41)</sup>의 실험과도 출력전압이 증가함에 따라 인장강도 값이 증가하는 결과가 일치하였다. 그러나 타이타늄 합금의 경우에는 인장강도가 대조군(958MPa)대비 약 67%에 해당하는 값(665MPa)을 나타내었다. 이는 순수 타이타늄에 비해 실험군의 인장강도가 대조군에 미치지 못함을 보였으며 이는

대조군 대비 통계학적으로 유의한 차이( $P < 0.05$ )를 보였다. 이것은 출력전압 의한 용접부의 미세구조 변화로  $\alpha$ 안정화 합금원소인 Al이 용접 후 재결정화 될 때 변화되어  $\alpha$ 상의 형성에 영향을 끼친 것으로 생각되나 이러한 현상에 대한 좀 더 깊이 있는 연구가 필요하리라 생각된다.

Togaya 등<sup>43)</sup>은 레이저 용접 변수에 따른 타이타늄의 용접부 평가에서 레이저 빔이 중앙부까지 침투되지 않은 상태에서 모재보다 높은 강도를 얻을 수 있다고 보고하였으나, 본 실험에서는 이와 같은 결과는 나타나지 않았다. 이는 용접부의 인장강도가 소재의 두께 및 레이저 용접기의 특성에 따라 상이한 결과를 나타내는 것으로 생각되며, 따라서 레이저 용접 시 이들을 고려한 주요 변수 값의 선택 및 용접기에 따른 작업조건 설정이 선행되어야 한다고 본다.

이는 예비 실험 시 인장시험에 280V보다 높은 300V의 전압으로 용접을 시행하였을 때는 레이저의 침투가 과도하여 시험편에 손상이 발생함을 볼 수 있었다. 즉, 시험규격(두께 또는 직경)에 맞는 적정 출력전압의 선정이 중요함을 확인할 수 있었다.

타이타늄의 기계적 특성은 산소, 질소 및 탄소등과의 큰 친화력으로 취성이 증가하는 경향이 있다. 높은 에너지의 레이저에 의한 타이타늄의 용융 시, 타이타늄의 육방형 구조(HCP : Hexagonal Close-Packed)는 불활성의 아르곤 가스 내에서 빠져나가지 못한 산소와 질소를 격자 내 공간으로 들어가게 하기 위하여 팽창되어 육방형구조가 용접된 연결부위에서 재배치되며, 연결부위의 기계적 강도는 더 강해지고, 경도도 증가된다고 보고<sup>44,45)</sup>하였으나, 산소와 질소의 격자 내 유입에 대한 명확한 규명은 아직 없는 실정이다.

Nabalung과 Nicholls<sup>46)</sup>는 비 귀금속의 레이저 용접 평가에서 인장강도에 대한 가장 큰 변수는 내부의 기포라 하였다. 이러한 기포는 레이저의 높은 용해온도와 급격한 응고로 인하여 중앙부의 공기가 빠져나오지 못하고 용접부에 남아 있게 되어 발생한다고 하였다. 본 실험에서도 파절이 일어난 부위에서 기포를 관찰할 수 있는데, 이것은 현재에 시판되는 치과용 레이저의 경우 일정한 chamber를 불활성가스로 채우고 레이저를 조사하기보다는 레이저가 조사

되는 특정부위(spot)에만 아르곤가스를 집중 분사하여 작업부위 10mm이내 만을 불활성 분위기로 만드는 방식을 취하기 때문에 아르곤 가스는 용접 시 순간적으로 용융금속 내부에 합입되어 용접부의 기포를 형성하는 것으로 보고 되고 있다.<sup>47)</sup> 또한 용접 시 금속이 액체에서 고체로 변화할 때의 수축률 변화에 의해 형성되는 기포로 사료되며, 금속 및 합금의 응고 및 냉각 시 발생하는 수축은 주조 결함의 원인이 되는데 이를 수축 결함이라고 하며, 수축 결함에는 수축공(shrinkage cavity), 꺼진 자리(sink), 수축 미세공(shrinkage porosity)등이 있다.<sup>48,49)</sup> 이러한 기포는 용접부의 인장강도를 낮추게 함으로 용접조건의 효과에 대한 더 많은 연구가 필요하리라 생각된다.

본 실험을 통해서 타이타늄의 레이저 용접 시 용접조건의 조절을 통해 모 금속에 비교할만한 기계적 성질을 얻을 수 있음을 확인 할 수 있었다. 본 연구에서는 레이저의 출력에너지의 침투깊이에 대한 영향만을 비교하였으나 실제로 레이저 용접기를 임상에서 적용할 때는 용접하고자하는 타이타늄 금속 구조물의 두께나 표면조도, 연결부의 형태와 간격, 그리고 표면 산화도등을 고려하여 레이저 용접기의 변수를 조절하여야 하며, 숙련된 기술자에 의해 수행되는 것이 가장 이상적일 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 레이저 빔의 조사조건에 따른 주조된 타이타늄 및 타이타늄 합금의 용접 특성을 평가하고자, 레이저 빔의 pulse duration을 10ms, welding spot size는 직경 1.0 mm로 고정된 상태에서 출력전압을 200V, 240V, 280V로 조절하여 레이저 용접하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 레이저 용접기 출력에너지(전압)가 증가할수록 용접 깊이는 증가하고, 높은 인장강도 값을 보인다.
2. CP-Ti-Gr II를 레이저 용접기 전압 280V에서 용접한 실험군의 인장강도(665MPa)는 대조군(680MPa)에 가까운 값을 나타내었으며, 통계학적으로는 유의한 차이를 나타내지 않았다 ( $p > 0.05$ ).
3. Ti-6Al-4V 타이타늄 합금을 레이저 용접기 전압



280V에서 용접한 실험 군의 인장강도(988MPa)는 대조군 인장강도의 약 67%에 해당하는 값(665MPa)을 나타내었으며, 통계학적으로 유의한 차이를 나타냈다( $p < 0.05$ ).

4. 순수 타이타늄과 타이타늄 합금의 미세경도는 용합부에서 높은 경도 값을 나타내었으며, 모재와 열영향부에서는 경도의 변화가 미미하였다.

### 참고문헌

1. Bannon BP, Mild EE. Titanium alloys in surgical implants. ASTM STP 796, Philadelphia, Pa. 1981:7.
2. Okazaki Y, Tateishi T, Kyo K, Ito Y. Effect of small quantity of oxygen nitrogen on mechanical properties new titanium alloys for medical implant. J Japan Inst Metals 1998;62:207.
3. Watanabe I, Topham DS. Tensile strength and elongation of laser-welded Ti and Ti-6Al-7Nb. J Biomed Mater Res Part B, Appl Biomater 2004;71:46-51.
4. Weber H. The clinical acceptance of dental nickel-chrome alloys. Int Dent J 1983;33:49-54.
5. Bruce GJ, Hall WB. Nickel hypersensitivity-related periodontitis. Compend Contin Educ Dent 1995;16:178, 180-4; Quiz 186.
6. Meyer E. Non-precious alloys for metal-ceramics. ZWR. 1988;97:774-81.
7. Boyer R, welsch G, Collings EW. Materials properties handbook -Titanium alloys. ASM 1994.
8. Taira M, Moser JB, Greener EH. Face coats for dental casting of titanium alloys. J Dent Res 1985;64:317.
9. Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. J Dent Res 1989;68:1529-1533.
10. Ida K. Dental application of titanium and its alloys. Dental Journal 1989;30:297.
11. Hruska AR. A novel method for vacuum casting titanium. Int J Prosthodont 1990; 3:142-145.
12. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Lin JH, Moser JB, Greener EH. Casting pure titanium into commercial phosphate bonded SiO<sub>2</sub> investment molds. J Dent Res 1990;69:1800-1805.
13. Sunnerkrantz PA, Syverud M, Her H. Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. Scand J Dent Res 1990;98:268-272.
14. Mueller HJ, Giuseppetti AA, Waterstrat RM. Phosphate-bonded investment materials for titanium casting. J Dent Res 1990; 69:367.
15. Hruska AR, Borelli P. Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intra-oral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. J Prosthet Dent 1991;66:561-565.
16. Ida K, Tsutsumi S, Togaya T. Titanium or titanium alloys for dental casting. J Dent Res 1980;59:985.
17. Chern Lin JH, Moser JB, Taira M, Greener EH. Cu-Ti, Co-Ti and Ni-Ti systems : Corrosion and microhardness. Oral Rehabil 1990;17:383-93.
18. Riesgo O, Greener EH, Moser JB. Titanium alloys with dental porcelain. J Dent Res 1984;63:319.
19. Moser JB, Lin JH, Taira M, Greener EH. Development of dental Pd-Ni alloys. Dent Mater 1985;1:37-40.
20. Greener EH, Moser JB, Opp J, Szurgot K, Marker BC. Properties of centrifugally cast commercial Ti and Ti-6Al-4V. J Dent Res 1986;65:317.
21. Okuno O, Hamanaka H. Titanium and titanium alloy in dental use. Dental Journal

- 1989;30:317.
22. Lugowski SJ, Smith DC, McHugh AD, Loon V. Release of metal ions from dental implant materials in vivo: Determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res* 1991;25:1443-1458.
  23. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P. *Titanium in Medicine*. 2001.
  24. Henderson D. *McCracken's removable partial prosthodontics*. 7th ed., St. Louis, C. V. Mosby Co., 1985.
  25. Smith DC. Acrylic denture: Mechanical evaluation of midline fracture. *Br Dent J* 1961;110:257-267.
  26. Lancaster JF. *Metallurgy of welding*. 5th ed. London : Chapman & Hall 1993 p.38-55a,79-92b,157-8c.
  27. Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics : a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-178.
  28. Derand T. Porcelain bond to laser-welded titanium surface. *Dent Mater* 1995;11:93-95.
  29. Smith DL, Burnett AP, Gordon TE. Laser welding of gold alloy. *J Dent Res* 1972;51:161-167.
  30. Apotheker H, Nishimura I, Seerattan C. Laser-welded vs soldered nonprecious alloy dental bridges: A comparative study. *Lasers in Surgery and Medicine* 1984;4:207-213.
  31. Rubenstein JE. Stereo laser-welded titanium implant frameworks : Clinical and laboratory procedures with a summary of 1-year clinical trials. *J Prosthet Dent* 1995;74:284-293.
  32. Preston JD, Reisbick MH. Laser fusion of selected dental casting. *J Dent Res* 1975;54:232-238.
  33. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses-An initial report. *J Prosthet Dent* 1970;24:472-476.
  34. 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;10:199-206.
  35. Linden B, Jemt T. Fixed implant-supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Rest Dent* 1992;12:177-183.
  36. Dawes C. *Laser welding*. Cambridge : Abington Publishing Ltd., in association with The welding Institute. 1992.
  37. Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995;74:250-257.
  38. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand* 1988;46:247-253.
  39. Togaya T, Shinosaki T. Introduction to laser welding in dentistry. *Quint Dent Tech* 1999;27:52-63.
  40. Yamagishi T, Ito M, Oshida Y, Hashem A. Tensile strength and elongation of laser-welded titanium. *J Dent Res* 1993;72:129-131.
  41. Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent* 1998;79:477-483.
  42. Lee JJ, Kim KS, Ahn SG, Bae TS, Park CW. Mechanical properties of laser welded titanium joints. *J Korean Res Soc Dent Mater* 2003;30:147-152.
  43. Togaya T, Shinosaki T, Hatano H. Application of laser welding for dental laboratory works, Optimization of laser beam parameters by laser joint strength tests. *Quint Dent Tech* 2002;Extra issue:190-198.
  44. Roggensack M, Walter MH, Boning KW. Studies on laser-and plasma -welded

- titanium. *Dent Mater* 1993;9:104-107.
45. Taylor JC, Hondrum SO, Prasad A, Brodersen CA. Effects of joint configuration for the arc welding of cast Ti-6Al-4V alloy rods in argon. *J Prosthet Dent* 1998;79:291-297.
46. Nabalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent* 1998;79:285-290.
47. Lee SY, Chang IT, Heo SJ, Yim SH. Mechanical properties of titanium connectors treated by various welding techniques. *J Kor Acad Prostho* 1999;37:545-565.
48. Song YG, Ha IS, Song KY. Tensile Strength of Laser Welded-Titanium and Gold Alloys. *J Kor Acad Prostho* 2000;38:200-213.
49. Kim JJ, Choi JK, Hong CP. Three Dimensional Prediction of Shrinkage Defects Considering Solidification Contraction. *Kor Acad Indus Tech* 1995;15:93.
47. Lee SY, Chang IT, Heo SJ, Yim SH.

---

**Reprint request to:**

Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.  
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University  
8, Hak-Dong, Dong-Gu, Gwangju, Korea  
yhsdent@chonnam.ac.kr

## ABSTRACT

# MECHANICAL PROPERTIES OF LASER-WELDED CAST TITANIUM AND TITANIUM ALLOY

Mi-Kyung Yun, D.D.S, Hyun-Seung Kim, D.D.S., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D.,  
Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Sang-Won Park, D.D.S, Ph.D., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph D.,  
Kwang-Min Lee, Ph.D.\*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University*

*\*School of Materials Science and Engineering, Chonnam National University*

**Purpose** : The purpose of this study was to investigate the effect of the output energy(voltage) of laser welding on the strength and properties of joint of cast titanium(CP Gr II ) and titanium alloy(Ti-6Al-4V).

**Material and method** : Cast titanium and its alloy rods(ISO6871) were prepared and perpendicularly cut at the center of the rod. After the cut halves were fixed in a jig, and the joints welded with a laser-welding machine at several levels of output voltage of 200V~280V. Uncut specimens served as the non-welded control specimens. The pulse duration and pulse spot size employed in this study were 10ms and 1.0mm respectively. Tensile testing was conducted at a crosshead speed of 0.5mm/min.

The ultimate tensile strength(MPa) was recorded, and the data(n=6) were statistically analyzed by one-way analysis of variance(ANOVA) and Scheffe's test at  $\alpha=0.05$ . The fracture surface of specimens investigated by scanning electron microscope(SEM). Vickers microhardness was measured under 500g load of 15seconds with the optimal condition of output voltage 280V.

### **Results** :

The results of this study were obtained as follows,

1. When the pulse duration and spot size were fixed at 10ms and 1.0mm respectively, increasing the output energy(voltage) increased UTS values and penetration depth of laser welded to titanium and titanium alloy.
2. For the commercial titanium grade II , ultimate tensile strength(665.3MPa) of the specimens laser-welded at voltage of 280V were not statistically( $p>0.05$ ) different from the non-welded control specimens(680.2MPa).
3. For the titanium alloy(Ti-6Al-4V), ultimate tensile strength(988.3MPa) of the specimens laser-welded at voltage of 280V were statistically( $p<0.05$ ) different from the non-welded control specimens(665.0MPa).
4. The commercial titanium grade II and titanium alloy(Ti-6Al-4V) were Vickers microhardness values were increased in the fusion zone and there were no significant differences in base metal, heat-affected zone

---

**Key words** : Titanium, Titanium alloy, Centrifugal Casting, Laser welding