

용접방법에 의한 타이타늄 연결부의 기계적 성질에 관한 연구

서울대학교 대학원 치의학과 치과보철학교실, 성균관대학교 의과대학*

이수영 · 장익태 · 허성주 · 임순호*

I. 서 론

치과용으로 사용되는 금속은 구강이라는 조건에 의해 크기가 제한되는 특성과, 타액이나 음식과 관련된 여러 화학적인 문제점 그리고 상존 하는 구강 내 미생물과 음식물 등의 접촉에 의한 변색 및 부식성, 온도의 변화가 심한 환경 등의 특수성 때문에 물리적, 기계적 성질이 우수하고 생체적합성이 좋아야 하며 내식성이 우수하여야 한다¹⁻⁴⁾.

오늘날 국소의 치금속구조물용 금속으로는 금합금(Type IV), 코발트-크롬합금 등이 많이 사용되고 있다. 국소의 치용 금합금은 우수한 물리적 성질과 내식성 및 쉬운 가공성 때문에 많이 사용되어 왔으나 높은 비용 때문에 비귀금속합금으로 대체되는 경향을 보여왔다⁵⁻⁷⁾.

1929년 Erdle과 Prange가 치과용 수복물로 코발트-크롬합금을 사용할 수 있는 주조법을 개발한 이후로, 코발트-크롬합금은 비중이 작고 내식성이 우수하며 금속자체의 가격이 저렴하기 때문에 국소의 치금속구조물용으로 많이 사용되어 오고 있다³⁻⁵⁾.

그러나 코발트-크롬 합금의 입자가 적혈구의 용혈작용을 일으킨다는 보고와 국소의 치장착 후에 타액이나 혀의 탈락상피에서 높은 농도의 코롬이 보고되는 등, 생체적합성이나 유독성에 대한 경고가 보고되고 있다^{8,9)}.

또한 금관이나 도재전장관 그리고 가공의 치 등에서 금합금의 대용으로 니켈-크롬합금은 현재까지 널리 사용되어오고 있으나 니켈에 대한 생체적합성의

문제와 금속의 합금화 및 물성의 향상을 위해 첨가되는 베릴리움 등의 유독성에 대해 많은 보고가 있어¹⁰⁻¹³⁾ 이후 이러한 합금들을 대체할 수 있는 우수한 금속이나 합금의 연구가 활발히 진행되어 왔다.

순수타이타늄과 타이타늄 합금에 관하여서는 미국 국립표준국에서 표준규격을 정하고 있다. 치과용으로는 순수 타이타늄을 많이 사용하고 있으며 현재에는 타이타늄계 합금중 알루미늄과 바나듐이 첨가된 Ti-6Al-4V이 치과용 합금으로 주목받고 있다. 이 Ti-6Al-4V합금은 비교강도가 매우 높고 내식성이 우수하여 순수 타이타늄과 함께 의료용으로 많이 사용하고 있다. Ti-6Al-4V은 순수 타이타늄에 6%의 알루미늄과 4%의 바나듐이 함유된 $\alpha+\beta$ 상의 합금으로서 알루미늄은 α -상 안정화원소로써 합금의 무게를 감소시키면서 강도를 증가시키고, 바나듐은 β -상 안정화원소로써 부식저항능력을 향상시켜 순수 타이타늄에 비하여 피로강도가 높고 우수한 생체적합성을 나타내는 것으로 알려져 있다.

국소의 치용 금속구조물은 실수로 떨어뜨리거나 높은 응력에 의한 파절의 위험이 있지만, 다른 치과 수복물에서 사용되는 금속이나 합금처럼, 어느 정도 까지는 연성과 전성이 크지 않아도 된다. 그러나 높은 피로한도와 가능한 한 높은 강도를 가지는 것이 바람직하다.

국소의 치의 금속구조물은 기포, 불순물 등에 의한 구조적 결함, 부적절한 조정, 환자의 부주의 그리고 구조물의 부적절한 디자인 등의 이유로 사용 중 파절되는 경우가 비교적 흔하다¹⁴⁻²³⁾. 이런 실패는 재료

의 결합 또는 제작 기술상의 문제보다는 계속적인 변위 때문인데, 이것이 큰 응력을 받는 부분에서 파절이 일어난다.

임플란트의 상부구조물이나 국소의치의 금속구조물 제작과정 중 주조 후의 변위 등을 조절하기 위하여 절단하여 재결합시키거나 파절 등 여러 가지의 이유로 금속을 접합시킬 필요가 있을 때 용접을 시행한다. 그러나 타이타늄은 쉬운 산화성으로 인해 용접이 어려웠다. 과도한 산화를 막기 위하여 불활성 가스환경이 사용되기는 하지만 불꽃을 내기 위한 산소의 사용을 배제할 수는 없었다. 용접이란 둘 혹은 그이상의 금속 조각을 열이나 압력 혹은 두 가지 모두를 사용하여 개재되는 금속을 사용하거나 혹은 금속 자체로 국소적 결합을 일으키는 것으로 융합이나 재결정화를 통해 얻어지는 것이라 정의한다. 타이타늄과 타이타늄합금의 치과적 사용은 늘어가고 있으나 타이타늄을 연결하는 적절한 방법은 많이 개발되어 있지 않다. 기존의 연결방법 중 치과 영역에서는 복잡하고 시간 소모적인 매몰 납착법을 주로 사용하고 있다. 매몰납착법 이외의 다른 용접법으로는 electrical resistance soldering, infrared soldering 그리고 plasma soldering 등이 있다. 그러나 타이타늄은 산화 없이 용접되어야 하기에 연결될 부위는 주변공기와 격리되어야 한다. 따라서 이 모든 방법은 빠르게 수행되어야 하며 열을 방출하는 과정은 매우 작은 범위로 국한되어야 한다. 따라서 까다로운 타이타늄의 용접을 가능하게 하는 방법은 매우 제한적이다. 이런 조건하에서 가장 먼저 타이타늄의 용접을 가능하게 한 것은 불활성가스 아크 용접법이다. 주로 아르곤 가스로 주변의 공기를 차단하고 텅스텐 봉과 모재 사이에서 아크를 발생시켜 용접하는 방법으로 주로 0.3 - 3.0mm 두께를 용접하는데 사용하고 산화, 질화를 방지하고 용재를 사용하지 않으며 열의 집중으로 용접능률이 높아지고 용착부의 연성, 강도, 기밀성 및 내열성이 우수한 장점이 있다²⁴⁾.

1970년 Gordon과 Smith²⁵⁾는 레이저 에너지를 치과용 주조 합금의 연결에 사용하였으며, 레이저 용접이 고정성 혹은 가철성 국소의치에서 시간이 적게 걸리고 더 정확하며 강한 연결부를 얻을 수 있다고 하였다. Huling과 Clark²⁶⁾는 레이저 용접이 기존의 납착법보다 정확하다고 하였다. 또한 레이저 용접은 모금속만으로의 자가용접에 효과적으로 사

용할 수 있다.

전자 빔 용접은 진공 속에서 발생된 고속의 전자빔을 모재를 향해 충돌시켜, 그 때에 발생하는 충돌 발열을 이용하여 모재를 접합하는 방법이다. 진공 중에서 금속의 용해나 주조를 하는 것이 유해가스의 제거 및 용융금속의 순도를 향상시키는 의미에서 대단히 중요한 야금기술로 되어있지만 진공 중에서 용접을 하는 이점이 최근에 확인되어 점차 실용화되고 있다. 특히 타이타늄등 비중이 낮은 금속의 용접에 효과적으로 이용되고 더욱이 초점을 1mm²이하의 작은 면적으로 할 수 있는 것이 특징이다.

따라서 본 연구는 보철영역에서 그 사용이 증가되고 있는 세 종류의 타이타늄의 용접법에 대하여 용접법에 따른 기계적 성질과 용접조건이 용접부 및 그 주위금속에 미치는 효과를 비교 관찰하는 것을 목적으로 하여 치과에서 사용이 가장 많은 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V 합금을 텅스텐 아크 용접, 레이저 용접 그리고 전자 빔 용접을 시행한 후 인장강도, 항복강도, 연신율 및 미세경도등의 물리적 성질과 각 용접부 단면의 주사전자현미경 사진 및 용접부 부근의 원소를 Wave Dispersion Spectroscopy를 이용하여 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이를 보고하고자 한다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에서는 American Society of Testing and Materials(ASTM B348)의 Grade II C.P. (Commercially Pure) 타이타늄과 ASTM B265의 Grade V Ti-6Al-4V 타이타늄 합금을 주조하여 사용하였다. 본 실험에서 사용된 타이타늄의 제품명, 각 원소의 구성비, 매몰재 명칭과 사용한 주조 기계는 Table 1과 같다.

2. 시편제작

추후에 절단시 지표가 될 수 있도록 정중부에 새김눈(notch)을 가지도록 제작된 금형에(metal mold)에 Duralay 레진(Dental Mfg. Co. Ltd., U.S.A.)을 주입하여 미국치과의사협회 재료규격 5호의 요구조

Table 1. Metals and casting methods used in this study

Metal	Manufacturer	Contents	Investment	Casting Machine
C.P.Ti (Gr II)	Ohara Co.(Japan)	Ti 99.5%, etc 0.5%	Titanium vest, Ohara Co.(Japan)	Electric arc, centrifugal
Ti-6Al-4V(Gr V)	Hyundai Ti Co.(Korea)	Ti 89.1%, Al 5.5-6.75% V 3.5-4.5%, etc 0.9%	Titanium vest, Ohara Co.(Japan)	Electric arc, centrifugal

건인 직경 3.0mm, 길이 18.0 ± 0.1 mm을 총족시킬 수 있는 레진 시편 80개를 준비하고 Titanium Vest (Ohara, Japan)에 매몰한 후 제조사의 지시에 따라 OHARA Titaniumer(OAC-500T25)를 이용하여 순수 타이타늄과 타이타늄 합금으로 각각 40개씩의 시편을 주조하였다. 모든 금속 주조체의 매몰재는 50 μm 산화 알루미늄을 분사하여 제거하였다. 주조된 시편은 각 금속에 따라 4개의 군으로 나누어 절단 및 용접을 하지 않는 대조군, 절단 및 레이저 용접한 군, 절단 및 전자 빔 용접을 시행한 군, 그리고 절단 및 텅스텐 아크 용접을 한 군으로 분류하였다.

3. 시편의 절단 및 용접 block 제작

주조된 시편을 각 면이 서로 수직이 되도록 제작된 금형에 삽입 고정하여 시편의 중앙에 표시된 새김눈을 시편장축과 수직이 되도록 고정된 절단기를 이용하여 절단하였으며 절단면은 시편장축과 수직이 되도록 연마하였다. 각 시편의 절단면은 증기세척기로 세척한 후 건조하였다. 절단된 주조시편은 내부의 양쪽 시편 장축이 평행이 되도록 제작된 금형에 위치시킨 후 Duralay 레진으로 중앙부를 고정 시켰다. 정중 절단부분을 중심으로 양쪽 1mm씩 노출시킨 후 soldering investment로 포매하여 welding block을 제작하였다.

4. 용접

1) 대조군

각 실험시 대조군으로 사용하기 위해 금속 당 10개씩의 시편을 보관하였다.

2) 레이저 용접군

절단된 각 10개의 시편을 Nd:YAG 레이저 가공기 (250W Lumonics JK 702, England)를 이용하여 용접하였다. 시편의 용접중 산소와의 접촉을 차단하기 위해 특별히 제작된 chamber안에 아르곤 가스를 15L/min로 주입하여 불활성 가스 분위기를 만들었으며 용접 완료 후에도 용접부의 냉각시 산화 가능성을 배제하기 위해 1분간 불활성분위기를 유지하였다. 에너지는 67W 8.24J의 강도로 시편의 중앙부까지 미치도록 조절하였으며 각 welding spot는 85%가 중첩되도록 하여 360° 용접하였다.

3) 전자빔 용접군

절단된 각 10개의 시편을 전자 빔 용접기 (Wentgate DW 606, England)를 이용하여 용접하였다. 에너지 수준은 시편의 중앙부까지 도달되도록 50 kV, 2.0mA, focus 454mA로 조절하였고 진공상태 하에서 720°원주 용접하였다. 용접후 냉각시의 산화가능성을 배제하기 위해 2분간 진공상태를 유지하였다.

4) 텅스텐 아크 용접군

절단된 각 10개의 시편은 Gas tungsten arc 법을 이용하여 TIG(Tungsten Inert Gas) 용접기 (Daeho DH500Mx, Korea)를 이용하여 350V 12A에서 아르곤 가스 분위기 하에서 용접하였다. 절단부 원주의 120° 부위에 먼저 용접을 하여 고정하고 3점 고정후 동일 술자가 원주를 용접하였다.

5. 인장시험

만능시험기(Instron 4505, U.S.A.)를 이용하여 cross head speed 0.5mm/min로 시험하였으며 측정

된 하중, 응력, 변위로부터 인장강도, 항복강도, 연신율을 구했다.

6. 미세경도 측정

각 군의 시편 표면을 포매하여 횡단면을 연마한 후 표면에서 500 μm 안쪽을 용접부 중앙에 두 점, 열영향부 두 점, 모금속 두 점을 간격을 두고 micro-hardness tester(shimadzu HMV 2000)를 사용하여 500g의 힘으로 15초간 하중을 가한 후 미세경도를 측정하였다.

7. 용접부위에 대한 SEM 평가

인장강도 시험후 파절된 각 시편중 하나씩을 선택하여 용접부위, 열영향부위를 250배의 배율로로, 파절부위를 30배, 800배의 배율로 주사현미경(JSM 840A, Jeol, Japan)으로 관찰하였다.

8. 용접부위에서의 금속현미경 조직관찰 및 정량분석

모금속과 용접부와의 경계부에서 반응층을 관찰하기 위해 저속 다이아몬드 절단기(Low speed saw, Beuhler Co.)를 사용하여 중앙 부위를 절단하고 연마기(Polisher, Beuhler Co.)로 금강사지 350번부터 4000번까지 연마후, 1.0 μm 과 0.3 μm α -산화알루미늄 분말을 사용 연마하여 알콜로 초음파 세척하였다. 이를 불산(HF 48%), 질산(HNO₃ 70%)과 증류수를 1:1:48로 섞어 금속현미경에서 입자상이 나타날 때 까지 5 - 10초간 부식하였다. 경계부위를 금속현미경으로 50배의 배율로 비교 관찰하고, 용접부 및 열영향부위 그리고 모금속에서의 산화도와 주성분의 변화를 비교하기 위해 Wave Dispersion Spectroscopy (Microspec WDX600, U.S.A.)를 이용, 가속전압 25kV, 100 μA , WD12로 광학현미경에서 관찰된 경계부위의 전자상을 촬영하고 그 부위를 횡단하여 주성분 원소(Ti, Al, V, O)의 X선 분석을 시행하였고 성분원소를 정량적으로 비교하였다.

9. 통계

2way ANOVA test를 시행하였고, 재료와 용접법 간의 관계를 알아보기 위해 Duncan's multiple sequential range test를 시행하여 모든 재료와 방법의 가능한 조합으로 95%의 유의성에서 검사하였다. 두 가지 Ti에 있어 특정한 방법의 용접법이 인장강도와 항복강도, 연신율에 있어 유의성 있게 효과적인가를 찾아내기 위해 통계분석 하였다.

III. 실험 성적

1. 인장 시험

시행한 결과 얻어진 각 시편의 인장강도, 항복강도, 연신율은 Table 2와 같다.

순수 타이타늄에 있어 인장강도는 701.34 MPa, 항복강도 450.18MPa 그리고 연신율 19.028이었다. 순수 타이타늄의 용접법에 따른 인장강도의 차이는 ANOVA와 Duncan's multiple range test를 한 결과 레이저 용접군과 전자빔 용접군 및 용접하지 않은 대조군에서는 유의한 차이가 없었으며 텅스텐 아크 용접군과는 유의한 차이를 나타내었으며 항복강도 및 연신율에 있어서도 대조군, 레이저 용접군 그리고 전자빔 용접군간에는 유의한 차이가 없었으나 텅스텐 아크 용접군과는 유의한 차이가 있었다($P \leq 0.05$).

Ti-6Al-4V 타이타늄 합금의 경우 인장강도는 1005.22 MPa, 항복강도 601.14MPa 그리고 연신율 8.592였다. Ti-6Al-4V 타이타늄 합금의 용접법에 따른 인장강도의 차이는 대조군과는 유의한 차이를 보이지만 레이저 용접법과 전자빔 용접법간에는 유의한 차이가 없었고 텅스텐 아크 용접법과는 유의한 차이를 나타내었다. 항복강도와 연신율에 있어서도 같은 양상을 나타내었다. 연신율의 경우 대조군보다 레이저용접군과 전자빔 용접군에 있어 유의한 차이를 보이며 증가되는 경향을 보였다($P \leq 0.05$).

2. 미세경도 측정

각 시편에서 얻은 미세경도치는 Table 3, Fig. 2와 같다. 경도의 단위는 Kgf/mm²이며 금속현미경으로

Table 2-1. Comparative properties of C.P. Titanium for each welding methods(n=5)

Welding method Properties	Control	Laser weld.	Electron beam	TIG weld
Tensile Strength (MPa)	701.34±33.98 A	705.36±52.54 A	721.46±41.30 A	413.98±81.66 B
0.2% Yield Str. (MPa)	450.18±39.06 A	439.44±36.60 A	439.55±40.01 A	360.24±56.60 B
Ductility (% elongation)	19.028±0.774 A	18.378±1.865 A	17.026±3.468 A	3.678±2.360 B

Means with same letter are not significantly different ($P \leq 0.05$):

Table 2-2. Comparative properties of Ti-6Al-4V alloy for each welding methods(n=5)

Welding method Properties	Control	Laser weld.	Electron beam	TIG weld
Tensile Strength (MPa)	1005.22±14.49 A	823.82±38.76 B	884.08±73.55 B	292.32±39.59 C
0.2% Yield Str. (MPa)	601.14±26.43 A	323.50±65.84 B	352.62±59.04 B	252.96±37.44 C
Ductility (% elongation)	8.592±0.698 B	11.228±0.569 A	12.196±1.677 A	2.162±0.134 C

Means with same letter are not significantly different ($P \leq 0.05$):

관찰하면서 용접부, 열 영향부, 모금속부위에 대해 두 군데씩 채득하였다.

순수 타이타늄의 경우 레이저 용접 시에는 미세경도의 변화가 없으며 전자빔 용접시 용접부에서 경도의 증가를 나타내었으나 텅스텐 아크 용접에서는 모금속에 비해 경도의 변화를 보이지 않았다. Ti-6Al-4V 합금에서는 레이저 용접군과 전자빔 용접군에서 비슷하게 용접부에서의 경도증가를 나타내었으며 텅스텐아크 용접군에서는 모금속(parent material)에서 열 영향부 (heat affected zone HAZ), 용접부(weld seam)로 갈수록 높은 경도의 증가를 나타내었다.

3. 용접부위에 대한 SEM 평가

각 시편의 파절부위를 주사 전자 현미경을 통하여 관찰하였다.

전자현미경상에서 순수 타이타늄은 금속조직이 전반적으로 조직이 깊게 보였고(Fig. 3-1), Ti-6Al-4V 합금은 조직이 치밀한 형상(Fig. 7-1)을 보였다. 용접하지 않은 시편의 파절면은 가운데가 가늘어지는 necking 현상을 보여 이 금속이 연성을 가지

고 있음을 보여준다(Fig. 3-1). 레이저로 용접한 시편은 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V합금 모두에서 커다란 기포가 발견되었다(Fig. 4-1, 8-1). 이것은 공기의 접촉을 막기 위해 불활성가스 분위기를 만드는데 사용된 아르곤가스가 유입된 것이다. 용접후 파절된 시편들은 매우 편편한 면을 가지고 많은 잔물결무늬를 가지고 있는데 이것은 연성이 작았음을 나타내는 것이다. 순수타이타늄의 텅스텐용접을 한 시편에서는 용접이 깊이 들어가지 못하고 약 0.3 - 0.7mm 정도를 침투하였음을 볼 수 있다(Fig. 6-1). 가운데 대부분은 절단된 채 용접이 되지 않은 상태로 남아있었다. 전자빔에 의한 용접에서는 10^{-5} mmHg의 고진공 상태에서 용접하므로 기체의 유입이 근본적으로 차단되기 때문에 기포를 발견하기가 어려웠으며(Fig. 5-1, 9-1). 용접후 단면의 상태가 대조군의 절단면과 가장 유사하였다.

4. 용접부위의 횡단면에 대한 전자현미경 소견

각 시편의 중앙부위를 절단하고 연마하여 광학현미경으로 용접부 주위를 관찰하고 용접부, 열 영향

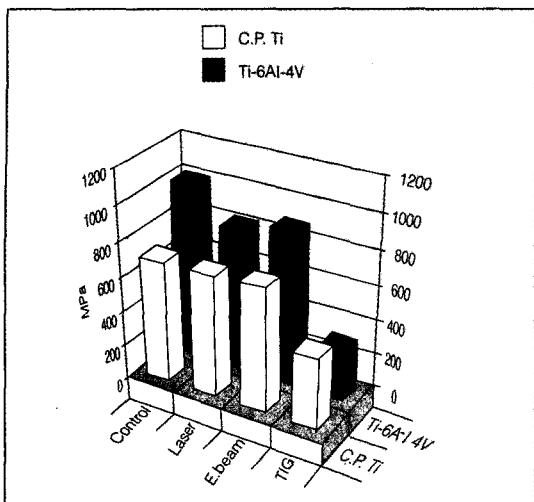


Fig. 1-1. Tensile strength of each group.

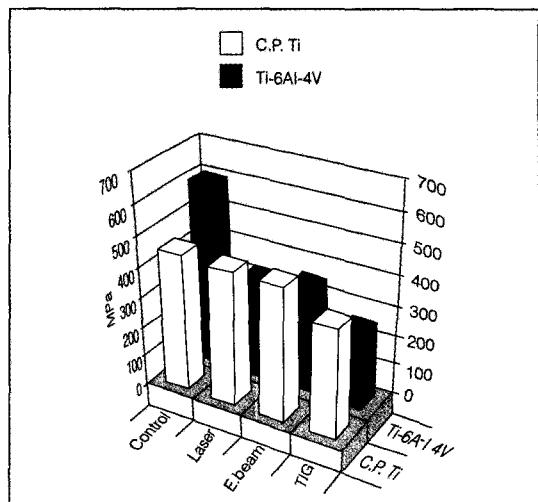


Fig. 1-2. Yield strength of each group.

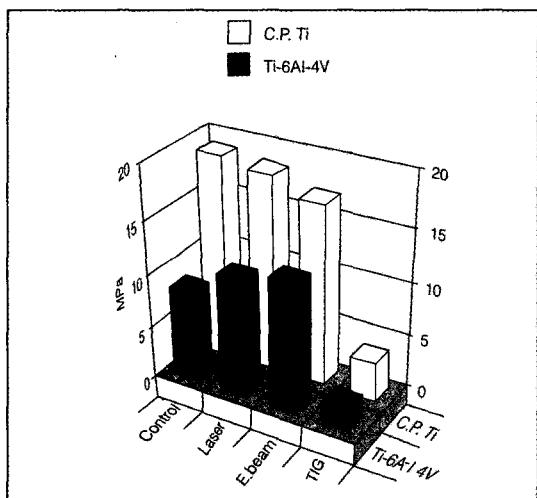


Fig. 1-3. Ductility of each group

부 그리고 모금속 부위에 대해 전자현미경을 얻었다.

용접부부근의 횡단면상을 전자현미경으로 관찰한 결과 Ti-6Al-4V 합금에서는 세가지 용접법에 대해 특별히 달라진 조직의 양상을 보이지 않았으며(Fig. 14 - Fig. 16) 순수 타이타늄의 경우 레이저 용접법(Fig. 11)을 제외한 전자빔 용접법과 텅스텐 아크 용접법에서는 금속조직의 변화를 관찰할 수 있었다. 전자빔 용접시에는 열 영향부의 금속조직이 격자무늬 패턴을 상실하였으며(Fig. 12-2), 텅스텐 아크 용접시에는 열 영향부의 격자무늬 패턴의 상실 및 용접부에서의 균열등이 관찰되었다(Fig. 13-2, 13-3).

Table 3-1. Microhardness of weld seam, HAZ(Heat Affected Zone) and parent material for C.P. Titanium ($\text{kg} \cdot \text{f}/\text{mm}^2$)

	1(Weld seam 1)	2(Weld seam 2)	3(HAZ 1)	4(HAZ 2)	5(Parent)
Laser Weld	325.1	298.7	268.1	291.5	294.3
E. Beam Weld	332.6	313.3	269.1	294.6	295.4
TIG Weld	397.4	273.7	238.9	282.4	283.4

Table 3-2. Microhardness of weld seam, HAZ(Heat Affected Zone) and parent material for Ti-6Al-4V alloy ($\text{kg} \cdot \text{f}/\text{mm}^2$)

	1(Weld seam 1)	2(Weld seam 2)	3(HAZ 1)	4(HAZ 2)	5(Parent)
Laser Weld	461.9	412.7	405.1	410.9	430.6
E. Beam Weld	440.1	426.9	417.9	417.9	431.6
TIG Weld	541.0	504.0	447.8	447.4	464.1

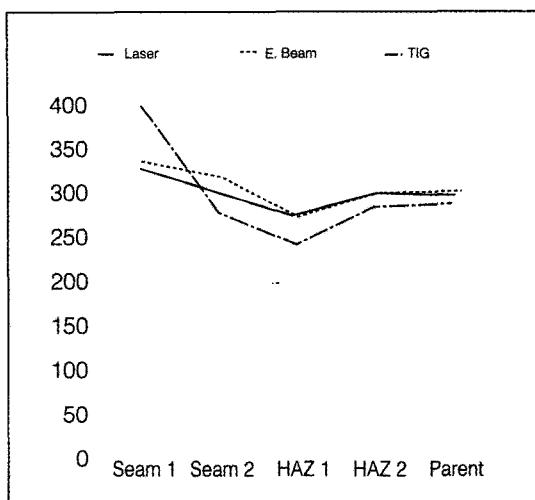


Fig. 2-1. Microhardness of weld seams, HAZs and parent material for C.P.Ti.

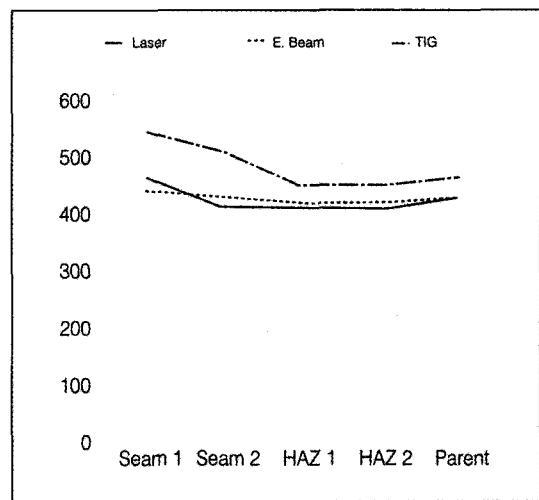


Fig. 2-2. Microhardness of weld seams, HAZs and parent material for Ti-6Al-4V alloy.

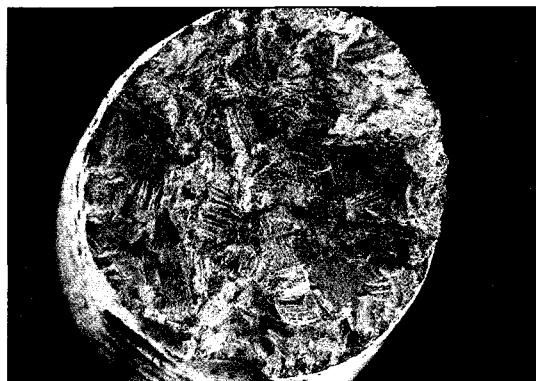


Fig. 3-1. SEM of control specimen for C.P.Ti ($\times 30$).

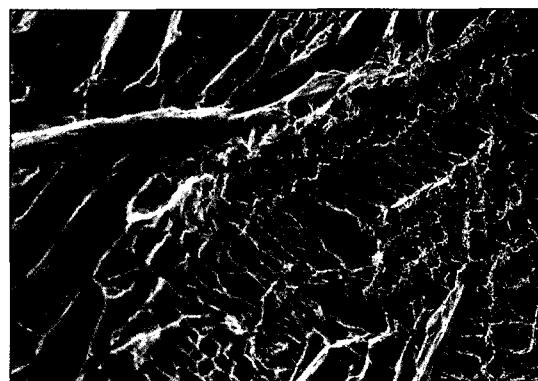


Fig. 3-2. SEM of control specimen for C.P.Ti ($\times 800$).

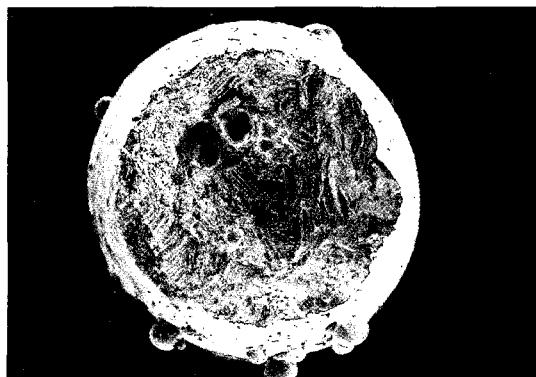


Fig. 4-1. SEM of fractured surface for laser welded specimen of C.P.Ti ($\times 30$).

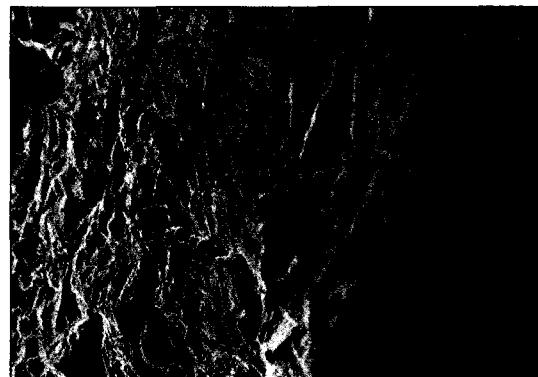


Fig. 4-2. SEM of fractured surface for laser welded specimen of C.P.Ti ($\times 800$).

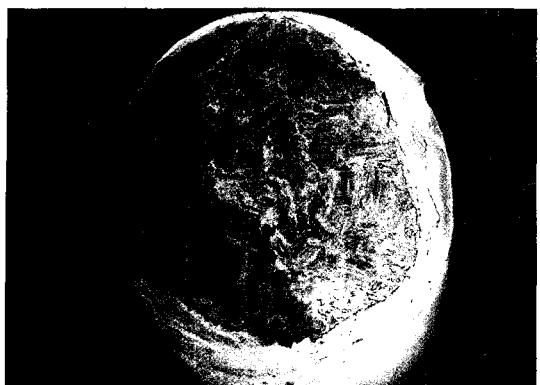


Fig. 5-1. SEM of fractured surface for E. Beam welded specimen of C.P.Ti ($\times 30$).

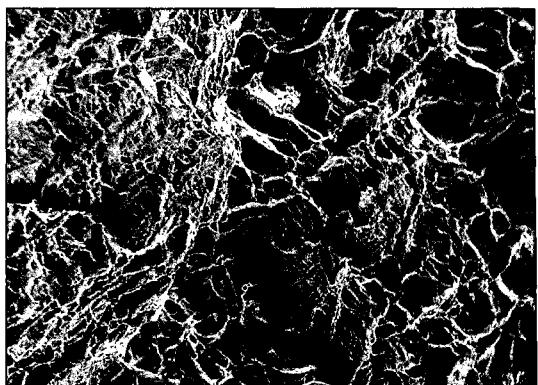


Fig. 5-2. SEM of fractured surface for E. Beam welded specimen of C.P.Ti ($\times 800$).

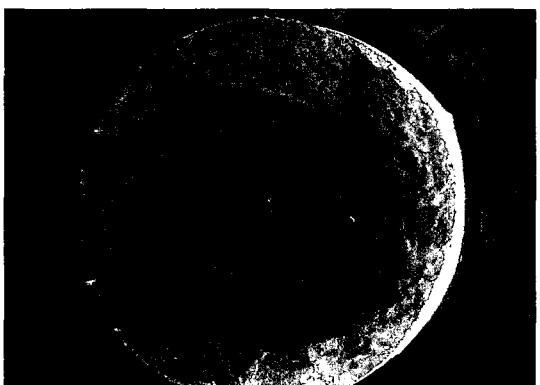


Fig. 6-1. SEM of fractured surface for TIG welded specimen of C.P.Ti ($\times 30$).

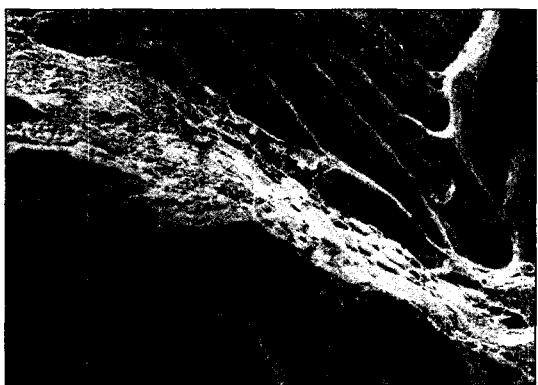


Fig. 6-2. SEM of fractured surface for TIG welded specimen of C.P.Ti ($\times 800$).

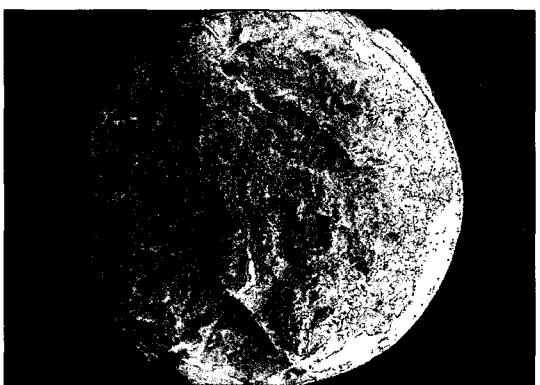


Fig. 7-1. SEM of fractured surface for control specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 30$).

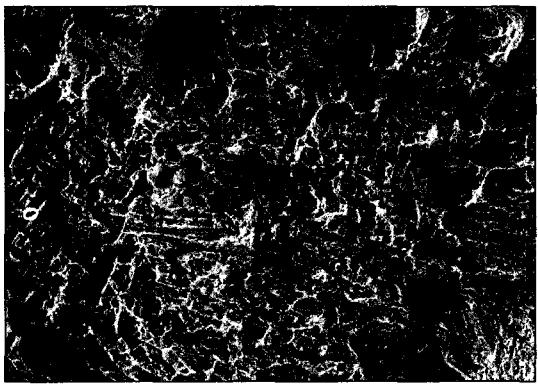


Fig. 7-2. SEM of fractured surface for control specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 800$).

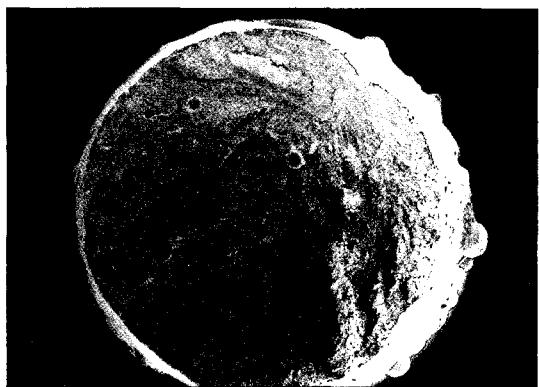


Fig. 8-1. SEM of fractured surface for laser welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 30$).



Fig. 8-2. SEM of fractured surface for laser welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 800$).

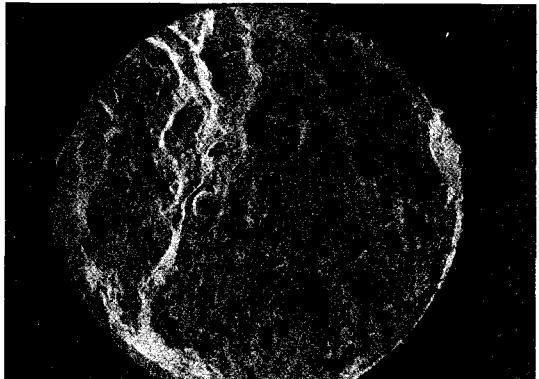


Fig. 9-1. SEM of fractured surface for E.beam welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 30$).

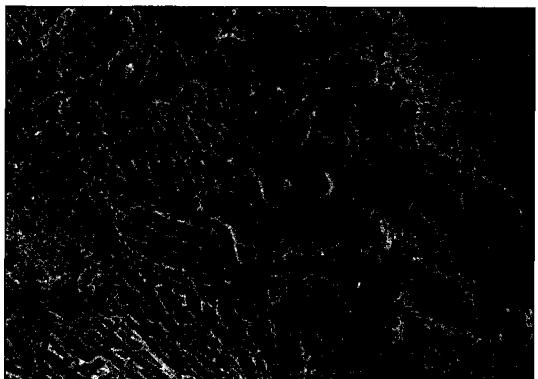


Fig. 9-2. SEM of fractured surface for E.beam welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 800$).

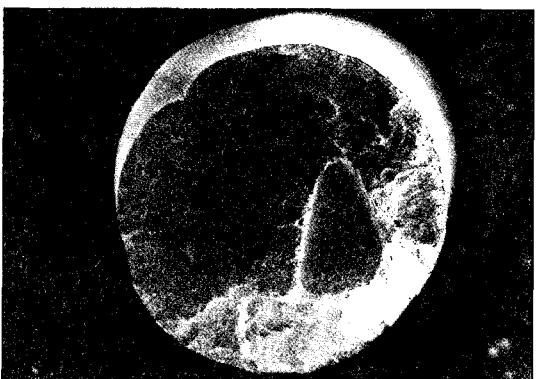


Fig. 10-1. SEM of fractured surface for TIG welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 30$).

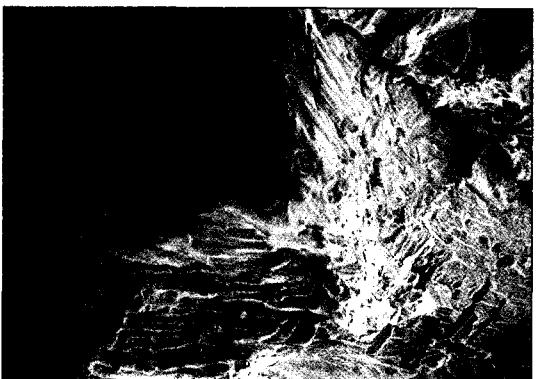


Fig. 10-2. SEM of fractured surface for TIG welded specimen of Ti-6Al-4V alloy ($\times 800$).

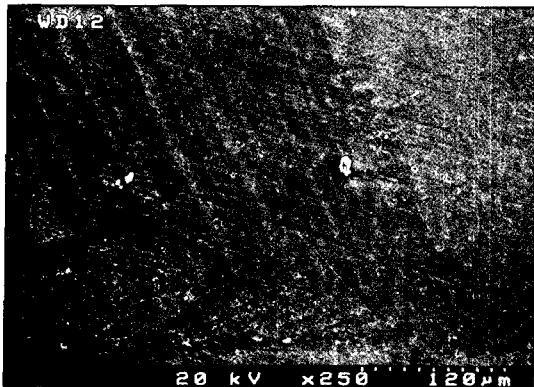


Fig. 11-1. SEM of parent material treated by Laser on C.P. Titanium ($\times 250$).



Fig. 11-2. SEM of HAZ treated by Laser on C.P. Titanium ($\times 250$).

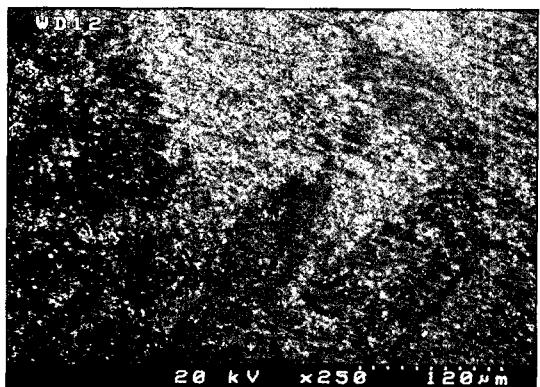


Fig. 11-3. SEM of weld seam treated by Laser on C.P. Titanium ($\times 250$).

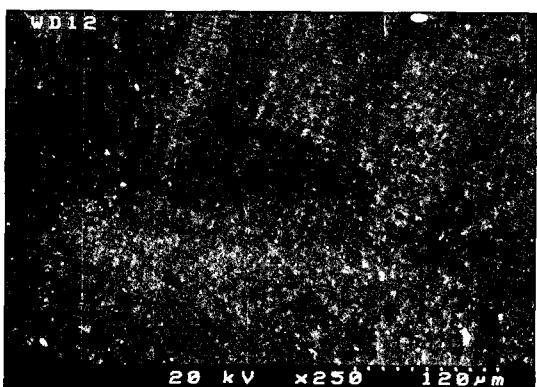


Fig. 12-1. SEM of parent material treated by E. beam on C.P. Titanium ($\times 250$).

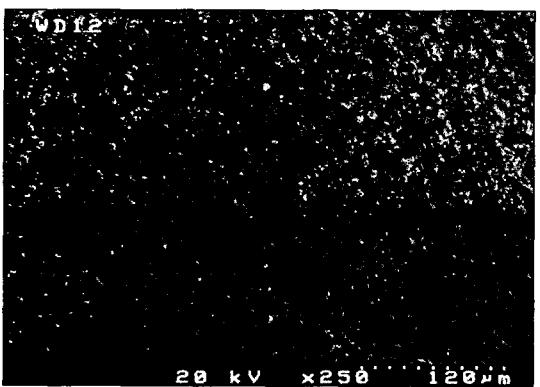


Fig. 12-2. SEM of HAZ treated by E. beam on C.P. Titanium ($\times 250$).

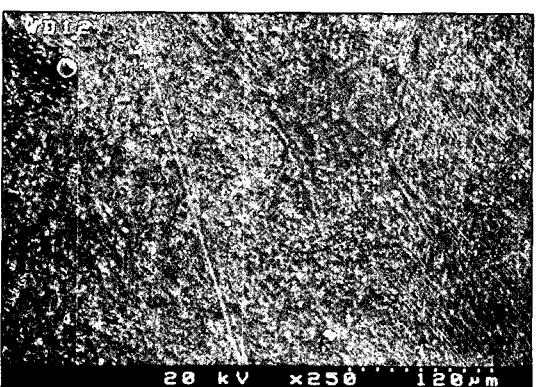


Fig. 12-3. SEM of weld seam treated by E. beam on C.P. Titanium ($\times 250$).

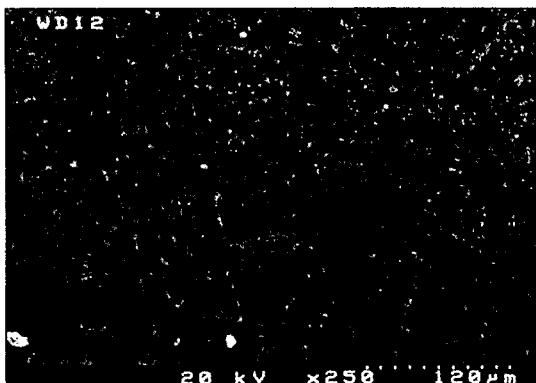


Fig. 13-1. SEM of parent material treated by TIG on C.P. Titanium ($\times 250$).

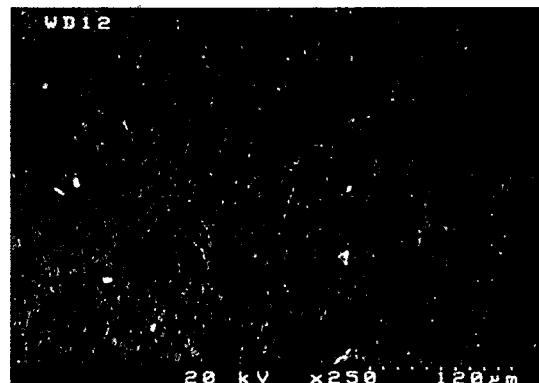


Fig. 13-2. SEM of HAZ treated by TIG on C.P. Titanium ($\times 250$).



Fig. 13-3. SEM of weld seam treated by TIG on C.P. Titanium ($\times 250$).

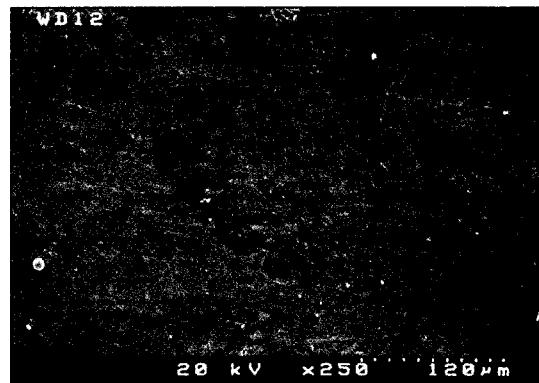


Fig. 14-1. SEM of parent material treated by Laser on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).

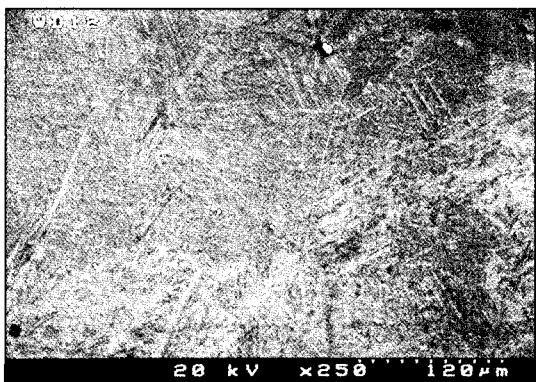


Fig. 14-2. SEM of HAZ treated by Laser on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).

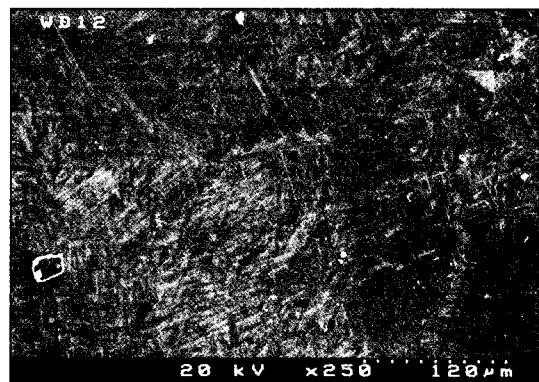


Fig. 14-3. SEM of weld seam treated by Laser on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).

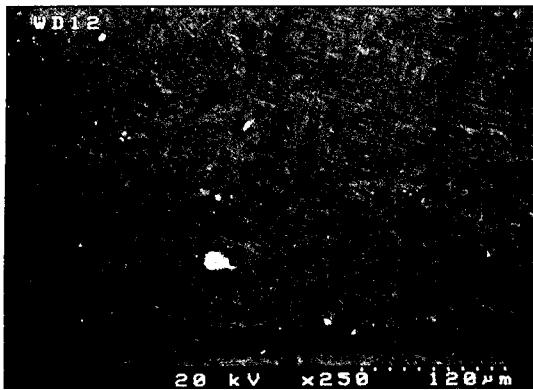


Fig. 15-1. SEM of parent material treated by E. Beam on Ti-6Al-4V ($\times 250$).

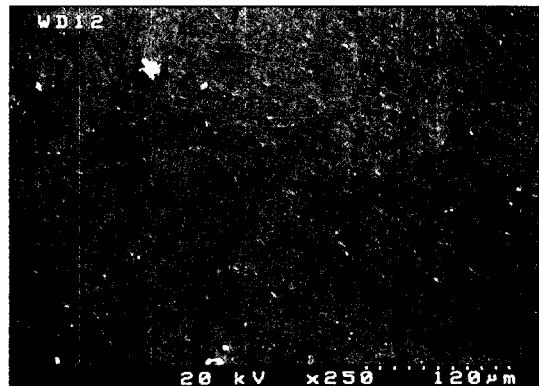


Fig. 15-2. SEM of HAZ treated by E. Beam on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).

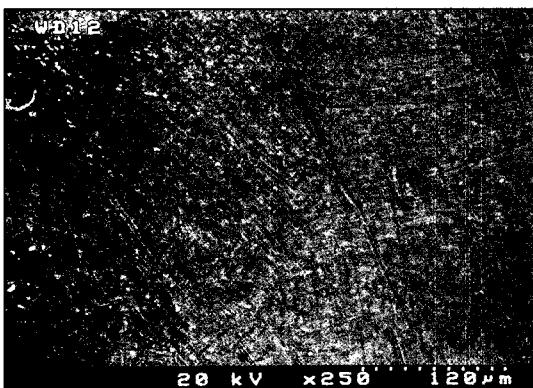


Fig. 15-3. SEM of weld seam treated by E. Beam on Ti-6Al-4V ($\times 250$).

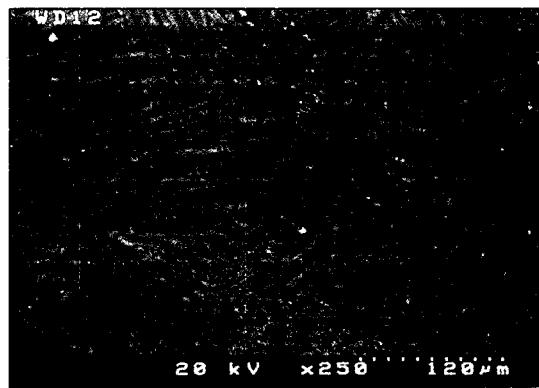


Fig. 16-1. SEM of parent material treated by TIG on Ti-6Al-4V ($\times 250$).

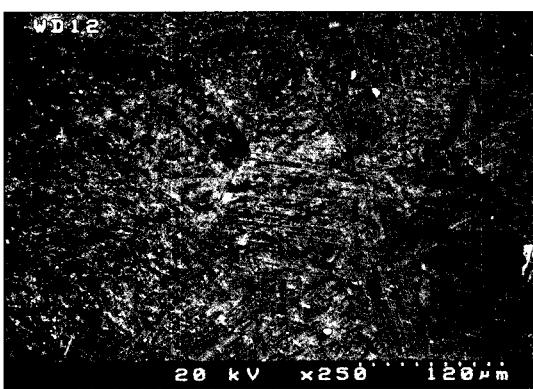


Fig. 16-2. SEM of HAZ treated by TIG on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).

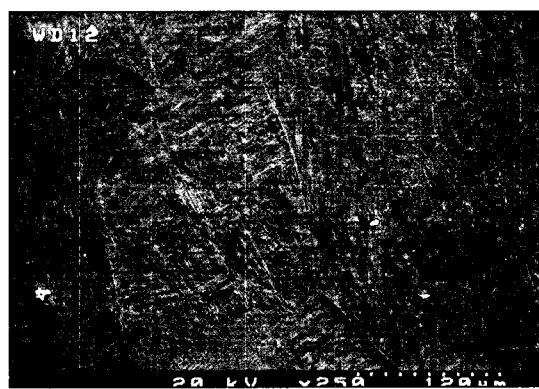


Fig. 16-3. SEM of weld seam treated by TIG on Ti-6Al-4V alloy ($\times 250$).



Fig. 17-1. Longitudinal metallographic cross section through C.P. Titanium treated by Laser($\times 50$).



Fig. 17-2. Longitudinal metallographic cross section through C.P. Titanium treated by E. Beam ($\times 50$).



Fig. 17-3. Longitudinal metallographic cross section through C.P. Titanium treated by TIG ($\times 50$).



Fig. 18-1. Longitudinal metallographic cross section through Ti-6Al-4V treated by Laser($\times 50$).



Fig. 18-2. Longitudinal metallographic cross section through Ti-6Al-4V treated by E. Beam($\times 50$)



Fig. 18-3. Longitudinal metallographic cross section through Ti-6Al-4V treated by TIG ($\times 50$).

Table 4-1. Weight percentage of the ingredients according to the location in C.P.Ti specimens welded by various welding techniques

	Laser Welding			Electron Beam Welding			Tungsten Arc Welding		
	Seam	HAZ	Parent	Seam	HAZ	Parent	Seam	HAZ	Parent
Al	0.03	0.09	0.00	0.00	0.00	0.08	0.05	0.03	0.12
O	2.72	7.02	1.31	2.99	2.87	1.13	3.28	2.72	3.28
Ti	96.56	92.36	98.16	96.46	96.61	95.25	96.07	96.47	95.96
V	0.49	0.48	0.49	0.47	0.48	0.44	0.48	0.53	0.48

Table 4-2. Weight percentage of the ingredients according to the location in Ti-6Al-4V alloy specimens welded by various welding techniques

	Laser Welding			Electron Beam Welding			Tungsten Arc Welding		
	Seam	HAZ	Parent	Seam	HAZ	Parent	Seam	HAZ	Parent
Al	5.14	5.51	6.04	4.76	4.78	6.20	7.00	6.12	7.00
O	1.51	2.05	2.60	2.30	1.95	1.53	2.52	3.14	1.74
Ti	87.74	87.36	86.37	87.81	88.22	87.51	85.55	86.09	86.29
V	5.54	5.05	4.96	5.03	4.95	4.80	4.88	4.63	4.95

5. 금속현미경 조직 관찰

모금속과 용접부와의 경계부에서 반응층을 관찰하기 위해 금속현미경에서 입자상이 나타날 때까지 5~10초간 부식하였다. 용접부 경계부위를 금속현미경으로 비교 관찰하였다.

순수 타이타늄에서 용접부 주위의 grain 크기의 증가를 관찰할 수 있었고 전자빔 용접과 텡스텐 아크 용접에서 grain 크기 증가가 심하였다. 합금의 경우 grain size 증가는 순수 타이타늄에 비해 적어 비교적 고른 양상을 보였으나 용접부와의 경계는 명확히 나타났다.

6. 용접부위에서의 산화정도 및 정량분석

두 가지 금속에 대해 용접 처리한 세 가지 군의 시편을 장축방향으로 절단하여 전자상을 촬영할 수 있게 포매한 후 금속의 부위별 조성을 관찰하고 산화의 유무와 정도를 확인하고자 WDS로 측정하여 Table 4의 결과를 얻었다.

각 용접처리를 시행한 군에서 용접부 및 열 영향부에 산소의 농도가 증가하는 경향을 보였으며 Ti-

6Al-4V 합금의 경우보다 순수 타이타늄에서 용접에 의한 산화도 증가의 경향을 크게 나타내었다. Ti-6Al-4V 합금의 전자빔 용접시 모금속부에 비하여 열 영향부와 용접부에서 알루미늄의 비율이 낮아짐을 관찰할 수 있었다.

IV. 총괄 및 고찰

타이타늄은 원자번호 22, 원자량 47.88의 비중이 낮은 금속으로서 1700년대 초기에 발견되었으나 1930년대 후반에 이르러서야 Wilhelm Kroll에 의해 상업적으로 실용 가능한 추출방법이 개발되었다. 타이타늄은 이론적으로 TiO , TiO_2 , TiO_3 등의 산화물을 형성하며 그 중에서 TiO_2 가 가장 안정된 상태로 가장 많이 존재하며 생체적합성을 갖고 있는 것으로 알려져 있다. 순수 타이타늄은 내식성과 생체친화성을 갖는 안정된 금속이지만 낮은 기계적 성질과 높은 용융점($1,670^{\circ}C$), 그리고 낮은 열전도율 그리고 온도 상승시 산소, 질소 실리카 등과의 큰 친화력으로 취성이 증가되는 등 가공의 어려움으로 인해 사용이 제한되어 왔었다²⁷⁻³⁰. 그러나 뛰어난 물성을 지닌 타이타늄을 치과수복재로 응용하기 위한 노력으

로 특수주조기술³¹⁻⁴⁰⁾ 및 치과용으로서 적절한 타이타늄 합금의 개발⁴¹⁻⁴⁶⁾등을 발전시켜 이미 1980년대부터 치과주조용 금속으로서의 타이타늄에 관한 연구가 진행되어왔다. 치과분야에서 타이타늄은 초기에 임플란트, 의치의 금속상, 교정용 선재, 주조금속관으로 이용되었으나 최근에는 수지전장금속관이나 도재전장금속관의 금속 코팅으로 이용^{43,44,47)}하거나 임플란트 상부구조물로 이용⁴⁸⁻⁵⁰⁾하기 위한 많은 노력이 진행되고 있으며 순수 타이타늄의 열등한 물리적 성질을 개선하기 위해 순수 타이타늄에 알루미늄(Al), 바니듐(V), 몰리브덴(Mo)과 팔리듐(Pd)등을 첨가한 타이타늄계 합금들이 연구 개발 되어오고 있다.⁵¹⁻⁵⁴⁾

타이타늄은 알루미늄, 철, 마그네슘에 이어 지각 구성 금속 중 네 번째로 풍부하나 천연으로 존재하는 산화타이타늄에서 고순도의 금속을 추출하기가 어려워 공업적인 이용이 제한되어오다가 최근 20년 간 그 사용이 급증하여 타이타늄의 생산량이 500배나 증가하였다. 주로 비행기 엔진이나 동체 등의 재료로 사용되었으나 기계적 강도가 우수하고 비중이 낮고 산소와 함께 부동태 산화피막을 형성하기 때문에 부식저항도가 높고 골 내의 매식체에서 반교소체와 유사한 치은 부착을 보이며 구강내 균주에 대하여 항균성을 보이는 등 생체적합성이 우수하여 의학분야로의 이용에 대한 관심이 집중되고 있다.

치과분야에서의 타이타늄의 이용을 보면, 치과 임플란트 재료로 가장 널리 사용되고 있으며 금관 및 가공의치, 국소의치의 구조물과 총의치의 금속상으로, 교정영역에서는 Ni-Ti 합금이 치열 교정용 선재로 사용되고 있다. 타이타늄은 비중이 $4.51\text{g}/\text{cm}^3$ 로 금합금의 약 1/4, Ni-Cr계 합금의 약 1/2 정도이므로 매우 가볍고, 탄성계수가 $10.4 \times 10^3\text{kg}/\text{mm}$, 융점이 높고 비중이 낮으므로 인해 고온에서의 sag 저항이 크며, 항복강도가 $35\text{kg}/\text{mm}$, 신전도가 18% 이상 등 치과수복재료로써 만족할 만한 물리적 성질을 갖고 있어 외과에서는 심장판막, 정형외과에서는 인공관절 제작에도 사용된다.

이러한 장점을 지닌 타이타늄은 치과 재료로서의 요구조건을 충족시키고 있으나 높은 융점을 지니고 고온에서 활성이 높아 대기중의 산소와 반응하여 취성이 증가하여 깨지기 쉬워 주조에 어려움이 있어왔다. 용융점은 $1,668^\circ\text{C}$ 로 전통적인 치과용 합금보다

높으며 비등점은 $3,260^\circ\text{C}$ 이다. 치과용 금속으로 이상적인 특성을 갖는 금속이면서도 사용이 늦어진 이유는 높은 융점($1,700 \pm 20^\circ\text{C}$)이 고온에서 산소나 질소, 탄소 등과의 반응 때문에 주조가 어려워 기존의 주조방법을 사용할 수 없기 때문이었다. 그러나 1977년 Waterstrat은 금관과 국소의치에 Ti-13Cu-4.5Ni의 주조성을 설명하였으며, 1984년 일본연구가에 의해 순수 타이타늄이 의치상에 사용되었고, 최근 아르곤을 주입하면서 아크 용해한 후 원심 주조하는 방법이 개발된 후로는 국소의치, 주조금관 등 치과 보철물 수복재료로 많이 이용되고 있다. Ida 등^{55,56)}은 치과용으로 주조된 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V 합금의 연성과 주요 물성을 조사한 결과 주조를 통하여 이러한 성질이 변화한다고 보고한 바 있고 Taira 등⁵⁷⁾은 4가지의 타이타늄합금에 대한 주조 실험에서 주조시 표면 반응에 기인하는 주조체 단면에서의 커다란 결(grain)의 형성과 미세경도의 변화를 관찰 보고하였다. 순수 타이타늄과 타이타늄 합금의 주조후 경도 변화에 대한 여러 보고⁵⁷⁻⁶⁰⁾에서 미세경도의 변화는 타이타늄 주조체의 표면으로의 산소 침투 결과에 기인하며 이를 mold-Ti reaction이라 하였다. Bessing과 Bergman⁶¹은 주조 기계에 따른 순수 타이타늄의 성질변화를 관찰한 결과 원심주조법이 가장 우수한 결과를 나타내었다고 보고하였다. 타이타늄 구조물은 기성품의 타이타늄을 선반가공하여 사용하거나 주조하여 사용하여야 한다. 선반가공이 물리적, 기계적 성질의 보존에 더욱 효과적이지만 실제 입장에서 행해지는 타이타늄을 이용한 금속구조물의 제작은 주로 주조에 의해 이루어진다. 따라서 본 실험에서는 주조체에 대한 용접후의 물리적 기계적 성질을 알아보고자 원심주조법을 통한 주조체를 이용하였다. 타이타늄 주조체의 평가기준으로는 주조후 금속색상이 은빛을 내야하고, 연성과 강도가 충분하고, 주조 적합성이 우수하고, X-선 상에서 주조체에 기포가 없고, 금속 조직상에서도 표면 기포가 없어야한다.

타이타늄의 물리적 성질은 다른 금속이나 합금보다 우수한 편이다. 주조 전 타이타늄의 인장강도는 약 450 MPa이며, 경도는 160-190 HB이다. 타이타늄의 합금화는 융점을 내리고 주조성을 높이며 내식성과 강도를 높이고 도재와의 용착을 용이하게 하기 위한 연구가 진행되고 있고 또한 타이타늄과 산소와

의 반응을 줄이기 위해 연구되고 있다. 미국 F.D.A.의 인정에 의해 생체 내 사용에서 안정성이 있는 것은 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V 합금 두 가지뿐이며 순수 타이타늄은 내식성을 중시하는 기재에 사용되고 Ti-6Al-4V는 내식성 외에 비강도와 고온강도를 요하는 곳에 이용되고 있다. ASTM에서는 순수 타이타늄과 합금 등의 조성과 기술적 성질을 정해 놓고 있는데 인장강도는 412.02 MPa 이상, 항복강도는 343.35 MPa 이상, 연신율은 18% 이상이다.

최근 들어 치과계에서의 타이타늄 이용의 증가와 더불어 그 사용영역도 확대되고 있다. 생체적합성에 기초하여 초기 임플란트의 재료로 사용이 시작된 후 근래에는 도재전장관의 금속, 가공의치, 가철성 국소의치의 금속상 그리고 최근에는 임플란트의 상부 구조물로까지 사용범위가 넓어지고 있다. 따라서 이러한 타이타늄 사용의 확대와 함께 주조된 금속을 절단하여 다시 용접을 하거나 처음부터 각각 제작하여 이를 용접하는 방법에 대한 연구도 많이 진행되어왔다.

고온에서의 높은 산소, 질소, 수소에 대한 친화성 때문에 전통적으로 치과에서 사용되는 납착법으로는 용접이 불가능하다. 따라서 산소등 대기의 환경으로부터 격리된 채 용접이 진행될 수 있는 용접법에 대한 연구가 진행되어오고 있다. 텅스텐 아크법은 산화, 질화를 방지할 수 있고 청정효과에 의해 용재를 사용하지 않고 용접이 가능하며 열의 집중이 좋아 용접 능률을 높일 수 있으며 용착부가 연성, 강도, 기밀성 및 내열성이 우수한 용접법으로 알려져 왔다. 그러나 본 실험 결과 순수 타이타늄의 용접 시에는 400MPa 정도의 인장강도를 나타내어 임상적 용융이 가능한 정도였으나 Ti-6Al-4V 합금의 경우 250MPa 정도의 낮은 인장강도를 보여 임상적으로 적용하기 어려운 결과를 보였다. 연신율에 있어서도 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V 합금 모두에서 2.1 - 3.7 정도의 낮은 수치를 보여 ASTM 기준치인 18%에 비해 현저히 낮은 결과를 보여 임상적인 사용에는 어려움이 있다고 사료된다. 또한 주사전자현미경을 통해 관찰해 본 결과 표면에 국한되어 용접이 되는 특성상 낮은 기계적 성질을 보였다고 사료된다. 텅스텐 아크 용접에서는 용융풀(melting pool)이라 불리는 열에 의해 용융 되는 부위가 깊이에 비하여 넓기 때문에 용접 깊이를 증가시키고자 용접기의 출력을

높이면 용융풀의 넓이가 넓어져 열 영향부의 면적이 크게 확대되는 한계를 가진다. 그러나 술식이 어렵지 않고 장비의 가격이 높지 않으므로 숙련된 기사에 의한 용접은 임상적 적용 가능성성이 있다고 사료된다. Wang과 Welsch⁶¹⁾는 선재로 가공된 타이타늄을 용접하여 실험한 결과 텅스텐 아크법이 인장강도와 연신율에 있어 양호한 결과를 나타내었다고 보고하였으며 본 실험에서 순수 타이타늄에서 얻은 결과와 일치하는 것이었다. 전자현미경 조직 관찰 사진에서 용접부와 열 영향부에서 타이타늄고유의 침상구조가 소실되는 것이 관찰되었으며 용접부에서는 기포와 균열이 관찰되었다.

Nd:YAG 레이저는 네오디뮴(Nd), 이트리뮴(Y), 알루미늄(Al) 그리고 가넬(G)의 원소로 이루어져 있고 각 원소의 앞자를 합쳐 Nd:YAG로 부른다. 파장은 1,084nm로 자외선영역에 속한다. Plasma 용접과는 달리 레이저 용접은 용접하고자하는 금속의 용융점에 의존하지 않는다. 레이저 용접의 경우 금속 용융에 필요한 에너지는 반사에 의한 에너지 손실, 레이저 광의 흡수 저해요인 그리고 금속의 열전도에 의존한다. 만일 열전도가 높은 금속에 레이저 광이 잘 흡수되지 않는다면 용융을 일으키기 위해 충분한 열 축적을 위하여 더 많은 에너지를 투입해야한다. 광의 반사는 금속 자체와 표면의 상태에 의해 좌우된다. 이런 이유로 레이저 용접을 하는 경우 연마를 하지 않고 alumina 혹은 carborundum으로 표면처리를 한다. 타이타늄의 레이저 흡수율은 0.40, 열전도는 0.17W/cm K로 Nd:YAG 레이저에서 방출되는 1064nm의 파장을 잘 흡수하여 적은 에너지만으로도 효과를 발휘할 수 있어 레이저를 사용하여 다루기에 적합한 금속이다⁶²⁾. 지난 10년간 레이저를 이용한 공업기술이 급격히 발전하였다^{63,64)}. 임상적인 측면이나 기공적인 면에서나 금속구조물의 레이저 용접에 대한 연구는 정확한 구조물 제작에 있어 높은 가능성을 보여주었다⁶⁵⁾. 그러나 레이저 용접에는 출력 에너지, 조사시간, 중첩비율, 피조사면의 처리와 피조사체의 배열 등의 변수가 많아 더 많은 연구가 필요하다. 더구나 360° 원주를 겹쳐서 spot 용접한 경우 내부에 용접되지 않은 부분을 남길 수도 있다⁶⁶⁾. 이런 경우 레이저 에너지는 구성부의 중심으로 침투하지 못한다. 더구나 용접후 냉각과정에서 용접부위의 solidification cracking이 일어나 microsegre-

gation을 일으킬 수도 있고 용접부가 stress를 받기 시작할 때 초기 파절의 가능성을 제공할 수 있다. 본 실험에서 레이저를 이용하여 용접한 결과 순수 타이타늄과 합금 모두에서 기계적 성질도 우수하였으며 금속 조직학적으로 타이타늄의 고유 특성을 잊지 않았다. 그러나 불활성 분위기를 유지하기 위하여 공급되는 아르곤 가스가 용접시 순간적으로 용융금속에 함입되어 용접부에 기포를 형성하는 단점을 발견하였다. 현재 시판되는 치과용 레이저의 경우 일정한 chamber를 불활성가스로 채우고 레이저를 조사하기보다는 레이저가 조사되는 특정부위(spot)에만 아르곤 가스를 집중 분사하여 작업부위 10mm이내만을 불활성 분위기로 만드는 방식을 취한다. 따라서 상당한 압력의 가스 유입이 있고 결과적으로 용융풀 내로 유입될 수밖에 없었으리라 사료된다.

전자 빔 용접²⁴⁾은 고진공 중에서 고속의 전자 빔을 이음부에 충격시켜, 그 발열로서 용접하는 방법이며 높은 에너지를 작은 면적에 집중할 수 있다. 전자 빔 용접의 장점은 고진공안에서 용접을 하므로 산화작용이 잘 일어나는 재료도 용접할 수 있고 전자빔을 집중시키므로 고용융재료인 텅스텐, 몰리브덴 등을 용접할 수 있으며 얇은 판재(0.05mm)에서 두꺼운 판재(300mm)까지 광범위하게 용접할 수 있다. 또한 에너지를 집중하므로 고속으로 용접이 된다. 그러나 단점으로는 배기 장치가 필요하고 피용접물의 크기가 제한을 받으며 장치가 고가이고 합금성분의 감소가 생기며 용접부가 줌기에 냉각속도가 빨라 경화되기 쉽고 용접균열이 생기기 쉽다. 본 실험에서는 인장강도, 항복강도 모두 임상적으로 적용 가능한 범위의 결과를 보였으며 전자현미경 사진 상에서 균일한 격자무늬의 배열을 보였다. WDS 분석을 시행하여 산화의 정도를 비교해 본 결과 대조군과 큰 차이가 없었다. 그러나 Ti-6Al-4V 합금의 경우 용접부와 열 영향부에서 알루미늄의 구성비가 감소함을 보여 전자빔 용접의 단점인 합금 성분의 감소를 확인하였다. 용접을 마친 후 관찰한 용접부의 표면은 연마를 마친 금속과 같은 광택을 보여 표면부에서 산화 없이 용접됨을 볼 수 있었다. 그러나 중심부까지 용접하기 위해 조사되는 에너지의 양이 커기에 전자 빔 조사면이 다소 파여짐을 보였다.

금속현미경으로 관찰한 결과 모든 용접법에 있어서 금속조직에 변화가 나타났다. 레이저로 용접한

시편에서 가장 적은 조직변화를 보였고 전자빔 용접과 텅스텐 아크 용접 시편에서 커다란 조직변화를 보였다. 텅스텐 아크 용접법에서 조직 변화부가 가장 넓게 분포하여 용접시 가장 넓은 열영향부를 가짐을 알 수 있었다. 광학대에서 Widmanstatten 구조가 보였으며 이것은 β 상 전이온도 이상 가열된 시편에서 보이는 구조로 전이온도를 넘나드는 가열과 냉각중 상전이가 일어났음을 보여주는 것이다(순수 타이타늄은 810°C, Ti-6Al-4V 합금은 1000°C). 금속조직상에서 용접부와 열영향부에서 다양한 grain 크기를 관찰할 수 있었다. 이 grain 크기는 실제 온도와 β 상 전이온도 이상 머무는 시간에 의존한다. 용접후 냉각이 빠를수록 allotropic transformation 과정동안에 형성되는 lamellae는 미세해지게 된다. 레이저는 에너지 전달이 빠르고 국소적이어서 β 상 전이온도 이상의 가열이 짧고 주변의 차가운 모금속에 의한 빠른 급냉이 따르므로 결과적으로 훨씬 작은 grain과 침상구조의 α_1 martensitic 구조가 형성되었다. 전자빔 용접법은 가해지는 에너지의 양이 크고 발생하는 온도가 높아 β 상 전이온도 이상으로 머무는 시간이 길어서, 텅스텐 아크 용접법은 가열시간이 길고 가열되는 범위가 넓으며 용접후 냉각시간이 길어지므로 커다란 grain 크기를 가지게 되었으리라 사료된다. 타이타늄은 두 가지의 다른 원자형태로 존재한다. 용융상태에서 냉각할 때 882.5°C이하에서는 육각형의 균일한 α 형태로 결정화하며 882.5°C가 넘으면 입방형 central space β 형태로 변화하며 쥐성을 갖고 강도가 증가되는 특성을 갖는다. 이런 이유로 주조후의 온도조절은 매우 중요하다. 일반적으로 α 형 타이타늄 합금은 쉽게 용접되고 산소저항성이 우수하며 고온에서 강도가 우수하나 실온에서 가공하기 어려운 단점이 있다. 반면 β 형 타이타늄 합금은 용접이 용이하고 저온에서도 가공성이 우수하며 용접이 낮고 연신율을 증가시키기 때문에 치과용으로서 적당하다. $\alpha+\beta$ 형 타이타늄은 강하고 α 형보다는 가공이 용이하지만 용접성이 떨어지는 단점이 있다. 또한 Ti-6Al-4V 합금에서 알루미늄은 약 1/3 정도가 감소되었으며 알루미늄은 α 상 안정화 원소로 용접후 재결정화될 때 α' 상 형성에 영향을 끼쳐 물리, 기계적 성질의 변화를 가져왔을 수도 있으리라 사료된다.

용접시 산소와의 접촉을 최대한 피하도록 노력하였으나 타이타늄은 고온으로 가열시 산화가 쉽게 일

어나므로 각 용접법에 따른 산화도를 알아보기 위하여 산소이온에 대해 WDS를 이용한 정량분석을 시행하였다. 각 용접법에서 용접부 및 열 영향부에 산소의 농도가 모금속에 비해 증가하는 경향을 보였으며 합금에서보다 순수 타이타늄에서 이러한 산화 경향이 두드러졌다. 텡스텐 아크 용접법의 경우 합금의 용접시 열 영향부에 높은 산소이온의 증가를 보였다. 표면에서 내부로, 그리고 용접부로부터 모금속 부위로 갈수록 산화도의 정도가 차이가 날 수 있으므로 각 용접법에 따른 시편을 종단 및 횡단하여 절단한 후 ESCA(XPS)를 이용하여 선분석을 시행하였다. Line scan하여 산소의 상대적 농도를 추적한 결과 위치에 따른 산소이온의 특별한 증감은 관찰되지 않았다.

용접을 마친 금속구조물은 구강내에 여러 가지 환경에 노출되며 구강내에서 기능하며 누적되는 피로에 대하여 저항하여야 한다. 또한 국소의치의 클라스프와 같은 부위가 파절 되었을 경우 이를 용접하였을 때 발생하는 변형에 대한 가요성과 용접부의 부식특성에 대해서도 부가적인 연구가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

최근 고정성, 가철성 국소의치 및 임플란트 상부 구조물의, 금속구조물로 타이타늄과 타이타늄 합금의 사용이 증가하고 있다. 또한 임플란트의 상부구조물이나 국소의치의 금속구조물로 사용할 경우 주조후의 변위 등을 조절하기 위하여 절단하여 재결합시키거나 파절 등 여러 가지의 이유로 금속을 접합시킬 필요가 있을 때 용접을 시행한다. 그러나 타이타늄은 쉬운 산화성으로 인해 납작에 어려움이 있어 이를 해결하고자 하는 많은 노력이 경주되어왔다.

따라서 저자는 보철영역에서 그 사용이 증가되고 있는 세 가지 타이타늄 용접법에 따른 용접부의 기계적 성질과 용접조건이 용접부 및 그 주위금속에 미치는 효과를 비교 관찰하기 위하여 치과에서 가장 많이 사용하는 순수 타이타늄과 Ti-6Al-4V 합금을 텡스텐 아크 용접, 레이저 용접 그리고 전자 빔 용접을 시행한 후 인장강도, 항복강도, 연신율 및 미세경도 등의 물리적 성질과 각 용접부 단면의 주사전자현미경 및 용접부 부근의 원소를 Wave Dispersion

Spectroscopy를 이용하여 연구한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 순수 타이타늄의 용접방법에 따른 인장강도, 항복강도, 연신율의 차이는 대조군, 레이저 용접군 그리고 전자 빔 용접군에 있어 유의한 차이가 없었으나 텡스텐 아크 용접군에서는 유의성 있게 낮은 차이를 나타내었다($P \leq 0.05$).
- Ti-6Al-4V 합금의 용접법에 따른 인장강도와 항복강도의 차이는 대조군에서 가장 높은 값을 보였지만 레이저 용접법과 전자 빔 용접법간에는 유의한 차이가 없었고 텡스텐 아크 용접군에서 가장 낮은 값을 보였다($P \leq 0.05$).
- Ti-6Al-4V 합금의 연신율의 경우 대조군보다 레이저 용접군과 전자 빔 용접군에서 유의한 차이를 보이며 증가되는 경향을 보였다($P \leq 0.05$).
- 순수 타이타늄의 용접시 모든 용접법에서 미세경도의 증가를 나타내었으며 텡스텐 아크 용접군에서는 모금속에 비해 매우 높은 경도의 증가를 보였다.
- Ti-6Al-4V 합금에서는 레이저 용접군과 전자 빔 용접군에서 경도의 변화가 관찰되지 않았으며 텡스텐 아크 용접군에서는 모금속에서 용접부로 갈수록 경도의 증가를 보였다.
- 금속현미경 및 주사전자현미경을 통하여 관찰한 결과 레이저 용접법에서 중앙부까지 용해되어 재결정화 되었고 텡스텐 아크법은 표면 0.3-0.7mm 까지 침투하여 용접되는 경향을 보였다.

참 고 문 헌

- Nitkin DA and Asgar K : Evaluation of alternative alloys to type III gold for use in fixed prosthodontics. JADA 93:622-629, 1976.
- Reisbick MH: Precious and noble-based casting alloys. J Prosthet Dent 54:785-788, 1985.
- Craig RC : Restorative dental materials. 8th ed., St. Louis, C. V. Mosby Co., 1988.
- Asgar K, Techow BO and Jacobson JM : A new alloy for partial dentures. J Prosthet Dent 23:36-43, 1970.

5. Phillips RW : Skinner's Science of Dental Materials. 8th ed., Philadelphia, W. B. Saunders Co., 1982.
6. Bessing C and Bergman M : The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 16:109-113, 1992.
7. Moffa JP : Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am* 27:733-746, 1983.
8. Pierce LH and Goodkind RJ : A status report possible risks of base metal alloys and their components. *J Prosthet Dent* 62:234-238, 1989.
9. Philips RW, Hamilton AI, Jendersen MD, McHorris WH and Schallhorn RG : Report of committee on scientific investigation of the American academy of restorative dentistry. *J Prosthet Dent* 55:736-772, 1986.
10. Covington JS, McBride MA, Slagle, WF and Disney AL : Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *J Prosthet Dent* 54:127-136, 1985.
11. DeMelo JF, Gjerdet NR and Erichsen ES : Metal release from cobalt-chromium partial dentures in the mouth. *Acta Odontol Scand* 41:71-74, 1983.
12. Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE and Evjen G : Nickel and Iron in Saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 49:73-78, 1991.
13. Moffa JP, Guckes AD, Okawa, MT and Lilly GE : An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part II. Industrial safety and biocompatibility. *J Prosthet Dent* 30:432-441, 1973.
14. Henderson D : McCracken's removable partial prosthodontics, 7th ed., St. Louis, C. V. Mosby Co., 1985.
15. Smith DC : Acrylic denture: mechanical evaluation of midline fracture. *Br Dent J* 110:257-267, 1961.
16. Peyton FA : Flexure fatigue studies of cast dental gold alloys. *JADA* 21:394-415, 1934.
17. Hargreaves AS : The prevalence of fractured denture. *Br Dent J* 126:451, 1969.
18. Robert PR *et al.* : Removable partial dentures, Asian ed., Quintessence publishing Co., 1987.
19. Lewis AJ : Failure of removable partial denture castings during service. *J Prosthet Dent* 39:147-149, 1978.
20. Smith RA : Clasp repair for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 29:231-234, 1973.
21. Bergman B, Hugoson A and Olsson CO : Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: A ten-year longitudinal study. *J Prosthet Dent* 48:506-514, 1982.
22. Anderson JN : The cobalt-chromium partial denture: clinical survey. *Br Dent J* 107: 57-62, 1959.
23. Anderson JN : A clinical survey of partial dentures. *Br Dent J* 93:59-67, 1952.
24. 최인수, 최홍식, 김영일, 박종태, 신관수 : 기계 공작법 122-164, 원창출판사 1995.
25. Gordon TE and Smith DL : Laser welding of prostheses-An initial report. *J Prosthet Dent* 24:472-476, 1970.
26. Huling JS and Clark RE : Comparative distortion in three-unit fixed prostheses joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. *J Dent Res* 56:128-134, 1977.
27. Bergman B : Evaluation of the results of treatment with osseointegrated implants by the Swedish National Board of Health and Welfare. *J Prosthet Dent* 50:114-115, 1983.
28. Hansson HA, Albrektsson T and Branemark PI : Structural aspects of the interface between tissue and titanium implants. *J Prosthet Dent* 50:108-113, 1983.
29. Kasemo B : Biocompatibility of titanium implants : surface science aspects. *J Prosthet*

- Dent 49:832-837, 1983.
30. Fédération Dentaire Internationale Technical Report No. 34. : Alternative casting alloys for fixed prosthodontics. Int Dent J 40:54, 1990.
 31. Parr GR, Gardner LK and Toth RW : Titanium; the mystery metal of implant dentistry, dental materials aspects. J Prosthet Dent 54:410-414, 1985.
 32. Waterstrat RM and Giuseppetti AA : Casting apparatus and investment mold material for metals which melt at very high temperatures. J Dent Res 64:317, 1985.
 33. Taira M, Moser JB and Greener EH : Face coats for dental casting of titanium alloys. J Dent Res 64:317, 1985.
 34. Hamanaka H, Doi H, Yoneyama T and Okuno O : Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. J. Dent. Res., 68:1529-1533, 1989.
 35. Ida K : Dental application of titanium and its alloys. Dental Journal, 30:297, 1989.
 36. Hruska AR : A novel method for vacuum casting titanium. Int J Prosthodont 3:142-145, 1990.
 37. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Lin JH, Moser JB, and Greener EH : Casting pure titanium into commercial phosphate bonded SiO₂ investment molds. J Dent Res 69:1800-1811, 1990.
 38. Sunnerkrantz PA, Syverud M and Her H : Effect of casting atmosphere on the quality of Ti-crowns. Scand J Dent Res 98:268-272, 1990.
 39. Mueller HJ, Giuseppetti AA and Waterstrat RM : Phosphate-bonded investment materials for titanium casting. J Dent Res 69:367, 1990.
 40. Hruska AR and Borelli P : Quality criteria for pure titanium casting, laboratory soldering, intraoral welding, and a device to aid in making uncontaminated castings. J Prosthet Dent 66:561, 1991.
 41. Ida K, Tsutsumi S and Togaya T : Titanium or titanium alloys for dental casting. J Dent Res 59:985, 1980.
 42. Moser JB, Lin JH, Taira M and Greener EH : Corrosion and microhardness of Cu-Ti, Co-Ti and Ni-Ti systems. J. Dent. Res., 63: 258, 1984.
 43. Riesgo O, Greener EH and Moser JB : Titanium alloys with dental porcelain. J Dent Res 63:319, 1984.
 44. Moser JB, Lin JH, Taira M and Greener EH : Development of dental Pd-Ti alloys. Dent Mater 1:37-40, 1985.
 45. Greener EH, Moser JB, Opp J, Szurgot K and Marker BC : Properties of centrifugally cast commercial Ti and Ti-6Al-4V. J Dent Res 65:317, 1986.
 46. Okuno O and Hamanaka H : Titanium and titanium alloy in dental use. Dental Journal 30:317, 1989.
 47. Hegenbarth EA : The present of porcelain fused to titanium. Quint Dent Tech 17:116, 1992.
 48. Inaba N, Tujiimura A and Dangami H : The recent development in implantology, super structure using pure titanium . Quint Dent Tech 13: 65, 1988.
 49. Proceedings of a consensus conference on implantology. Int J Oral Max Implants 5:182, 1990.
 50. Lewis S : An esthetic titanium abutment : report of a technique. Int J Oral Max Implants 6: 195, 1991.
 51. Andersson M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P and Nilson H : Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. Acta Odontol Scand 47:279-286, 1989.
 52. Bergman B, Bessing C, Ericson G, Lundquist P, Nilson, H and Anderson M : A 2 year follow-up study of titanium crowns. Acta

- Odontol Scand 48:113-117, 1990.
53. Goldberg, A. J. : An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res* 58:59, 1979.
54. Burstone CJ and Goldberg AJ : Dental titanium: A new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 77:121, 1980.
55. Ida K, Takeuchi M, Togaya T and Tsutsumi S : Studies on the dental casting of Titanium alloy. Part I. Casting of pure titanium. *J Jpn Res Soc Dent Mater Appl* 37:45-52, 1980.
56. Ida K, Togaya T and Suzuki M : Mechanical properties of pure titanium and titanium alloys. *J Jpn Dent Mater* 27:777-782, 1983.
57. Taira M and Moser JB : Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 5:45-50, 1989.
58. Miyakawa O, Watanabe K and Okawa S : Layered structure of cast titanium surface. *Dent Mater J* 8:175-185, 1989.
59. Miyakawa O, Watanabe K and Okawa S : Skin holes of titanium casting. *Dent Mater J* 12:171-181, 1993.
60. Takahashi J, Kimura H, Lautenschlager EP, Lin JH, Moser JB and Greener EH : Casting pure titanium into commercial phosphate bonded SiO₂ investment molds. *J Dent Res* 69:1800-1805, 1990.
61. Wang RR and Welsch GE : Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent* 74:521-530, 1995.
62. Bohm U, Brämer W, Scuster M and Schusser U : The Laser: A multi-use device for dental technology. *Quint Dent Tech* 19:35-42, 1996.
63. Lee WV, Nicholls JI, Butson TJ and Daly CH : Fatigue life of a Nd:YAG laser welded metal ceramic alloy. *Int J Prosthodont* 10:434-439, 1997.
64. Frentzen M, Koort HJ : lasers in dentistry: New possibilities with advancing laser technology? *Int Dent J* 40:323-332, 1990.
65. Jemt T, Linden B : Fixed implant supported prostheses with welded titanium frameworks. *Int J Periodont Res Dent* 12:177-184, 1992.
66. Tambasco J, Anthony T, Sandven O : laser welding in the dental laboratory: An alternative to soldering. *J Dent Tech* 4:23-31, 1996.

ABSTRACT

MECHANICAL PROPERTIES OF TITANIUM CONNECTORS TREATED BY VARIOUS WELDING TECHNIQUES

Soo-Young Lee, D.D.S., M.S.D., Ik-Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Seong-Joo Heo, D.D.S., M.S.D., Ph.D, Soon-Ho Yim*, D.D.S., M.S.D., Ph.D

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University
Sungkyunkwan University, School of Medicine**

The use of pure titanium and titanium alloys have been increased recently in fixed, removable prosthodontics and implant fields as a framework. But when they were used for superstructures of implant or metal framework of removable prosthesis, welding is necessary to reconnect the fracture site to control the casting distortions. To overcome the difficulties in soldering the titanium due to high oxidation property, much effort have been devoted.

In this study, some of mechanical properties were compared between pure titanium and Ti-6Al-4V alloy by using laser welding, electron beam welding technique and tungsten arc welding. Mechanical properties such as tensile strength, yield strength, elongation and microhardness were measured.

And, in order to compare the effect of welding site and surrounding metal tissue according to the welding condition, SEM photographs were taken and element distribution was observed by Wave Dispersion Spectroscopy.

Through analyses of the data, following results were obtained:

1. In items such as tensile strength, yield strength and elongation according to the welding techniques of pure titanium, only tungsten arc welded group showed significant lower value than other groups($P<0.05$).
2. In items such as tensile strength and yield strength according to the welding techniques of Ti-6Al-4V alloy, control group and tungsten arc welded group showed significant difference among all the groups($P<0.05$).
3. Ti-6Al-4V alloy exhibited significantly greater elongation than control group when the laser welding method and electron beam welding method were used, and elongation showed increasing tendency.
4. Pure titanium specimens exhibited increasing tendency of microhardness regardless of the welding technique applied, and especially tungsten arc welded group demonstrated a great increase of microhardness than parent metal.
5. There was no hardness change in laser welded group and electron beam welded group of Ti-6Al-4V alloy, but in tungsten arc welded group, hardness changed greatly from parent metal to weld seam.
6. Through the metallographic examination and scanning electron microscopy, laser welding caused central fusion and recrystallizations were formed and tungsten arc welding caused localized fusion to 0.3 - 0.7mm from the surface.

Key words : Titanium, Titanium alloy, Laser, Electron beam, Tungsten arc, Welding