

歯科用金属のレーザー溶接時における溶融部の様相

嶋倉道郎 竹内 操¹ 三浦浩輝¹

Aspects of Melting Zone of Dental Metals in Laser Welding

Michio SHIMAKURA, Misao TAKEUCHI¹ and Koki MIURA¹

Laser welding is now applied to connecting metal frames as a substitute for soldering in dentistry. However, the change of mechanical properties in the connecting area welded by laser irradiation is still not clear. The purpose of this study is to investigate the change of properties of dental metals after laser irradiation. As experimental materials, pure titanium, Co-Cr alloy and Au-Ag-Pd alloy were used. Board-shaped specimens were fabricated by casting and laser was irradiated to the surface of the specimens. After laser irradiation, the diameter of the melting zone on the surface and the depth of the melting zone in the cross section were measured with stereomicroscope. Furthermore, the Vickers hardness in the melting zone and the original casting zone was measured.

The results were as follows :

1. Under the same irradiation condition of laser, in the diameter and the depth of melting zone, pure titanium was shown the maximum value with Co-Cr alloy, Au-Ag-Pd alloy following in that order.
2. When the laser power was strengthened, the diameter and the depth of melting zone was increased in all the experimental metals. However, slight change was shown in Au-Ag-Pd alloy.
3. The value of Vickers hardness in the melting zone was larger compared with the original casting zone in all the experimental metals. However, a small amount of change was shown in Au-Ag-Pd alloy.

Key words : laser welding, melting zone, mechanical property, Vickers hardness

諸 言

従来歯科治療においては、金属フレーム同士を接合する必要がある場合、主に鑲着法が用いられてきた。鑲着法は金属フレーム同士の正確な位置の固定や、鑲着用埋没といった煩雑な操作が必要

で、また精確に流鑲を行うためには熟練した技術も不可欠であった。

近年この鑲着法に代わる金属接合法としてレーザー溶接法が応用され始めている¹⁻³⁾。レーザー溶接法は鑲着法に比較すると、①作業用模型上で直接操作できるため、埋没などの煩雑な操作が省

受付：平成22年4月6日，受理：平成22年5月18日
奥羽大学大学院歯学研究科咬合機能修復学分野
奥羽大学歯学部歯科補綴学講座¹

Department of Oral Rehabilitation, Ohu University
Graduate School of Dentistry
Department of Prosthetic Dentistry, Ohu University
School of Dentistry¹

けて簡便である。②接合部に鐵などの異種金属を介在させないため、腐食されにくく機械的強度にも優れる。③微小範囲にレーザーのエネルギーを集中させるため、周囲への熱影響が少ない。といった臨床的な利点を有する。

しかし、レーザー溶接を行った場合、金属を瞬間的に溶解、凝固させるため、溶融部にポロシティやクラックといった溶接欠陥が生じる危険性があり、機械的性質が劣化する可能性も指摘されている⁴⁻⁷⁾。これらの原因は金属の急激な凝固収縮によるものと考えられているが、精確なレーザー溶接を行うためには、金属の種類やレーザーの照射条件などが、溶融部にどのような影響を与えているか解明する必要がある。

そこで、今回3種類の歯科用金属を使用し、表面にレーザーを照射して溶融させた場合、レーザーの出力が溶融部の様相と硬さの変化にどのような影響を及ぼすか比較検討した。

材料と方法

1. 使用機材

実験材料として、代表的な歯科用金属である金銀パラジウム合金（キャストウェル MC, GC）、Co-Cr 合金（コパルタン, 松風）、JIS 第2種純チタン（チタン100, 松風）の3種類を用いた。レーザー照射には Nd:YAG レーザー溶接機（ML2150-A, ミヤチテクノス）を使用した。

2. 試料の作製

まずワックスで10×15×3 mmの板状パターンを作製した後通法に従って埋没し、3種類の実験用金属を用いて鋳造した。取り出した鋳造体の片面をサンドペーパーで平坦にした後、アルミナサンドブラスト処理を行ったものを実験用試料とした（Fig. 1）。

3. レーザー照射

試料サンドブラスト処理面が水平になるようにステージ台に固定し、長辺の端から1 mmの位置に、等間隔で5か所垂直方向からレーザー照射を行った（Fig. 2）。レーザー照射条件はスポット径を0.8 mm, パルス幅を7 ms に固定し、出力は2.0kW, 2.5kW, 3.0kW の3種類とした。なおレーザー照射は、試料面にアルゴンガスを噴きつけながら

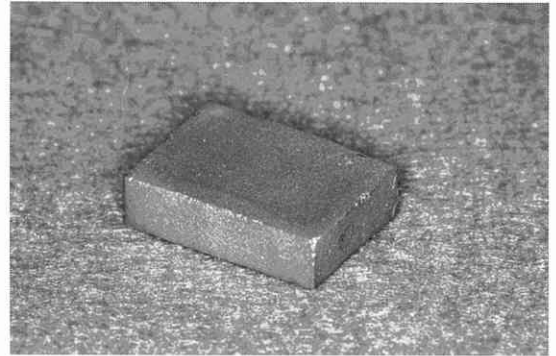


Fig. 1 Experimental specimen

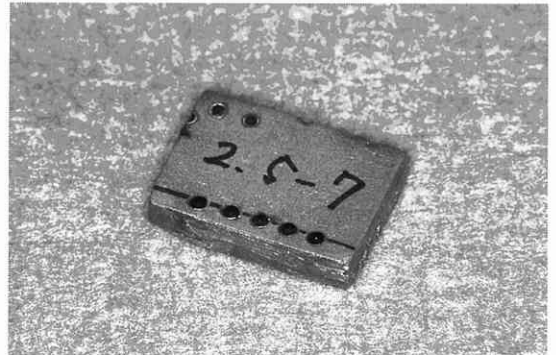


Fig. 2 The specimen after laser irradiation

行った。

4. 溶融部の直径および溶け込み深さの測定

レーザー照射後、実体顕微鏡（SMZ800, ニコン）を用いて試料溶融部表面を観察し、溶融部の直径を測定した。この時 Fig. 3 に示すように、レーザー照射によりできた円形の溶融痕の直径を、試料長辺に平行な方向で測定した。次に試料を長辺の端から溶融部の中央まで照射面に直角に削り落とし、断面を研磨した後、溶融部を明確にするために酸溶液によるエッチング処理を行った。さらに直径と同様に実体顕微鏡で観察し、Fig. 4 に示すように溶融部の溶け込み深さを測定した。なお溶融部の直径、深さとも5か所の平均値を求めた。

5. ヴィッカース硬さの測定

溶融部の深さを測定した後、同じ試料の断面で鋳造体部と溶融部のヴィッカース硬さを測定した。測定にはマイクロヴィッカース硬度計（HMV-2ADW, 島津製作所）を用い、各条件5か所ずつ平均値を求めた。

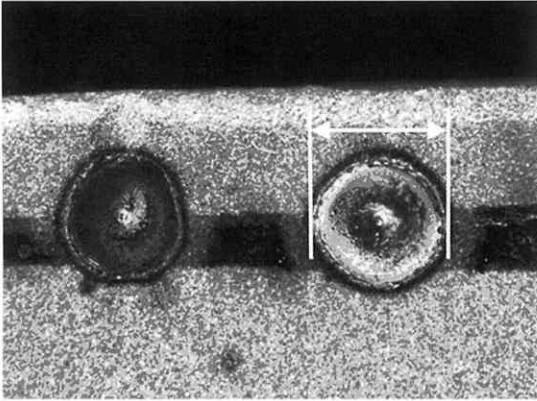


Fig. 3 Microscopic image in the surface of the melting zone

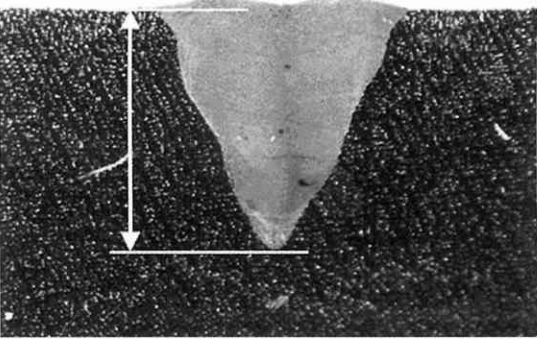


Fig. 4 Microscopic image in the cross section of the melting zone

結 果

1. 溶融部の直径

各金属とレーザー照射条件における溶融部の直径の測定結果を Fig. 5に示す。

金属の種類で比較すると、金銀パラジウム合金が一番小さく、出力2.0kWで $960.8 \pm 19.6 \mu\text{m}$ と最小の値を示し、Co-Cr合金、純チタンの順に大きくなり、純チタンの出力3.0kWでは $1641.4 \pm 40.5 \mu\text{m}$ と最大の値を示した。また各金属とも出力が大きくなるにしたがって溶融部の直径も大きくなる傾向を示したが、金銀パラジウム合金ではその差は少なかった。金属の種類とレーザーの出力を要因とする二元配置分散分析を行ったところ、どちらの因子についても危険率1%以下で有

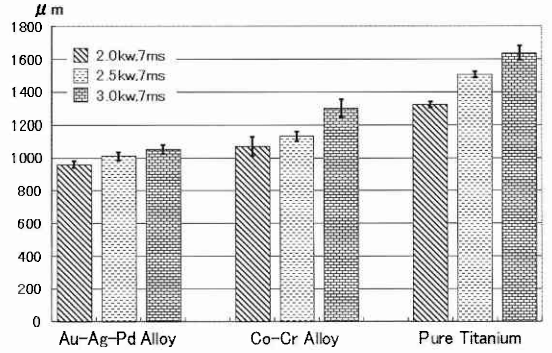


Fig. 5 The diameter of the melting zone

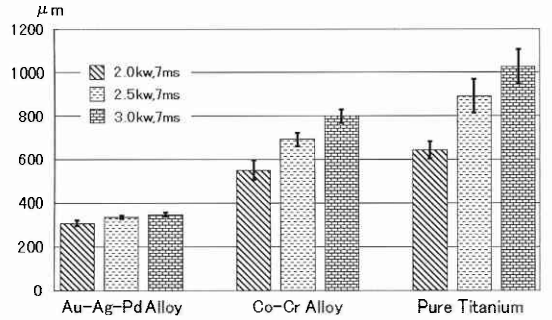


Fig. 6 The depth of the melting zone

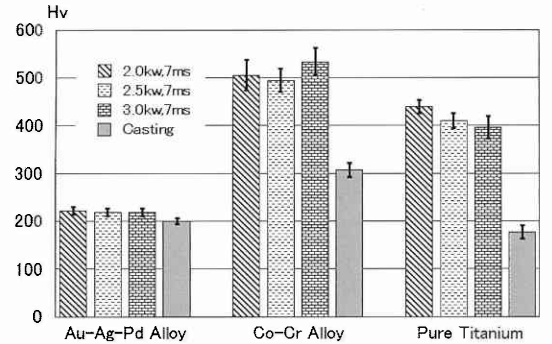


Fig. 7 The Vickers hardness of the melting zone and the original casting zone

意性が認められた。

2. 溶融部の深さ

各金属とレーザー照射条件における溶融部の深さの測定結果を Fig. 6に示す。

溶融部の直径と同様の傾向が認められ、金銀パラジウム合金、Co-Cr合金、純チタンの順に溶融部が深くなり、またいずれの金属もレーザーの出力が大きくなるにつれて溶融部は深くなった。

ただ金銀パラジウム合金では出力2.0kWで $309.21 \pm 1.8 \mu\text{m}$, 2.5kWで $336.4 \pm 6.7 \mu\text{m}$, 3.0kWで $349.0 \pm 7.6 \mu\text{m}$ と出力による差は少なかった。一方Co-Cr合金と純チタンでは出力による差が大きく, Co-Cr合金では $553.0 \pm 45.1 \mu\text{m}$ から $801.2 \pm 31.2 \mu\text{m}$, 純チタンでは $644.2 \pm 40.0 \mu\text{m}$ から $1029.2 \pm 79.1 \mu\text{m}$ の範囲に及んでいた。金属の種類とレーザーの出力を要因とする二元配置分散分析を行ったところ, どちらの因子についても危険率1%以下で有意性が認められた。

3. 溶融部の硬さ

各金属の鋳造体部とレーザー照射による溶融部のヴィッカース硬さの測定結果を Fig. 7に示す。

金銀パラジウム合金では, 鋳造体部が $200.2 \pm 6.6\text{Hv}$ であったのに対し, 溶融部は $218.6 \pm 7.8\text{Hv}$ ~ $222.2 \pm 7.2\text{Hv}$ とわずかに硬くなった。一方Co-Cr合金では, 鋳造体部は $306.6 \pm 15.1\text{Hv}$ であったのに対し, 溶融部は $494.4 \pm 24.2\text{Hv}$ ~ 533.6 ± 28.5 とはるかに硬くなっていた。また純チタンでも鋳造体部は $176.8 \pm 13.7\text{Hv}$ であったのに対し, 溶融部は $396.0 \pm 23.4\text{Hv}$ ~ $439.8 \pm 13.8\text{Hv}$ と倍以上の値を示した。

それぞれの金属について一元配置分散分析およびTukeyの多重比較による統計処理を行ったところ, いずれの金属も危険率1%で鋳造体部よりも溶融部の方が有意に高い値を示した。しかし, レーザーの出力の違いによる差は認められなかった。

考 察

レーザー溶接は, 金属フレーム同士の接合部の微小範囲にレーザー光を照射すると, 金属表面で光エネルギーが熱エネルギーに変換され, 瞬間的に高温となって金属が溶解, 凝固することを利用した接合法である。歯科におけるレーザー溶接の歴史は古く, 既に1970年代から研究が開始されている⁸⁻¹¹⁾。

レーザー溶接は簡便な金属接合法であるが, 高エネルギーで瞬間的に金属を溶解, 凝固させるため, 溶融部の機械的性質が変化したり, ポロシティやクラックといった溶接欠陥が発生したりするといった問題も指摘されている。精確なレーザー溶

接を行うためには, レーザー照射による溶融部の変化を追及し, それぞれの金属に適したレーザー照射条件を見出すことが重要である。

1. 実験方法について

レーザー溶接はアーク溶接などに比較すると, 周囲への熱影響やひずみの発生が少ないと言われており, 近年造船や自動車産業などの工業界においても盛んに応用されている^{12,13)}。一般工業界では, 比較的容易に高出力が得られるCO₂レーザーが多く使用されている。ただCO₂レーザーは発振媒質が気体であり, 大出力化にはある程度の容積が必要なため, どうしても装置が大型になってしまう。また波長が $10.63 \mu\text{m}$ と比較的長いため, 金属に対して吸収されにくい。そこで歯科技工の領域においてはNd:YAGレーザーが使用されている。Nd:YAGレーザーは波長が $1.06 \mu\text{m}$ で, 金属に対する吸収率はCO₂レーザーより高い。また高ピークパワー, 短パルスで発振され, 光ファイバーで導光が可能のため, 細かな操作には適していると言える。

レーザー溶接は, 発振されるレーザー光と接合される金属との相互作用で行われる。したがって接合される側の金属の条件も重要となる。今回は実際に歯科臨床で使用されることが多い, 歯冠修復用金属の代表として金銀パラジウム合金, 金属床フレーム用金属の代表としてCo-Cr合金, そして, 生体親和性に優れた歯科用金属として期待されている純チタンの3種類の金属を選択した。また柿本¹⁴⁾も述べているように, レーザー溶接の効率を高めるには, 溶接しようとする試料表面でのレーザーの反射率を抑え, 吸収率を高める必要があるため, 今回は表面にサンドブラスト処理を行った。

適切なレーザーの照射条件は, 当然溶接しようとする金属の種類によって異なる。一般的には, 光の吸収率が高く熱伝導率が低い金属がレーザー溶接に適しているとされる。今回選択した3種類の金属はこれらの性質が異なるので, 同じ条件でレーザー照射を行った場合, 当然溶融部に違いが現れると考えた。そこで実際によく使用される照射条件を参考にして, 予備実験を行って3種類の照射条件を決定した。

2. 結果について

溶融部の直径と深さを見ると、どちらも同じ照射条件では、金銀パラジウム合金、Co-Cr合金、純チタンの順に値が大きくなった。これは金属の光吸収率および熱伝導率の違いが大きく影響したものと考えられる。

レーザー溶接は、金属表面で吸収された光エネルギーが熱エネルギーに変換されることで金属を溶解するため、光吸収率が高い金属ほど高温になりやすく溶解しやすい。金属の光吸収率をみるとTiは非常に高く、AuやAgといった貴金属類は低い。CoやCrなどはその中間の値である。

また熱伝導率が低いということは、局所に発生した熱が周囲へ拡散せず温度が下がりにくいことになり、やはり金属が溶解しやすいということになる。熱伝導率の値をみると、Tiは非常に低く、AuやAgといった貴金属類は高い。そしてCoやCrなどはその中間の値である。したがって純チタンはレーザー照射により溶けやすく、金銀パラジウム合金は溶けにくいということが容易に予想でき、結果に表れたものと考えられる。

いずれの金属も、レーザーの出力を上げると溶融部の直径および深さの値は大きくなった。これは加わるエネルギー量が多くなるため当然の結果とも言えるが、金銀パラジウム合金では、出力の違いによる溶融部の深さの差は小さかった。柿本¹⁹⁾は金銀パラジウム合金でレーザー照射による溶け込み様相を観察した結果、照射面のエネルギー密度が高くなると溶け込み深さも増大したが、比例的に変化するのではなく、ビームホールを形成する時点から急激に増大したと報告している。したがって、今回設定した照射条件のエネルギー密度では溶解様式がキーホール型とはなり得ず、熱伝導型となってしまったことが、溶け込み深さの差が少なかった原因ではないかと推察される。

また溶融部のヴィッカーズ硬さの値をみると、金銀パラジウム合金では、鑄造体部と比較してもわずかに増加する程度であった。しかしCo-Cr合金と純チタンでは、鑄造体部と比較するとはるかに大きな値を示した。溶融部が硬くなった原因の一つとして、急激な金属の溶解、凝固により、Co-Cr合金では金属元素が混じり合ったままで

凝固し、また配列も不規則になったことが考えられる。しかしながら金銀パラジウム合金の場合には、Au, Ag, Pd, Cuなど合金を構成する主な元素が全て面心立方格子であるため、急激な凝固により混じり合っても、硬さに及ぼす影響はそれほど大きくなかったのではないかと推測される。

今回は金属の酸化を防ぐため、照射面から30mm程度離れた位置からアルゴンガスを噴きつけながらレーザーを照射した。菊地ら¹⁹⁾はアルゴンガス流量がレーザー溶接時のチタンの硬さに及ぼす影響を調べている。その結果酸素を完全に遮断するためには、アルゴンガスのノズル先端の位置を溶接部から5mm以内に設置する必要があると述べている。したがって今回の設定条件では金属の酸化防止には効果が薄く、特に酸化されやすい純チタンは硬く脆くなってしまったのではないかと考えられた。

結 論

3種類の歯科用金属を用いて、レーザー照射による金属溶融部の変化を比較、検討したところ、以下の結論を得た。

1. 同じレーザー照射条件での溶融部の直径と溶け込み深さは、金銀パラジウム合金、Co-Cr合金、純チタンの順に値が大きくなった。
2. 各金属ともレーザーの出力を上げると、溶融部の直径と溶け込み深さの値は大きくなったが、金銀パラジウム合金ではその変化は少なかった。
3. 溶融部のヴィッカーズ硬さの値は、もとの鑄造体部に比べると大きくなったが、金銀パラジウム合金ではその変化はわずかであった。

本研究は、平成21年度科学研究費補助金（基盤研究C：20592275）によって行われた。

文 献

- 1) 嶋倉道郎, 末永弘卓: レーザー溶接の補綴臨床への応用. Q E別冊 歯科用レーザー・21世紀の展望 パート1; 228-231 2001.
- 2) 篠崎照泰, 都賀谷紀宏: 日本における歯科レーザー溶接の現状. Q D T別冊 チタンの歯科技工 Part 2; 199-208 2002.
- 3) 南里嶽仁: 歯科におけるレーザー溶接34年の変

- 遷と臨床経過. 日レ歯誌 17; 20-25 2006.
- 4) 南里嶽仁: 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一. 補綴誌 21; 282-290 1974.
 - 5) 柿本和俊: 金銀パラジウム合金のレーザー溶接に関する基礎的研究 第3報 機械的性質に影響を与える因子. 補綴誌 32; 62-73 1988.
 - 6) 松井良生: 歯科用 Ni-Cr 合金のレーザー溶接部の割れ — 合金組成の影響一. 補綴誌 34; 531-544 1990.
 - 7) 柿本和俊, 藤岡宋之輔, 井上太郎, 岡崎定司ほか: 短波長のレーザー溶接によるポロシティの発生. 歯材器 24; 421-430 2005.
 - 8) Gordon T. E., Smith D. L.: Laser welding of prosthesis — an initial report. J. Prosthet. Dent. 24; 472-476 1970.
 - 9) Smith D. L., Burnett A. P., Gordon T. E.: Laser welding of gold alloys. J. Dent. Res. 51; 161-167 1972.
 - 10) 南里嶽仁: 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; 524-549 1974.
 - 11) 南里嶽仁: 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 — 曲げ試験一. 補綴誌 21; 276-281 1977.
 - 12) 猪瀬幸太郎, 李 在翼, 中西保正, 金 裕哲: レーザを用いたすみ肉溶接で生じる溶接変形・残留応力の特徴と高精度予測の一般性の検証. 溶接学会論文集 26; 61-66 2008.
 - 13) 白井秀彰, 漆崎 守, 望月正人, 豊田政男: 二方向照射による溶接変形量の低減 — レーザ溶接による自動車部品のミクロン・サブミクロンレベルにおける変形挙動に関する研究 (第3報) 一. 溶接学会論文集 23; 137-142 2005.
 - 14) 柿本和俊: 金銀パラジウム合金のレーザー溶接に関する基礎的研究 第1報 溶込み深さと溶融径. 補綴誌 31; 1143-1156 1987.
 - 15) 菊地久二, 黒谷知子, 宮澤 誠, 宮永光一, 若島 満, 平口久子, 掛谷昌宏, 廣瀬英晴, 米山隆之: チタンのレーザー溶接におけるアルゴンガス流量およびノズル位置が酸素濃度分布ならびに硬さに及ぼす影響. 日大歯学 82; 65-69 2008.
- 著者への連絡先: 嶋倉道郎, (〒963-8611) 郡山市富田町字三角堂31-1 奥羽大学歯学部歯科補綴学講座
Reprints requests: Michio SHIMAKURA, Department of Prosthetic Dentistry, Ohu University School of Dentistry 31-1 Misumido, Tomita, Koriyama, 963-8611, Japan