

レーザー溶接時の波形が金属フレームの変形に及ぼす影響

奥羽大学歯学部歯科補綴学講座

三浦浩輝

(指導教員：鎌田政善教授)

Influence of Waveform on Deformation of Metal Frames
in Laser Welding

Department of Prosthetic Dentistry
Ohu University, School of Dentistry

Koki Miura

(Director : Prof. Masayoshi Kamata)

Abstract

Recently in case of joining metal frames, laser welding method began to be applied as a substitute for conventional soldering method in dentistry. However, several problems such as generation of welding defects and deformation of metal frames still remain in laser welding. The purpose of this study is to investigate the influence of output waveform on the deformation of metal frames in laser welding. The Nd:YAG laser welding machine and three kinds of dental metals of pure titanium, Au-Ag-Pd alloy, Co-Cr alloy were used for this study. As experimental specimens metal plates in the shape of 1×6×20 mm were fabricated using these metals. Short side of the two specimens were gotten butted against each other for welding and the specimens were placed on the welding block. The one of the specimens was fixed with a clip and the laser was irradiated to the joint area five times in 1 mm width. Five various laser waveforms of the same energy were used. After the laser welding, the rising of the end of unfixed specimen from the block surface was measured by stereomicroscope.

The results were as follows:

1. When the laser irradiation energy was the same, the deformation of the frame welded by rectangular wave was fewer than that by trapezoidal wave.
2. When the laser irradiation energy was the same, the deformation of the frame welded by the wave of high peak power and short pulse duration was fewer than that by the wave of low peak power and long pulse duration.
3. Comparing the three using dental metals, the deformation of the pure titanium frame was smallest and became large in turn in Au-Ag-Pd alloy, Co-Cr alloy.

抄 録

近年，歯科において金属フレーム同士を接合する場合，従来の鑢着法に代わってレーザー溶接法が応用されつつある。しかしながら，このレーザー溶接法には溶接欠陥の発生や金属フレームの変形といった問題点がまだ残されている。この研究の目的は，レーザー溶接時の出力波形の違いが，金属フレームの変形に及ぼす影響を調べることである。実験には Nd:YAG レーザー溶接機と，純チタン，金銀パラジウム合金，Co-Cr 合金の 3 種類の歯科用金属を使用した。実験用試料として，それぞれの金属で $1 \times 6 \times 20$ mm の板状試料を作製した。2 枚の試料の短辺同士を溶接することにして突き合わせ，溶接用ブロック上に設置した。一方の試料をクリップで固定した後，接合部に 1 mm 間隔で 5 回レーザーを照射し溶接した。照射には同じエネルギーの 5 種類のレーザー波形を使用した。レーザー溶接後，固定していなかった方の試料断端のブロック面からの浮き上がり量を，読み取り顕微鏡を用いて計測した。

結果は以下の通りであった。

1. 照射するレーザーのエネルギーが同じ場合，矩形波で溶接されたフレームの変形は，山型波で溶接されたフレームの変形よりも小さかった。
2. 照射するレーザーのエネルギーが同じ場合，ピーク出力を高くしてパルス幅を短くした波形で溶接されたフレームは，ピーク出力を低くしてパルス幅を長くした波形で溶接されたフレームよりも変形は少なかった。
3. 使用した 3 種類の歯科用金属を比較すると，純チタン試料の変形が最小で，金銀パラジウム合金，Co-Cr 合金の順に大きくなった。

I . 緒 言

レーザー溶接は、波長と位相が揃っていて指向性が良いというレーザー光の特長を応用して、金属同士を接合する方法である。すなわち、エネルギーを増幅して金属面の微小範囲に照射されたレーザー光が、金属表面で熱エネルギーに変換され、当該部位が超高温となって溶融、凝固することにより接合される。このレーザー溶接法は、工業界ではアーク溶接法やスポット溶接法に代わるものとして様々な製品に応用され、今や無くてはならない技術になっている。

近年では歯科領域においても、補綴物の金属フレーム同士を接合する場合などに応用されている。レーザー溶接法は従来行われてきた鑢着法に比較すると、「直接作業模型上で行うので、埋没などの煩雑な操作を必要とせず簡便である。」「接合部に鑢のような異種金属を使用しないため、腐食されにくく強度的にも優れる。」「エネルギーを微小範囲に集中させるため、周囲への熱影響が少ない。」といった利点を有している。

歯科におけるレーザー溶接に関する研究は、1970年代から Gordon, Smithら^{1,2)}によって始められ、わが国でもほぼ同時期に南里³⁻⁷⁾が取り組んでいる。その後も溶接部の様相や機械的性質などについて、基礎的、臨床的観点から多くの研究が行われてきた^{8~24)}。最近ではインプラントの上部構造を、直接口腔内でレーザー溶接する試みもなされている²⁵⁾。精確なレーザー溶接を行うためには、クラックやポロシティといった溶接欠陥を防いで十分な強度を持たせるとともに、フレーム同士の位置関係が溶接後も変わらないことが重要である。しかしながら、レーザー溶接後のフレームの変形について検討した

研究はある (8, 12, 13, 15, 16, 20, 21, 23, 24) が, レーザー波形がフレームの変形に及ぼす影響に言及した研究は少ない (16, 20, 21, 23)。そこで今回代表的な歯科用金属を用い, 照射するレーザーのエネルギーは一定にして, 波形と照射時間を変化させた場合に, 溶接後のフレームの変形にどのような影響を与えるか詳細に検討した。

II. 材料と方法

1. 使用機材

溶接用材料として金銀パラジウム合金(キャストウェル MC, GC), Co-Cr 合金(レマニウム GM800, Dentaurum), JIS 第2種純チタン(東京チタニウム)の3種類の金属を使用した。レーザー溶接には図1に示す Nd:YAG レーザー溶接機(ML-2350A, ミヤチテクノス)を用い, 浮き上がり量の測定と溶接部断面の観察には実体顕微鏡 (SMZ800, ニコン)を使用した。

2. 実験方法

1) 試料の作製

金銀パラジウム合金と Co-Cr 合金は, 通法に従ってパターンをそれぞれ専用の埋没材で埋没し, 鑄造することにより, 長さ 20.0mm, 幅 6.0mm, 厚さ 1.0mm, の板状試料を作製した。純チタンは既製の純チタン板を切断することにより, 上記と同じ寸法の板状試料を作製した。二枚の試料の短辺同士をレーザー溶接することとし, 耐水研磨紙 #400 を用いて試料底面を平坦に, また接合面は互いにバットジョイントで隙間無く突き合うように直角に仕上げた。

2) レーザー溶接

溶接にあたってのレーザーの照射条件は, 各金属におけるレーザー出力と熔融深度の関係を調べた予備実験の結果から, スポット径を 0.6mm に固定し, 総エネルギー量が金銀パラジウム合金は 15J, Co-Cr 合金は 14J, 純チタンは 12J と一定になるように設定した。そして波形はパルス幅を 4 ms (矩形波 A), 5 ms (矩形波 B), 6 ms (矩

形波 C) に設定して、エネルギー量はすべて一定となるように出力を決定した 3 種類の矩形波と、出力を 0 から 2 ms でピークに上げ、2 ms 維持した後また 2 ms で 0 まで下げるパルス幅 6 ms の山型波 A、出力を 0 から 2 ms でピークに上げ 3 ms 維持した後また 2 ms で 0 まで下げるパルス幅 7 ms の山型波 B の計 5 種類とした。各金属試料溶接時のレーザー波形を図 2 に示す。なお浮き上がり量測定用の試料数は各条件 5 組ずつとした。

レーザー溶接にあたっては、2 枚の試料の溶接面同士を突き合わせて、図 3 に示すような特注で製作した溶接用ブロック上に置き、片方をクリップで固定した。次に嶋倉ら²⁴⁾の方法に準じて、試料の真上から接合部に 1 mm 間隔で 5 か所レーザーを照射して溶接した。照射順は最初に中央部、次にその両脇に 1 mm 離れた部位、最後にさらにそこから 1 mm 離れて辺から 1 mm の部位とした(図 4)。

また溶接部断面の測定用として各条件 2 組ずつ、同様の方法で試料の中央部と辺から 1 mm の 3 か所にレーザーを照射して溶接した。

3) 浮き上がり量の測定

レーザー溶接後、固定しなかった方の試料断端のブロック面からの浮き上がり量を、実体顕微鏡を使用して断端側から測定した(図 5)。測定にあたっては、断端の中央部と左右辺縁から 1 mm の位置の 3 か所で行い平均値を求めた。各波形の違いによる浮き上がり量の差の検定は、一元配置分散分析と Tukey の多重比較により行った。

4) 溶融部の幅の測定

同様の条件で試料の 3 ヶ所をレーザー溶接した試料を

接合部で破断した後、その両断面を実体顕微鏡で観察し、図6に示すような試料表面と底面の溶融部の幅を測定した。そして表面の溶融部の幅に対する底面の溶融部の幅の割合をパーセントで求め、その値を溶融部貫通率とした。

III. 結 果

各金属試料のレーザー溶接後の波形の違いによる浮き上がり量を図7～9に，溶融部断面の表面と底面の幅の割合を表1に示す。

浮き上がり量をみると，金銀パラジウム合金では，図7に示すように山型波Bが $415.2 \pm 40.8 \mu\text{m}$ と最大の値を，矩形波Aが $232.3 \pm 36.5 \mu\text{m}$ と最小の値を示した。Co-Cr合金では，図8に示すように同じく山型波Bが $549.1 \pm 32.6 \mu\text{m}$ と最大の値を，矩形波Aが $386.2 \pm 56.9 \mu\text{m}$ と最小の値を示した。純チタンにおいても，図9に示すようにやはり山型波Bが $251.6 \pm 32.8 \mu\text{m}$ と最大の値を，矩形波Aが $121.0 \pm 18.3 \mu\text{m}$ と最小の値を示した。

レーザー溶接後の浮き上がり量の違いをみると，いずれの金属においても危険率1%以下で波形の違いによる有意性が認められた。有意差検定の結果を表2～4に示す。いずれの金属においても，パルス幅を4msと短くして出力を高くした矩形波Aで浮き上がり量は最小，また出力を0から2msでピークに上げ，3ms維持した後また2msで0まで下げるパルス幅が7msと長い山型波Bで，浮き上がり量が最大の値を示した。さらにピーク出力が同じ矩形波Aと山型波A，矩形波Bと山型波Bを比較してみると，いずれの金属においても矩形波の方が山型波よりも浮き上がり量が少なかった。

金属による浮き上がり量の違いをみると，純チタンが最小で，金銀パラジウム合金，Co-Cr合金の順に大きな値を示した。

溶融部断面における表面の幅に対する底面の幅の割合すなわち溶融部貫通率をみると，金銀パラジウム合金では，矩形波Aが平均60.6%と最大の値を，矩形波Cが

0%と最小の値を示した。すなわち矩形波 C では，レーザー照射によっても試料の底面までは溶融しなかったことを意味する。Co-Cr 合金では，矩形波 A が 59.4%と最大の値を，矩形波 C が 47.5%と最小の値を示した。また純チタンでも，やはり矩形波 A が 79.4%と最大の値を，矩形波 C が 53.4%と最小の値を示した。

IV. 考 察

1. 実験方法について

レーザー溶接の良否はレーザーの波長，出力，波形，パルス幅，スポット径等の照射するレーザー側のパラメーターと，接合する金属の光吸収率，熱伝導率，表面性状，接合部形態等の材料側のパラメーターによって左右される。これまで歯科におけるレーザー溶接に関する研究では，これらのパラメーターの違いが，溶融深度⁹⁾，溶融池の断面形態²²⁾，溶接欠陥の発生¹⁹⁾，フレームの変形^{8, 12, 15, 16, 20, 21, 23, 24)}などにどのような影響を及ぼすかについて行われてきた。

歯科臨床への応用にあたっては，溶融池内へのクラックやポロシティ等の溶接欠陥の発生を防いで，接合部の強度を高めるとともに，溶接による金属フレームの変形を防ぐことが重要である。今回は上記のレーザー側のパラメーターのうち，レーザー波形の違いが溶接後の金属フレームの変形に及ぼす影響に着目して実験を行った。

溶接する金属の選択にあたっては，実際に歯科臨床で使用されているものを大前提とし，レーザー溶接の向き不向きをも勘案して決定した。すなわち歯冠修復用金属として保険診療にも採用されている金銀パラジウム合金，強度が必要な金属床義歯用のフレームに使用されるCo-Cr合金，軽くて生体親和性に優れるため将来の歯科用金属として期待されているだけでなく，光吸収率が高くて熱伝導率が低いため，レーザー溶接に適しているとされる純チタンの3種類とした。

フレームの変形を測定する方法にはいくつか考えられる。菊地ら²⁰⁾は一枚の金属プレート中央部にレーザーを照射した後，そのプレートの変形を測定している。確か

に一枚の金属プレートにレーザーを照射しただけでも、照射時の衝撃や急激な金属の熔融と凝固によって変形は起こる。しかしながらこの研究では、臨床においてブリッジや金属床義歯の金属フレーム同士を溶接することを想定している。したがって2個の金属フレームを溶接した後で、お互いの位置関係が変化していないことが重要である。そこで今回は2枚の板状試料を作製し、その断端同士を突き合わせてレーザー溶接した後、試料のもう片方の端の浮き上がり量を測定することにより、それぞれの照射条件におけるフレームの変形を比較した。

レーザー側のパラメーターのうち、波長や発振形態などはレーザー機器固有のものであり、出力やパルス幅などは術者が変えることができる。また金属側のパラメーターでは、光吸収率や熱伝導率などは金属固有のものであり、表面粗さや接合部の形態などは術者が変えることができる。レーザーの波形は大別すると連続波とパルス波に分けられるが、現在歯科で使用されている技工用レーザー溶接機は、すべてNd:YAGレーザーでパルス波を使用している。今回実験に使用したレーザー溶接機は、もともと工業界において使用されている機種であるが、パルス波形を自由に変えられる機構となっている。

パルス波は最初からピーク出力を一定時間発振する矩形波と、徐々にピーク出力まで上げ、また徐々に0に下げる山型波に分けられる。今回は純粋に波形の違いによる影響を調べるため、フレームの変形に及ぼす影響が大きいと考えられるレーザーの波形とパルス幅の違いに着目し、ピーク出力やパルス幅を変えた5種類の波形を設定した。しかしながらこれらのパラメーターを変化させる場合でも、照射するレーザーの総エネルギー量が異なれば、当然結果にその影響が現れてくる。そこでいずれ

の波形も総エネルギー量は一定となるように条件設定を行った。

レーザー溶接によるフレームの変形量は，レーザー照射により接合部の上面から底面まで熔融されたか否か，すなわち貫通溶接ができているかどうかによって大きく影響されるといわれている²⁶⁾。そこでレーザー照射条件の設定にあたっては，それぞれの金属について予備実験を行い，貫通溶接ができる出力とパルス幅の矩形波を基準とした。そしてその総エネルギー量を変えずに，出力，パルス幅，さらにピーク出力に至るまでの時間を変化させた5種類の波形について比較検討した。

レーザー照射にあたっては，李ら¹⁵⁾，嶋倉ら²⁴⁾の研究を参考にし，できるだけ変形を少なくするよう留意した。すなわち照射は最初試料接合部の中央に行い，次にその両側1mm、さらにその外側1mmという順序で行った。

2. 実験結果について

レーザー溶接による金属フレームの変形の主な原因としては，溶接部の急激な熔融と凝固による残留応力と凝固収縮が挙げられている。今回のレーザー溶接後の試料断端浮き上がり量をみると，どの金属を使用した場合にも，山型波Bが最大で矩形波Aが最小の値を示した。この理由としては，まずレーザーの波形によって熔融池の形態が異なることが考えられる。熔融池断面形状をみると，照射エネルギーが同じであっても，出力を高くしてパルス幅を短くした波形の方が，表面の幅と底面の幅の差が少ない。すなわち凝固収縮時に試料は大なり小なり接合部に向かって引かれることになるが，その引かれ具合が表面と底面でそれほど変わらないことになり，結果として上方に向かって撓む量が少なくなったのではな

いかと考えられる。

一方出力を低く抑えパルス幅を長くした波形では、溶融池断面をみると漏斗状になっていて、表面と底面で幅の差が大きい。極端な場合には金銀パラジウム合金での矩形波Cのように、底面まで貫通していない試料もある。したがって凝固収縮時に接合部に向かって引かれる割合が、試料表面の方が底面よりも大きくなり、結果として上方に撓んでしまったものと推察される。ただ都賀谷ら¹⁶⁾は、出力を変えずにパルス幅を長くした場合にも、フレームの変形量は大きくなったと報告しているので、変形の原因としては単に溶融部表面と底面の幅径の割合だけでなく、パルス幅も影響しているのではないかと考えられる。

また矩形波と山型波を比較してみると、レーザーのピーク出力が同じであっても、矩形波の試料の方が山型波の試料よりも明らかに浮き上がり量が少ない。これらの試料の溶融池断面をみてみると、溶融部貫通率は矩形波と山型波とでそれほど差はない。このことから矩形波と山型波での浮き上がり量の違いは、ピーク出力に達するまでの時間が影響しているのではないかと考えられる。ただし Shimakura ら²¹⁾、池山²³⁾、李²⁷⁾、はレーザー溶接では、メインパルスの直後に弱い付加パルスを与えた波形の方が、金属の凝固収縮による引かれ具合を緩和することができるため、試料の変形を少なくすることができる」と述べている。したがってパルス幅が長くなっても変形が少なくなる場合もあって都賀谷ら¹⁶⁾の報告とは異なっており、この詳細な理由については付加パルスの強さの違いなど更なる検討が必要であろう。

金属の種類による変形量の違いをみてみると、純チタンが最小で、金銀パラジウム合金がこれに次ぎ、Co-Cr

合金が最大の値を示した。一例として図 10 に矩形波 A で溶接した各金属試料の浮き上がり量を示すが、他の波形でもすべて同様の傾向であった。純チタンについては、前述のように光吸収率が高く熱伝導率が低い金属であるため、照射エネルギーを 3 種類の金属の中で最小に設定しても溶融部貫通率は最大の値を示しており、残留応力も少ないことが予想され当然の結果といえる。しかし金銀パラジウム合金と Co-Cr 合金を比較してみると、溶融池断面における溶融部貫通率は、Co-Cr 合金の方が金銀パラジウム合金より大きな値を示しているにもかかわらず変形量は多い。また照射エネルギーも金銀パラジウム合金の方が Co-Cr 合金よりも大きいので、変形量も多くなることが予想されたが逆の結果を示した。

この理由としては、それぞれの金属の凝固収縮率が関係したのではないかと考えられる。すなわち金銀パラジウム合金の凝固収縮率は Co-Cr 合金のそれより小さいため、レーザー照射により溶けた金属が瞬間的に凝固する時、溶接部に向かって引かれる程度が小さく、結果として浮き上がり量も少なくなったのではないかと推察される。ただ凝固収縮率だけをみると、純チタンは 3 種類の金属の中では最大の値である。したがってレーザー溶接後の金属フレームの変形には、これまでに挙げた因子が複雑に絡み合っていて影響していることが考えられる。精確なレーザー溶接を行うためには、クラックやポロシティなどの溶接欠陥の発生を抑制して、溶接部の強度を高めるとともに、不活性雰囲気下で金属の酸化を防ぐことも併せて要求されるため、今後これらの因子についてさらに詳細に検討することが必要であろう。

V. 結 論

歯科における精確なレーザー溶接の方法を確立することを目的に、レーザー波形の違いがフレームの変形に及ぼす影響について、3種類の歯科用金属を用いて実験を行い、比較検討した結果以下の結論を得た。

1. 照射するレーザーのエネルギー量が同じでも、矩形波を使用して溶接する方が、山型波よりもフレームの変形は小さかった。
2. 同じエネルギー量のレーザーでも、ピーク出力を高くしてパルス幅を短くした波形で溶接する方が、出力を下げてパルス幅を長くした波形よりもフレームの変形は小さかった。
3. 使用した金属の中で、レーザー溶接による変形量が最も小さかったのは純チタンで、次に金銀パラジウム合金、最も大きかったのは Co-Cr 合金であった。

本論文の主旨は第 54 回奥羽大学歯学会（平成 24 年 11 月 郡山市）にて発表した。

文 献

- 1) Gordon TE, Smith DL. : Laser welding of prostheses
— an initial report. J Prosthet Dent 24;472-476
1970.
- 2) Smith DL, Burnett AP, Gordon TE. : Laser welding
of gold alloys. J Dent Res 51; 161-167 1972.
- 3) 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; 524-529
1974.
- 4) 南里嶽仁: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.
- 5) 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—. 補綴
誌 21; 276-281 1977.
- 6) 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—. 補綴誌 21; 282-290 1977.
- 7) 南里嶽仁: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.

- 8) Huling JS, Clark RE. Comparative distortion in three-unit fixed prosthesis joined by laser welding, conventional soldering, or casting in one piece. J Dent Res 56; 128-134, 1977.
- 9) 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 溶け込み深さと熔融径. 補綴誌 31; 1143-1158 1987.
- 10) 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2報 機械的性質と熱処理. 補綴誌 31; 1566-1573. 1988.
- 11) 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.
- 12) 氷見彰敏, 柿本和俊, 河畑誠司, 小正 裕, 権田悦通：歯科補綴物のレーザー溶接における変形の防止法—埋没材による固定および熱処理の効果—. 補綴誌 43: 131-137, 1999
- 13) 氷見彰敏：レーザー溶接による高精度な歯科補綴装置の製作法に関する研究. 補綴誌 43; 260-268 1999.
- 14) 都賀谷紀宏, 篠崎照泰, 末瀬一彦：歯科領域におけるレーザー溶接の応用 第1報 —溶接パラメーター—. 歯材器 18(33回特別号); 152 1999.

- 15) 李元植, 前原 聡, 宮崎 隆: 省力化を目的とした Nd:YAG レーザ溶接装置の歯科技工への応用に関する研究 第2報 照射順設定による影響について. 歯材器 19(35回特別号); 100 2000.
- 16) 都賀谷紀宏, 篠崎照泰, 末瀬一彦: 歯科領域におけるレーザー溶接の応用 第4報 溶接変形を抑制するための照射条件. 歯材器 20(38回特別号); 45 2001.
- 17) Lee WS, Miyazaki T, Shimakura M.: A basic study on laser beam welding of titanium plates using a Nd:YAG laser welder with pulse width modulation. 日レ歯誌 12;103-108 2001.
- 18) 都賀谷紀宏: 歯科用金属のレーザー溶接のためのパルス波形制御 第2報 追加レーザーパワーの大きさの影響. 歯材器 23(43回特別号); 62 2004.
- 19) 柿本和俊, 藤岡宗之輔, 井上太郎, 岡崎定司, 小正裕: 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.
- 20) 菊地久二, 黒谷知子, 平口久子, 掛谷昌宏, 深瀬康公, 廣瀬英晴, 米山隆之: レーザー溶接におけるパルス波形が変形に及ぼす影響. 日大歯学 83;111-115 2009.
- 21) Shimakura M, Yamada S, Takeuchi M, Miura K, Ikeyama J.: Influence of irradiation conditions on deformation of pure titanium frames in laser welding. Dental Materials J 28; 243-247 2009.

- 22) 嶋倉道郎, 竹内 操, 三浦浩輝 : 歯科用金属のレーザー溶接時における溶融部の様相. 奥羽大歯学誌 37; 23-28 2010.
- 23) 池山丈二 : レーザー溶接の条件が純チタンプレートの変形に及ぼす影響. 奥羽大歯学誌 38; 1-8 2011.
- 24) 嶋倉道郎, 三浦浩輝 : レーザー溶接時における純チタンフレームの変形の進行. 奥羽大歯学誌 39; 11-15 2012.
- 25) Fornaini C, Passaretti F, Villa E, Rocca JP, Merigo E, Vescovi P, Meleti M, Manfredi M, Nammour S. : Intraoral laser welding : Ultrastructural and mechanical analysis to compare laboratory laser and dental laser. Lasers Med Sci 26; 415-420 2011.
- 26) 都賀谷紀宏 : 補綴パラダイムシフト レーザー溶接入門. 歯科技工別冊 ; 56-92 2008.
- 27) 李 元植 : チタンのレーザー溶接におけるレーザー光の作用. Q D T 別冊 チタンの歯科技工 Part 2 ; 209-218 2002.

図表の説明

図 1 . 使用した Nd:YAG レーザー溶接機
ML-2350A, ミヤチテクノス

図 2 . 使用した 5 種類のレーザー出力波形

図 3 . 溶接用ブロックとクリップで固定された試料

図 4 . 溶接部へのレーザーの照射順

図 5 . 試料浮き上がり量の計測法

図 6 . 溶融部貫通率の算出法

図 7 . 金銀パラジウム合金試料の浮き上がり量

図 8 . Co-Cr 合金試料の浮き上がり量

図 9 . 純チタン試料の浮き上がり量

図 10. 矩形波 A での各金属試料の浮き上がり量

表 1 . 各金属試料の溶融部貫通率

表 2 . 金銀パラジウム合金試料の有意差検定結果

表 3 . Co-Cr 合金試料の有意差検定結果

表 4 . 純チタン試料の有意差検定結果

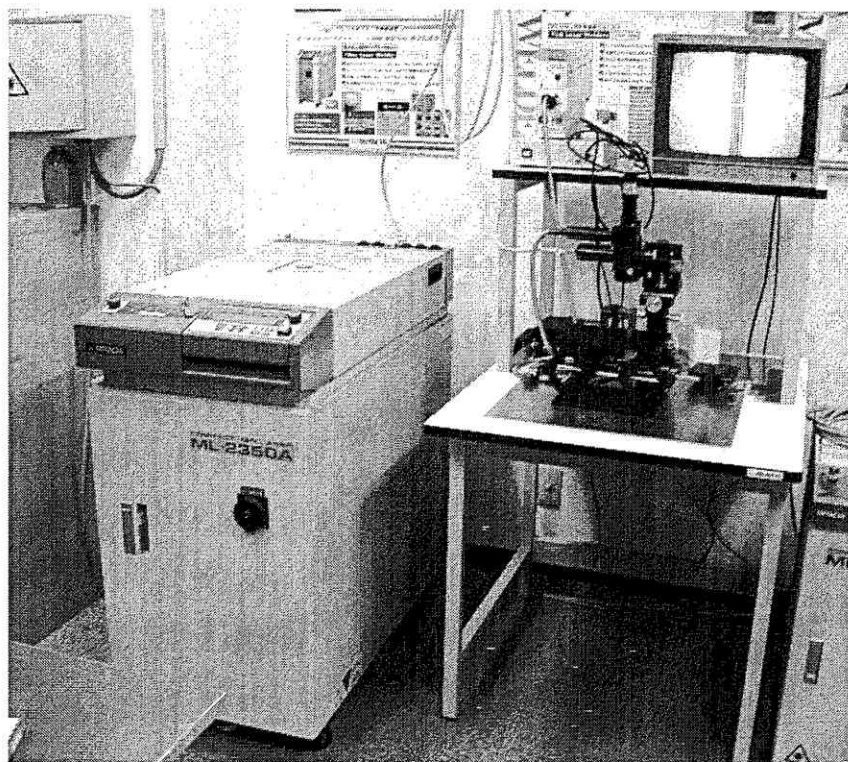


図1. 使用した Nd:YAG レーザー溶接機 ML-2350A, ミヤチテクノス

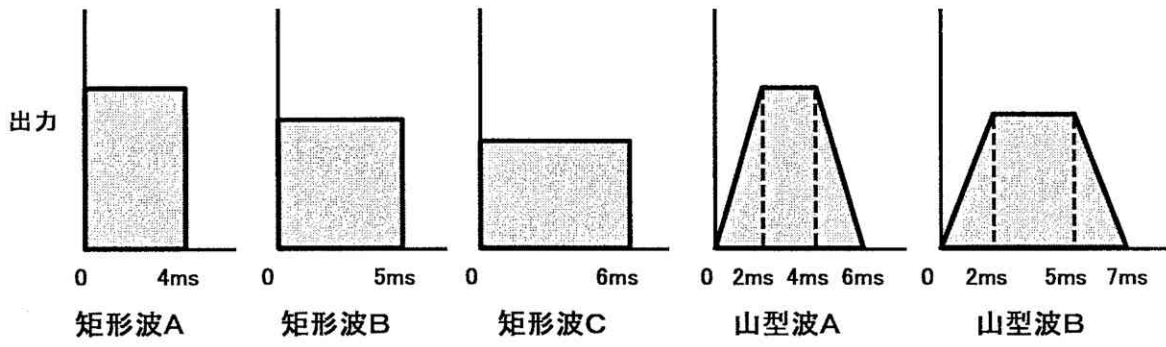


図 2 . 使用した 5 種類 の レーザ ー 出 力 波 形

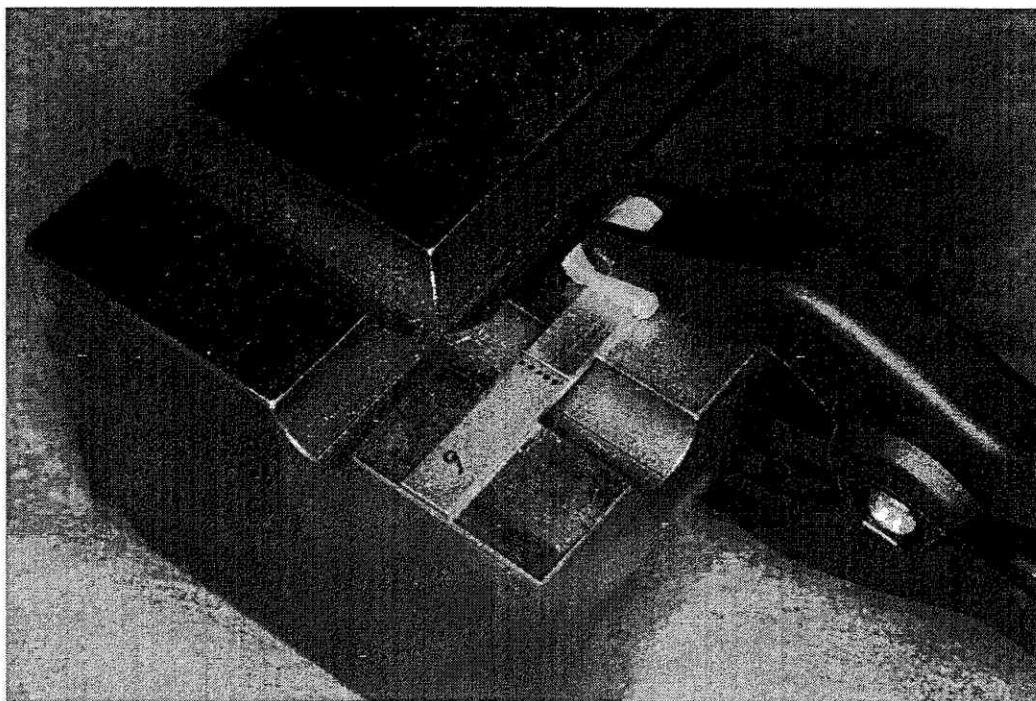


図 3 . 溶接用ブロックとクリップで固定された試料

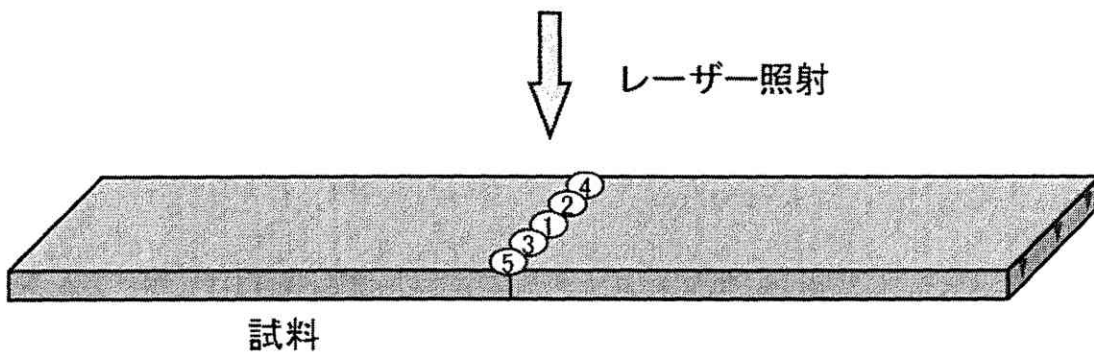


図 4 . 溶接部へのレーザーの照射順

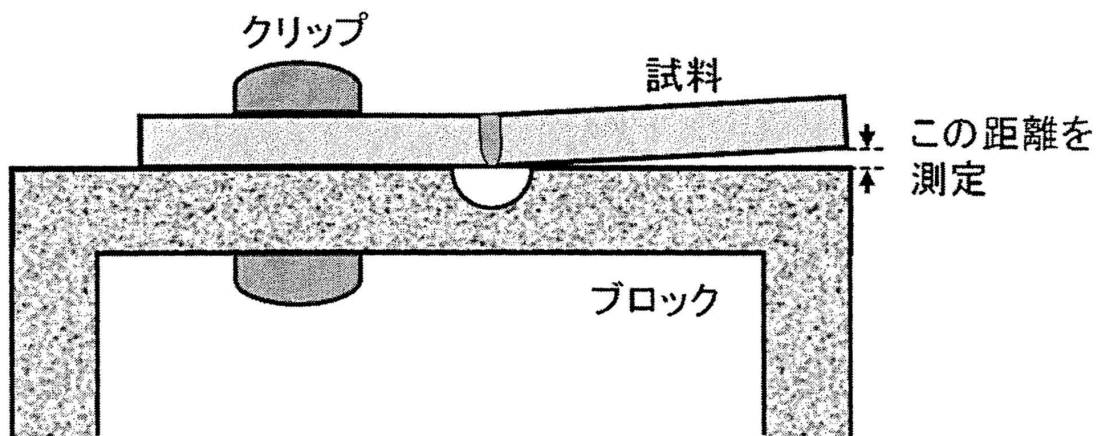
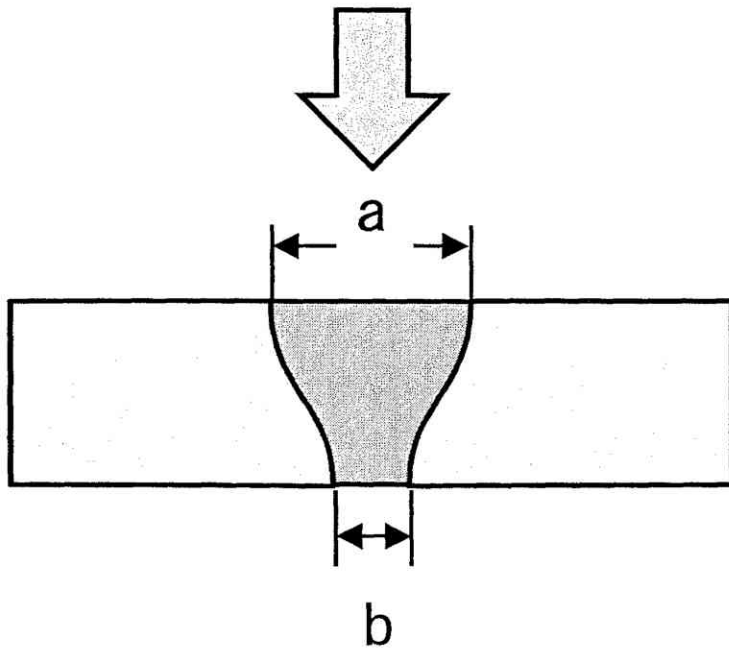


図 5 . 試料浮き上がり量の計測法

レーザー照射



$$\text{熔融部貫通率} = b/a$$

図 6 . 熔融部貫通率の算出法

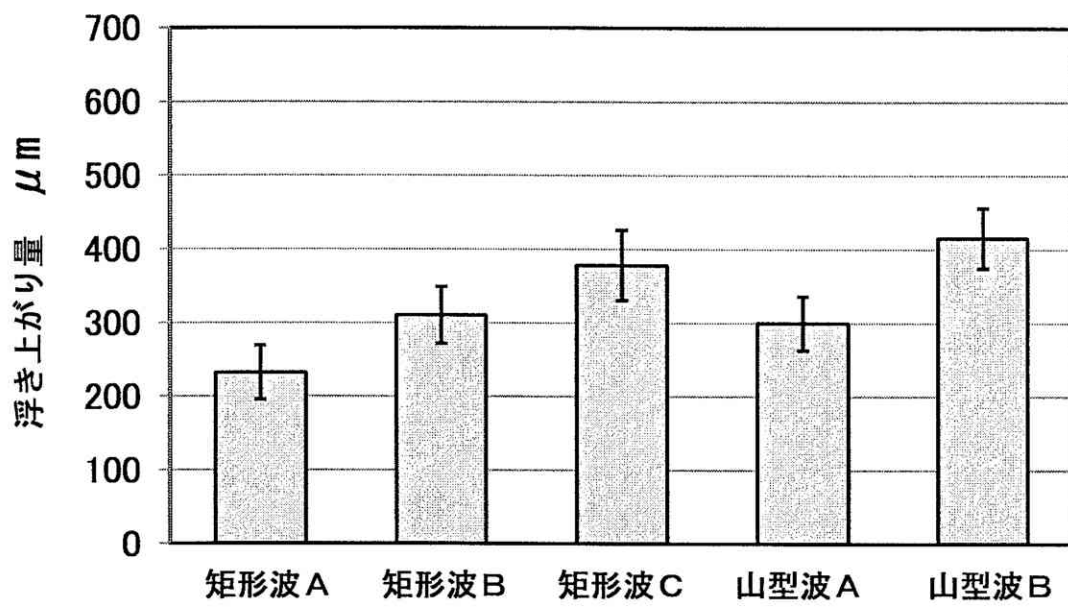


図 7. 金銀パラジウム合金試料の浮き上がり量

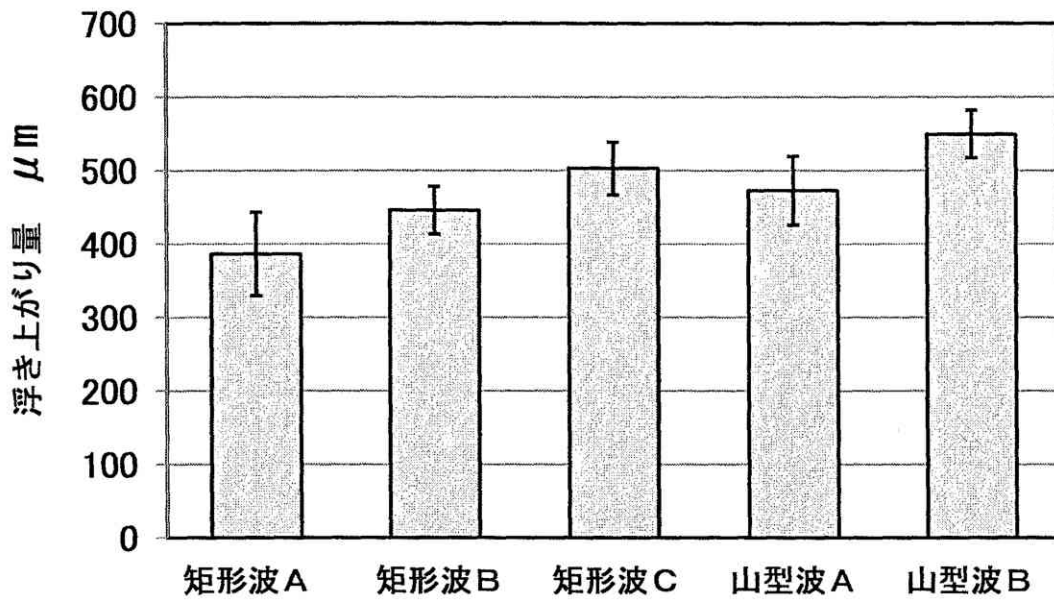


図 8 . Co-Cr 合金試料の浮き上がり量

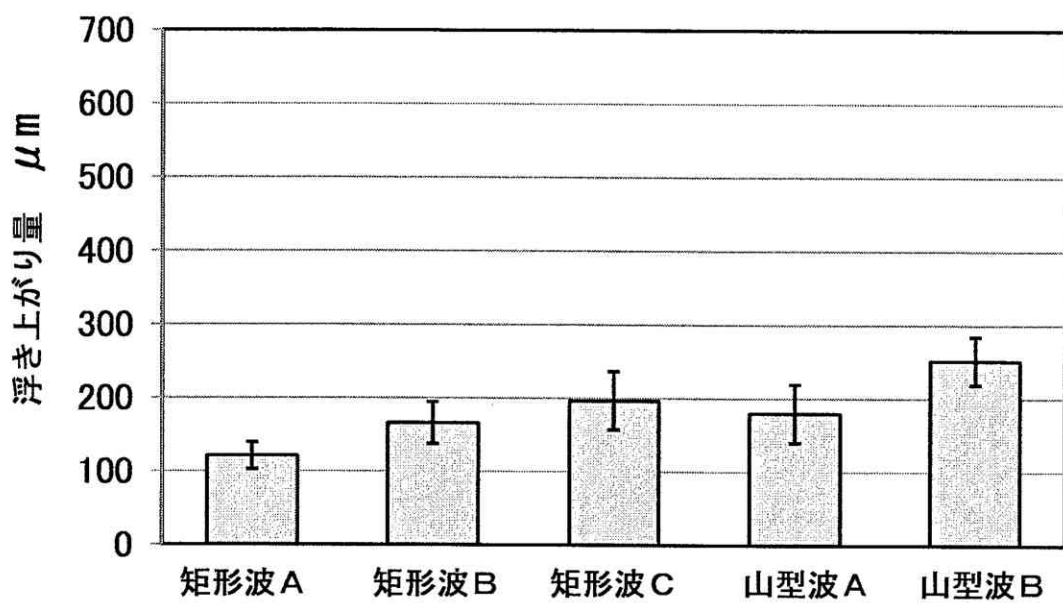


図 9 . 純チタン試料の浮き上がり量

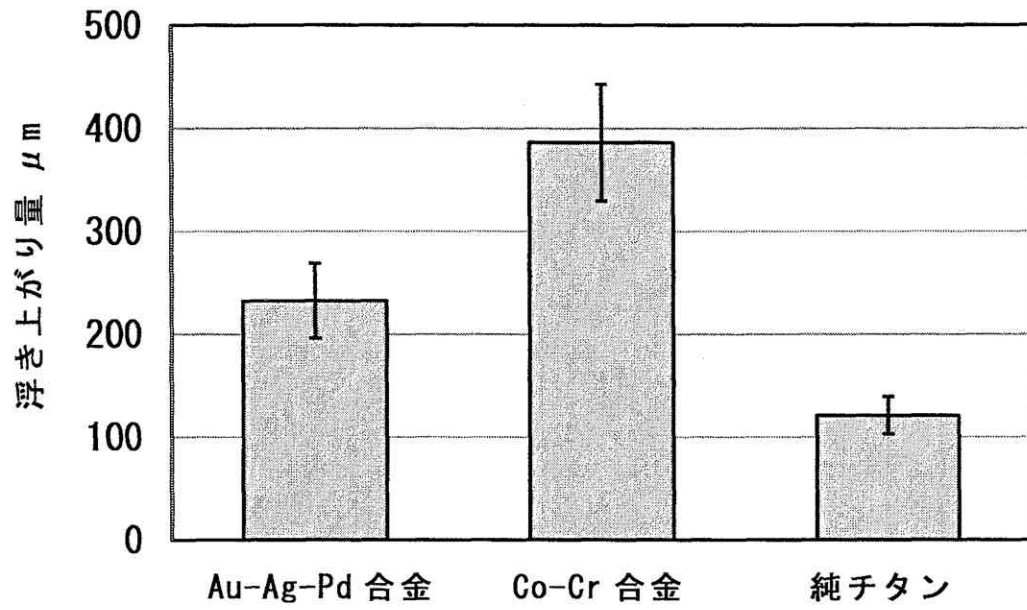


図 10. 矩形波 A での各金属試料の浮き上がり量

表 1 . 各金属試料の溶融部貫通率

	(%)				
	矩形波 A	矩形波 B	矩形波 C	山型波 A	山型波 B
Au-Ag-Pd 合金	60.6	41.7	0	58.6	39.8
Co-Cr 合金	59.4	53.0	47.5	56.7	51.0
純チタン	79.4	59.3	53.4	67.7	60.1

表 2 . 金銀パラジウム合金試料の有意差検定結果

	矩形波 A	矩形波 B	矩形波 C	山型波 A	山型波 B
矩形波 A		**	**	**	**
矩形波 B			**	—	**
矩形波 C				**	—
山型波 A					**

** : $p < 0.01$ 有意差有 * : $p < 0.05$ 有意差有 — : 有意差無

表 3 . Co-Cr 合金試料の有意差検定結果

	矩形波 A	矩形波 B	矩形波 C	山型波 A	山型波 B
矩形波 A		**	**	**	**
矩形波 B			**	—	**
矩形波 C				—	*
山型波 A					**

** : $p < 0.01$ 有意差有 * : $p < 0.05$ 有意差有 — : 有意差無

表 4 . 純チタン試料の有意差検定結果

	矩形波 A	矩形波 B	矩形波 C	山型波 A	山型波 B
矩形波 A		**	**	**	**
矩形波 B			—	—	**
矩形波 C				—	**
山型波 A					**

** : $p < 0.01$ 有意差有 * : $p < 0.05$ 有意差有 — : 有意差無