原 著

チタンのレーザービーム溶接に関する研究

谷 嘉 明 南 部 敏 之 渡 邊 忠 二

京都大学生体医療工学研究センター*

(主任：谷 嘉明教授)

(受理：平成4年2月13日)

Welding of Titanium using Normal Pulse Nd-YAG Laser

Yoshiaki TANI, Toshiyuki NAMBU and Chuji WATANABE

Research Center for Biomedical Engineering Kyoto University*

(Chief: Prof. Yoshiaki TANI)

(Accepted for Publication: February 13, 1992)

Abstract: Soldering has been chiefly used for jointing prosthetic materials. Titanium is very difficult to solder because it is highly susceptible to oxidation. The recent development of an infrared heater soldering system is expected to make titanium soldering easier. However, because this soldering system uses a solder different from the conventional solder, it may cause problems in the oral cavity such as low resistance to corrosion. Titanium soldering requires prior fixation with the investment material. Therefore, the authors recently attempted laser welding of titanium.

In this attempt, normal pulse Nd-YAG laser (ML-2310A, Miyachi Technos Co.) was used. Laser welding was first used to join 2 titanium cast crowns together and then 2 round titanium rods (2 mm in diameter) together under the following settings: voltage, 300V; pulse width, 6 ms (for crowns) or 5 ms (for round rods); output, 7J (for crowns) or 6J (for rods). The round rods were rotated during welding. The focus spot diameter was 0.6mm. Laser was applied to the materials while spraying argon gas onto them.

In both cases, laser welding resulted in glossy and strong union. Because the spot diameter was small, the heat-affected area was very narrow. Therefore, direct welding on a working model was possible, without necessitating fixation with an investment material. In case of round rods, it was possible to hold one end of both rods between fingers during laser welding. Because laser welding is a kind of sweating, it is expected to involve no risk for reduction of anti-corrosion resistance in the welded area.

The weld strengths of titanium plate specimens obtained by two different welding techniques were compared. With a laser beam (70 mm in focal distance, 0.8 mm in diameter), two titanium plates (40×10×3mm), superimposed each other 2 mm at the end, were welded either by lap seam welding or by spot welding. The load required to tear off the joint by pulling for the spot-welded specimen was 56 kgf in average, while that for the lap-seam-welded

* 〒606 京都市左京区聖護院川原町53 TEL 075-751-4128 FAX 075-751-4144

* 53 Kawahara-cho Shogoin, Sakyo-ku, Kyoto 606 TEL 075-751-4128 FAX 075-751-4144

specimen was more than 106 kgf in average, where the breakage of the base metal often arose in the proximity of the weld.

A major factor hampering the utilization of titanium for prosthesis is the difficulty in processing. If laser welding is introduced to titanium, the dental application of titanium will widen.

Key words = laser welding : titanium : Nd-YAG laser

キーワード = レーザー溶接 : チタン : Nd-YAG レーザー

緒 言

レーザー溶接法の歯科補綴への応用は、Gordon ら (1970)¹⁾による Nd-ガラスレーザーを用いた歯科用レーザー溶接装置による研究をもって嚆矢とする。さらに、Gordon ら (1972)²⁾は、鋳造用合金をレーザー溶接し、引張強さ、硬さなどを評価し、レーザー溶接部は、ろう付け部に比較してより均質であり、急速な融解がレーザー溶接部の性質を変化させるものではないと述べている。Preston ら (1975)³⁾も同様の装置を用いて、貴金属あるいは非貴金属の歯科用合金の溶接におけるその至適エネルギーを示している。

一方、わが国では、南里 (1974-81)⁴⁻⁶⁾による Nd-YAG レーザーを用いた研究が精力的に続けられ、金合金や18-8 ステンレス鋼のレーザー溶接に関する基礎的、臨床的研究の成果があいついで報告されている。

チタンは生体内でイオン化が少なく、安全性の高い素材としてインプラント用材料として賞用されてきたが、最近、真空高温鋳造技術の進歩にともない、義歯床あるいはクラウン、ブリッジなど補綴用材料としての実用が可能となり、その臨床応用はひろがりつつある。比強度も高く、耐食性にもすぐれているチタンの補綴物への利用を困難にしている理由のひとつは、その難加工性にある。とくに歯科では、補綴物の接合技術としてもっばらろう付けが用いられてきたが、チタンの融点が約1,700℃ときわめて高く、酸化しやすい。したがって、ろう付けの非常に困難な金属とされている。最近、赤外線加熱方式のろう付け器が開発されて、チタンのろう付けも実用可能になりつつあるが、組成の異なるろう材を使用するため、口腔内での耐食性その他に問題が生じることが考えられる。また、ろう付けするためには、埋没材による固定が必要であり、多くの操作ステップを経過する際の誤差や埋没材の硬化膨張による変形が伴う。工業界では、チタンの溶接は一般的にはティグ溶接あるいはミグ溶接によって行われているが、溶接の精度が要求される場合や、溶接熱影響によって金属組織が変化してはな

らないような場合には、電子ビーム溶接、プラズマアーク溶接、レーザービーム溶接などエネルギー密度の高い溶接法が用いられている¹⁰⁾。

最近、歯科の分野でもチタン補綴物のレーザービームによる溶接が試みられており¹¹⁻¹³⁾、次第に注目を集めつつある。今回は、われわれの試みたレーザービームによるチタンの溶接について報告する。

〔実験 1〕 予備実験

材料と方法

まず、予備実験として、純チタンの鋳造冠および丸棒の溶接を試みた。使用したレーザーは、Normal Pulse Nd-YAG レーザー (ML-2310A, ミヤチテクノス社製) である。溶接試片は、純チタン (JIS 第2種) で鋳造したクラウンおよび直径 2mm の丸棒である。照射条件は、充電電圧300V、パルス幅はクラウンが 6ms、丸棒が 5ms である。出力は、クラウンの場合 7J、丸棒では 6J とし、丸棒の場合、丸棒の中心を軸として2.7秒間で一回転しながら溶接した。焦点スポット径は0.6mm で、溶接部にアルゴンガスを吹き掛けながら照射した。

実験結果

純チタンクラウンのレーザー溶接後の接合状態を図1に示した。溶接部は、レーザースポットを一回づつずらしながら照射したもので、光沢のある強固な接合が得られた。

純チタン丸棒の溶接部を図2に示したが、ろう材を使用しないので、接合部でわずかに嵩減りが認められた。

考 察

チタンは高温で活性が高く、ほとんどの物質と反応するため、ガス溶接、被覆アーク溶接などは用いられない。工業的にもっとも一般的に使用されているのは不活性ガス・アーク溶接法であるが、溶接面に付着した油脂や塵埃などの不純物は溶接部を劣化させる原因となる。その

図 1 純チタンクラウンのレーザー溶接部

図 2 純チタン丸棒のレーザー溶接部

図 3 チタン丸棒の溶接部の金属組織

ため、溶接面を前処理して清浄面をつくる必要がある。その点、今回のレーザー溶接では特別の前処理は不必要であった。また、スポット径が小さいため、熱影響部はきわめて小さく、埋没固定が不要で、作業模型上で直接溶接が可能であった。さらに、自家溶接のため接合部の耐食性の低下はないものと考えられる。また、異種金属間の溶接も容易であった。

図3は、チタン丸棒のレーザー溶接部の金属組織であ

表 1 実験方法および材料

使用レーザー	Normal pulse Nd-YAG laser (ML-2600B, ミヤチテクノス社製)
溶接方法	シーム溶接およびスポット溶接
レンズ焦点距離	f 70
スポット径	約0.8mmφ
光ファイバー	0.8mmφ SI タイプ
溶接試験片	チタン板 (JIS 第2種) 40mm×10mm×0.3mm
重ね合せ幅	2 mm

表 2 溶 接 条 件

溶接方法	充電 電 圧 [V]	パルス 幅 [ms]	ディフォー ーカス [mm]	繰返し 速度 [PPS]	パワー [J/W]
シーム溶接	500	3	0	15	75W
スポット溶接	620	4	0	—	13.5J

図 4 チタン板のシーム溶接部

る。レーザー溶接部は凝固組織を示し、母材よりも結晶は微細化されている。ろう付けとは異なり、異種金属の混入がないので、移行部は均質であり、耐食性にも問題はないものと考えられる。

〔実験 2〕 チタンのレーザー溶接部の接合強さ

材料と方法

実験方法と使用した材料、試験片の寸法などを表 1 に示した。

溶接方法は、重ね合わせた断端部を直径0.8mm のスポットをわずかつづらずしながら縫うように溶接するシーム溶接と、重ね合わせた板の上からビームを深飛び込みさせるスポット溶接の 2 種類の方法で溶接した。試片数

図 5 チタン板のスポット溶接部

表 3 レーザー溶接したチタン板の引張試験結果

溶接方法	破断部位	試片数	引張せん断強さ (実測値)	S. D.
シーム溶接	溶接部破断	2	72	32
	母材内破断	7	>106	5
スポット溶接	溶接部破断	9	56	4

単位: kgf

図 6 引張試験のシーム溶接試片

図 7 引張試験後のスポット溶接試片

はそれぞれ9である。溶接条件は表2に示したとおりである。図4はシーム溶接した試片であり、図5はスポット溶接した試片で、直線的に6個のスポットを打ち込んだ。

実験結果

レーザー溶接したチタン板の引張試験の結果(実測値)を表3に示した。

シーム溶接は隙間のない緊密な溶接であるため、ほとんどの試片で母材破断を示し(図6)、溶接強さもすぐれ、平均106kgf以上を示した。一方、スポット溶接では、すべての試片で溶接部破断を示し(図7)、溶接強さもシーム溶接より劣ることがわかった。

考 察

近年、エネルギービームを用いた加工法が精密工業の分野で普及しつつある。ことに、1960年に開発されたレーザーは、この30年間に急速の進歩を遂げた。そして、工業的には約50%が切断に応用され、穴あけ、溶接にレーザービームが応用されているといわれている。さらに最近では、合金化、アニーリング、焼入れ、衝撃硬化など表面改質にも広く応用されはじめている。

このレーザー加工技術が歯科の分野にも導入されないはずはなく、1970年頃から、補綴用金属の溶接に応用されはじめている。

今回の実験で、将来、ますます普及することが予想されるチタンをレーザー溶接する試みを行ない、その手始めとして溶接部の引張試験を行なった。その結果、チタンという高融点で、難加工性の金属をきわめて短時間で、金属組織の変化を伴わないで簡単に溶接できることが確認された。

その特長として、異種金属のろう材を必要とせず、自家溶接であるので、強固で耐食性のよい溶接が得られること、アルゴンガス中で溶接することによって、チタンの酸化が抑制できること、瞬間的に溶接できるので、ろう付け法などと異なり、熱影響が少なく、高精度の加工が可能であることなどが挙げられる。一方、ろう材を使用しないので、lap jointのチタン板のシーム溶接の最初のshot部、チタン棒やクラウンのbutt jointの接合部でわずかに嵩減りが認められたこと、ろう付け法のように接合面にろうが流れて完全に閉鎖される状態とならないことなど、ろう付けとの併用を考慮することも必要であろう。歯科の技工に実用化するには、さらに一層の工夫が必要であり、ソフトの蓄積が待たれる。

結 論

Normal Pulse Nd-YAG レーザーを用いて、純チタンの溶接を試みた。

1. レーザービームのスポット径が小さいため、熱影響部はきわめて小さく、作業模型上での直接溶接が可能であった。

2. 高融点で活性の高いチタンの溶接においても、アルゴンガスを吹き掛けながら溶接することによって、酸化が抑制され、光沢のある溶接面が得られた。

3. 自家溶接のため、異種金属の混入がなく、耐食性の低下がないと考えられた。

4. 板状試片の lap joint では、シーム溶接が強固で、しかも緻密であり、接合強さもすぐれていた。

文 献

- 1) Gordon, T. E. and Smith, D. L.: Laser welding of prosthesis-an initial report. J. Pros. Dent., 24 : 472-476, 1970.
- 2) Smith, D. L., Burnett, A. P. and Gordon, T. E.: Laser welding of gold alloys. J. Dent. Res., 51 : 161-167, 1972.
- 3) Preston, J. D. and Reisbick, M. H.: Laser fusion of selected dental casting alloys. J. Dent. Res., 54 : 232-238, 1975.
- 4) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第1報—レーザー溶接の基礎的研究—. 補綴誌, 17 : 524-529, 1974.
- 5) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第2報—レーザー溶接の基礎的研究—. 補綴誌, 19 : 633-640, 1976.
- 6) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第3報—レーザー溶接の基礎的研究—曲げ試験—. 補綴誌, 21 : 276-281, 1977.
- 7) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第4報—レーザー溶接の基礎的研究—溶接時の雰囲気と溶接部の問題点—. 補綴誌, 21 : 282-290, 1977.
- 8) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第5報—レーザー溶接の臨床的検討—. 補綴誌, 21 : 291-307, 1977.
- 9) 南里嶺仁 : 加工用レーザーの歯科補綴への応用. 第6報—レーザー溶接とろう付けとの併用法—. 補綴誌, 25 : 515-525, 1981.
- 10) 中川大隆 : 電子ビーム溶接, プラズマアーク溶接, レーザービーム溶接, チタニウム・ジルコニウム, 39 : 67-71, 1991.
- 11) 谷 嘉明, 南部敏之 : Normal Pulse Nd-YAG レーザーによるチタンの溶接, 第2回日本レーザー歯学研究会講演抄録集 : 18, 1990.
- 12) 増原茂一, 藤井義正, 小宮重夫, 牧野 新 : 歯科技工用レーザー装置の開発研究, 第2回日本レーザー歯学研究会講演抄録集 : 20, 1990.
- 13) 山岸利夫, 伊藤充雄, 増原英一 : チタンおよび歯科用合金のレーザー溶接に曲する研究, 第1報 チタン溶接後の機械的性質に関して. 歯科材料・器械, 10 : 763-772, 1991.