

Distortion of Laser Welded Titanium Plates

(歯科用レーザー溶接に関する研究)

学位論文内容の要旨

1. 研究の目的

歯科用レーザー溶接の問題点は2つ挙げられる。一つは溶接変形で補綴物の適合精度に影響する。もう一つは溶接強度で、歯科用異種金属同士の溶接強度が問題である。特に生体適合性と機械的性質が良好なチタンとすでに評価が定まっている歯科用貴金属合金の溶接強度が向上すれば、補綴物設計の自由度が増大し、レーザー溶接活用の機会が増加する。よって本研究の目的は下記の通りである。

第1部 溶接変形の測定：ブリッジを想定した単純なチタン板突合継手の溶接体が、レーザー溶接によってどのように変形するか定量的に評価し、溶接技法の基礎データを得た。

第2部および第3部 純チタンと歯科用貴金属合金の溶接：これらの金属材料を、継手の形状を変化させて溶接強度を測定し、金属組織学的分析を行い、チタンと歯科用貴金属のレーザー溶接の問題点と適切な溶接条件、可能性を検討した。

2. 研究内容・結果

第1部 溶接変形に関する研究

(1) 実験材料・方法

供試材の純チタンは、厚さ 1.5×幅 6.0×長さ 30 mmの短冊形に精密に加工した。変形の測定は、チタン板が適合する深さ 1.4 mm、幅 6.0 mmの溝が掘られているステンレス鋼製固定治具を使用した。レーザー溶接機は Nd : YAG Laser の TANAKA Laser TLL7000 PULS である。溶接条件は、出力を変化させた場合は、出力は 140A~230A の間で 10A 毎に増加させ、スポット径は 0.9 mm、照射時間は 10ms とした。スポット径を変化させた場合は、スポット径 0.3~1.2 mmの間で 0.1mm.毎に増加させ、出力 180A、照射時間 10ms とした。変形量の計測は、マイクロデジタルスコープを使用し 0.01 mmの精度で行った、1条件 5個ずつ計測を行い、その平均を変形量とした。

(2) 実験結果・考察

1) 照射回数と変形量

片面から 10 回照射すると、変形量は一回毎に約 0.1mm ずつ増加し、10 回目では 1 mm 近くに達した。これを同じ条件で裏からレーザー照射すると、変形量は減少し、20 回目で 0.05mm 程度になった。片面および両面溶接では、レーザーの照射回数と変

形量は比例した。

2) 出力と変形量

出力を変化させた場合の変形量は、出力の増加と共に増加するが、高出力になると減少した。この理由は弱出力では溶融池体積がため凝固収縮による変形が小さく、高出力の場合は、レーザーエネルギーがチタン板を貫通し、メルトダウンやスパッタを発生させ溶融池体積が減少し、凝固収縮が少ないために変形量も少なかったと考える。

3) スポット径と変形量

スポット径を変化させた場合の変形量は、スポット径の増加と共に増加するが、大きなスポット径になると減少した。この理由は小さなスポット径では、エネルギー密度が高くなり、メルトダウンやスパッタが発生し、凝固収縮による変形が小さかったためであり、また、大きなスポット径では、エネルギー密度が低く、溶融深度が得られず、凝固収縮が少ないために、変形量も減少したと考える。

4) 仮溶接の影響

弱い出力で仮溶接を行った場合の変形量は減少した。

(3) 結論

1. 変形はレーザー溶融池体積に影響され、レーザーの照射回数と変形量は比例した。
2. 変形量は出力の変化によって変動した。
3. 変形量はスポット径の変化によって変動した。
4. 仮溶接は、片面及び両面溶接の変形量を減少させた。

以上から、レーザー溶接を行う場合、仮溶接を施し照射順番や方向を考慮して溶接することで溶接変形を抑制することが示唆された。

第2部 チタンと歯科用貴金属合金の突合継手レーザー溶接に関する研究

(1) 実験材料・方法

供試材は、JIS 2種純チタン、金銀パラジウム合金、白金加金の直径 3.0 mm、長さ 30 mmの加工材を準備し、溶接部位をアルミナサンドブラスト処理後、脱脂した。治具上で、対角線上に8回のレーザー溶接を行った。溶接条件は、出力4条件、スポット径3条件を組み合わせた。各条件で5試料製作し、引張試験を実施した。

(2) 実験結果・考察

チタンと金銀パラジウム合金の破断荷重は、出力 200A でスポット径 1.2 mmの場合が最大破断荷重 108.9MPa を示した。破断面は、スポット径が小さい場合は、出力の増加によって溶融部の揮散が起こりやすく、溶融面積の減少と欠陥が確認できた。また、スポット径が大きくなると、弱い出力では、溶融体積が小さいが、高い出力では中心部分まで溶解しているが、溶接欠陥が多く発生していた。

チタンと白金加金の破断荷重は、出力 250A でスポット径 1.2 mmの場合で 137.2MPa を示した。破断面はチタンと金銀パラジウム合金と同様な様相を示した。

同種金属同士のレーザー溶接強度と比較すると、破断強度は 1/3～1/5 と極端に低く、Ti と歯科用貴金属合金のレーザー溶接を臨床応用するには機械的強度が不足する。

溶接部の反射電子像は、軽元素と重元素が渦巻状に交じり合い、均一な組成ではなかった。この理由は2種類の合金の融点差が大きいことと、凝固速度が速いためであ

る。また、溶接部には溶接クラックやポロシティが存在し、強度の低下に大きく影響している。EPMA 分析結果から、チタン及び合金成分元素のマクロ偏析があった。

(3) 結論

純チタンと歯科用貴金属合金のレーザー溶接強度は、同種合金の溶接強度より非常に低い。その理由は、溶接部に溶接クラックやポロシティおよびマクロ偏析が発生しているためである。この溶接強度を上昇させるために、溶接部形態を変更してフィラーワイヤーの使用が考えられる。

第3部 チタンと歯科用貴金属合金の開先形態レーザー溶接

(1) 実験方法・材料

供試材は第2部の実験と同じものを準備し、開先形態は、直径3mmの中心部1mmを残し、斜め45°に精密に加工した。溶接ワイヤーは純チタンワイヤーとAu-Ptワイヤーを選定した。試験体を仮溶接後、溶接ワイヤーを置き本溶接を行った。各条件で5試料製作し引張試験を実施した。

(2) 実験結果・考察

開先形態における破断荷重は、Au-Ptワイヤーを溶接ワイヤーとして使用すると、突合継手より増加した。特に金銀パラジウム合金とTiでは2倍以上になった。一方、Tiワイヤーの場合は、低下又はほぼ同じ値であった。

反射電子像からは、マクロ偏析と気泡や亀裂が観察された。特にTiワイヤーは亀裂が多く発生していて、このことから溶接ワイヤーとして適しているのはAu-Ptワイヤーであると考えられる。

(3) 結論

開先形態と突合継手と比較すると、

1. 溶接部を開先形態にして、溶接ワイヤーとしてAu-Ptワイヤーを使用すると破断荷重が増加したが、Tiワイヤーでは破断荷重が同等か低下した。

以上から溶接部形態と溶接ワイヤーを選ぶことによって、チタンと歯科用貴金属系合金のレーザー溶接強度が改善できることが示唆された。

3. まとめ

一連の歯科用レーザー溶接に関する研究から、以下のことがまとめられる。

(1) レーザー溶接による変形は、照射方向や仮溶接を行うことによって抑制できる。

(2) チタンと歯科用貴金属合金のレーザー溶接強度は、同種合金のそれより弱い。

(3) チタンと歯科用貴金属のレーザー溶接は、溶接部形態と溶接ワイヤーを選ぶことによって改善できることが示唆された。

以上から、歯科技工におけるレーザー溶接技法の基本的指針が示された。

学位論文審査の要旨

主 査 教 授 亘 野 文 夫
副 査 教 授 大 畑 昇
副 査 教 授 佐 野 英 彦

学 位 論 文 題 名

Distortion of Laser Welded Titanium Plates

(歯科用レーザー溶接に関する研究)

審査は、審査員が一同に会し、申請者に対して提出論文とそれに関連した学科目について口答試問により行われた。以下に提出論文の要旨と審査の内容を述べる。

歯科用レーザー溶接の問題点は溶接変形と歯科用異種金属の溶接強度である。溶接変形は補綴物の適合精度に、溶接強度は補綴物の寿命に影響する。特にチタンと歯科用貴金属合金の溶接強度が向上すれば、補綴物設計の自由度が増大する。よって本研究の目的は下記の通りである。

第1部：溶接変形の測定：ブリッジを想定したチタン板突合継手のレーザー溶接体が、どのように変形するかを定量的に評価する。

第2部および第3部：純チタンと歯科用貴金属合金との溶接において、継手形状を突合と開先形態に変化させた際の溶接挙動を調べ、チタンと歯科用貴金属のレーザー溶接の問題点を検討する。

第1部 溶接変形に関する研究

(1) 実験材料・方法

変形量の測定は、突き合わせた純チタン板(JIS 2種, 厚さ 1.5×幅 6.0×長さ 30 mm)が正確に適合するステンレス鋼製固定治具を使用して行った。Nd:YAG Laser の溶接機を用いた。溶接条件は、照射時間を一定とし出力とスポット径を変化させた。

(2) 実験結果・考察

- 1) 照射回数と変形量の関係は、片面および両面溶接後、比例的に増減した。
- 2) 変形量は出力の増加と共に増加するが、高出力になると減少した。出力の変化によるレーザーエネルギー密度の高低が、溶融池体積形成に影響し変形量を変化させた。
- 3) 変形量はスポット径の増加と共に増加するが、より大きなスポット径になると減少した。スポット径の変化によるエネルギー密度の高低が、溶融池体積形成に影響し変形量を変化させた。
- 4) 仮溶接により、変形量は減少した。

(3) 結論

レーザー溶接を行う場合、仮溶接を施し照射順番や方向を考慮して溶接することで溶接変形を抑制できることが示唆された。

第2部 チタンと歯科用貴金属合金の突合継手レーザー溶接に関する研究

(1) 実験材料・方法

純チタン、金銀パラジウム合金、白金加金の直径 3.0 mm、長さ 30 mmの加工材を突合でステンレス鋼製固定治具上に置き、出力 4 条件とスポット径 3 条件を変えて溶接した。溶接部の引張試験と硬さ試験を実施し、さらに SEM 観察と EPMA 分析を行った。

(2) 実験結果・考察

チタンと金銀パラジウム合金の破断強度は、出力 200A、スポット径 1.2 mmで、最大値 108.9MPa を示した。チタンと白金加金の破断強度は、出力 250A、スポット径 1.2 mmで 137.2MPa の最大値を示した。同種金属同士のレーザー溶接強度と比較すると、前述の破断強度は 1/3～1/5 と極端に低く、この組み合わせにレーザー溶接を臨床応用するには機械的強度が不足する。溶接部の反射電子像と EPMA 分析結果から、チタンと重元素が渦巻状に交じり合い、マクロ偏析が判明した。また、溶接部には溶接クラックやポロシティが存在し、強度の低下に大きく影響した。

(3) 結論

純チタンと歯科用貴金属合金のレーザー溶接強度は、同種合金の溶接強度より非常に低い。その理由は、溶接部に溶接クラックやポロシティおよびマクロ偏析が発生したためである。

第3部 チタンと歯科用貴金属合金の開先形態レーザー溶接

(1) 実験方法・材料

供試材は第2部の実験と同様であり、開先形態は、直径 3 mmの中心部 1 mmを残し、斜め 45°に精密加工した。溶接ワイヤーは純チタンワイヤーと Au-Pt ワイヤーを用いた。

(2) 実験結果・考察

開先形態における破断荷重は、Au-Pt ワイヤーを使用すると、突合継手の場合より増加した。一方、Ti ワイヤーの場合は、低下又はほぼ同じ値であった。

反射電子像からは、マクロ偏析と気泡や亀裂が観察された。特に Ti ワイヤーは亀裂が多く発生し、溶接ワイヤーとしてより適しているのは Au-Pt ワイヤーであった。

(3) 結論

溶接部形態と溶接ワイヤーを選定することによって、チタンと歯科用貴金属系合金のレーザー溶接強度が改善できることが示唆された。

各審査員が行った主な質問は、以下の通りである。

- (1) 片面溶接体を両面溶接することによって変形は完全に回復するか？
- (2) 溶接部の表面処理について他の方法を検討したか？
- (3) 他の溶接部形態では溶接強度が増加する可能性はあるか？
- (4) 同種合金同士の溶接強度は測定したか？
- (5) 臨床応用の可能性について、どのように考えるか？

これらの質問に対し申請者はそれぞれ適切に回答し、レーザー溶接を歯科技工に応用するにあたっての豊富な臨床経験と関連領域の幅広い知識を有していることが確認された。よって、論文提出者は、博士（歯学）を授与するに値するものと判断された。