

〔原著〕 松本歯学 21 : 131~136, 1995

Key words : チタン - レーザ溶接 - 疲労試験

レーザー溶接したチタン鑄造体の疲労特性について

山岸利夫, 竹内勝泉, 森 厚二, 横山宏太
伊藤充雄

松本歯科大学 総合歯科医学研究所 生体材料部門 (主任 伊藤充雄 教授)

孔 泰寛, 津村智信, 丹羽 健, 出口敏雄
松本歯科大学 歯科矯正学講座 (主任 出口敏雄 教授)

林 春二, 五十嵐順正
松本歯科大学 補綴学第一講座 (主任 五十嵐順正 教授)

Fatigue Properties of Laser-Welded Cast Titanium

TOSHIO YAMAGISHI, KATSUMOTO TAKEUCHI, KOJI MORI
KOTA YOKOYAMA and MICHIO ITO

*Institute for Dental Science, Department of Biomaterials, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. M. Ito)*

YASUHIRO KOH, TOMONOBU TSUMURA, KEN NIWA and TOSHIO DEGUCHI
*Department of Orthodontics, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. T. Deguchi)*

SHUNJI HAYASHI and YOSHIMASA IGARASHI
*Department of Complete and Partial Denture, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. Y. Igarashi)*

Summary

Until now, clinical applications in dentistry for the joining of pure titanium have not been able to be carried out. At long last, this has been accomplished by degrees. In this study fatigue properties for cast titanium samples laser welded were examined. Fatigue tests were carried out under bending from one direction on the cantilever. The main results

obtained are as follows ;

Under repeated strain of 0.25 mm, the welded samples never ruptured and showed greater resistance to repeated strain of 0.5 mm.

Under repeated strain of 0.5 mm, the number of stress cycles to rupture was somewhat increased as the distance from fulcrum to welded portion increased. Furthermore, for the most part, the number of stress cycles for samples that did not rupture at the fulcrum point were greater than the number of stress cycles for ruptured fulcrum point samples.

A brittle fracture image with a pattern like a shell shape was shown at the fractured surface. There wasn't a distinct difference between the shape of the welded fractured surface samples and unwelded fractured surface samples.

It was considered that the distance between the laser welding portion and the fulcrum portion should be somewhat longer to create conditions for greater fatigue properties of laser welds for case of clinical application.

緒 言

耐食性に優れ、生体安全性の高いチタンは歯科用金属材料として、インレー、クラウン、ブリッジ、金属床義歯等一般臨床で広範囲にわたり利用されるようになった¹⁻³⁾。チタンは融点が1668°Cと高く、高温での活性が著しいために酸素や窒素等を固溶して機械的性質が影響されやすい⁴⁾。補綴物の接合はろう付が一般的であるが、チタン用ろう材の中には生体為害作用を持つとされるニッケル等の元素が含まれるものが多い。また、ろう材は母材との電位差によって局部電池を形成して、腐食やガルバニック電流が発生しやすい。

著者らは、自家接合法であるレーザー溶接のチタン製補綴物への応用を目的として、溶接条件、機械的性質、溶出挙動等について報告を行った^{5,6)}。しかし、その可能性の評価のためには臨床に近い動的条件での検討もまた必要であると考えられる。例えば、咀嚼時あるいは補綴物着脱時には、繰返し荷重が維持装置や連結子に対して働いて補綴物の変形や破折の一因となるため、溶接部位の疲労に対する強度が要求される。そこで本実験では、レーザー溶接したチタン鑄造体の疲労特性について検討した。

材料と方法

1) 試験片の作製

レディーキャスティングワックス HR22 (GC社) を Titavest MZ (モリタ社) 中に埋没し、吸引加圧鑄造機サイクラーク (モリタ社) にて純チ

タンA (JIS 2種相当, モリタ社) を用い、長さ30 mm の鑄造体を作製した。鑄造体はガラスビーズによるサンドブラスト処理を行い、X線内部探照機 DCX-100 (朝日レントゲン社) で撮影したX線写真上で肉眼的に内部欠陥のないものを選択した。そして鑄造体中央をファインカッターで切断後、アセトンと純水で超音波洗浄した鑄造体を治具に固定して突合せ溶接を行った。ただし鑄造体の間に 3 mm×3 mm、厚さ200 μm のチタン箔 (日本ステンレス社) を挟み込んで溶接を行った。溶接には Nd : YAG レーザ加工機 ML-2220 (ミヤチテクノス社) を用いて、溶接部位にアルゴンガスを吹き付けた状態で約17 Joules per pulse の強度で、溶接スポットの直径が約8割ずつ重なるように連続的に溶接した。半円状の断面形態を損なわないように溶接部分の余剰チタンをカーボランダムポイントで除去し、通法に従って研磨を行い疲労試験片とした。試験片の長さは25 mm とした。

2) 繰返し疲労試験

繰返し疲労試験のひずみ量は、クラスプのアンダーカットとして臨床的に用いられる頻度の多い0.25 mm または0.5 mm とし、ひずみの付与方法は臨床形態に近いとされる片持ち梁とした。ただし疲労試験を行う前に、これら2条件のひずみに対して試験片に塑性変形が生じないことを確認する必要がある。そこで万能試験機オートグラフ AG-5000D (島津社) を用いて、疲労試験と同様の形式で0.25 mm あるいは0.5 mm のひずみを付与して片持ち曲げ試験を試み、その後疲労試験を

行った。Fig. 1 に繰返し疲労試験の略図を示した。試験条件は、(a)溶接部位と荷重の支点とが一致する場合、(b)支点との距離が1.5 mm の場合、(c)支点との距離が2.5 mm の場合、(d)未溶接の試験片の4条件とした。そして、支点から15 mm 離れた部位に0.25 mm または0.5 mm のひずみを毎分120回与え続け、試験片が破断あるいは繰返し回数が 5×10^5 回を越えた時点を試験終了とした。Fig. 2 は、金属曲げ疲労試験機A型(伊藤エンジニアリング社)であり、試験片が破断した場合にセンサーによって自動的に停止して繰返し回数を表示する機構を持っている。

3) 破断面の観察

破断面の観察は、通法に従って破断面に金蒸着を行い、X線マイクロアナライザ JCSA-733 (日本電子社) にて行った。

結 果

Fig. 3 および Fig. 4 に、疲労試験前の片持ち曲げ試験の結果を示した。Fig. 3 は0.25 mm, Fig. 4 は0.5 mm のひずみを与えた場合の荷重-歪み曲線の一例である。いずれの場合も両方のひずみ量

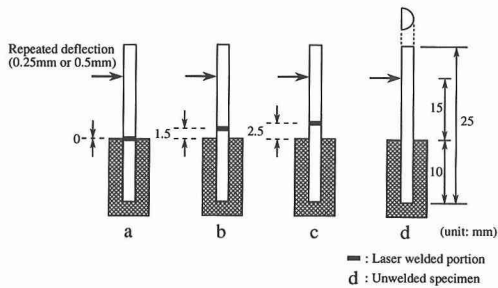


Fig. 1. Schema for fatigue test



Fig. 2. Fatigue test device used.

に対して塑性変形を生じず、a, b, c, d 間に差は認められなかった。この結果、どの試験片においても塑性変形が生じないことが確認できたので、次に繰返し疲労試験を行った。

Table 1 および Table 2 に、疲労試験の結果を繰返し回数で示した。0.25 mm のひずみに対しては、いずれの試験片も繰返し回数が 5×10^5 回を越え、破断した例もなく耐疲労性が大きい結果が得られた。一方、0.5 mm のひずみに対しては全ての試験片が破断した。なお、*印で支点部分で破断した試験片を示した。Fig. 5 に、0.5 mm のひずみにおける繰返し回数の結果を示した。a の場合は $5.71 \pm 0.96 (\times 10^4)$ 回、b の場合は $7.06 \pm 1.27 (\times 10^4)$ 回、c の場合は $9.83 \pm 3.59 (\times 10^4)$ 回であり、変動は大きい。溶接部位-支点間距離を大きくすると繰返し回数はやや増加した。ただし、a と d (未溶接) の繰返し回数の平均値間に

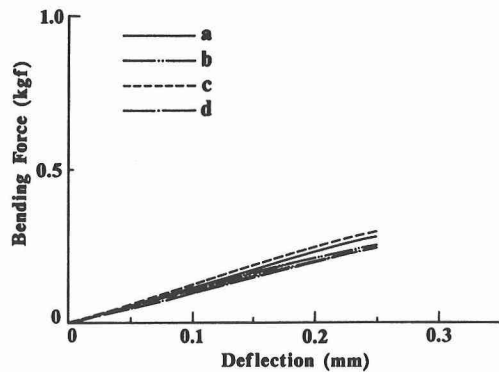


Fig. 3. Results of cantilever test for 0.25 mm deflection under bending in one direction.

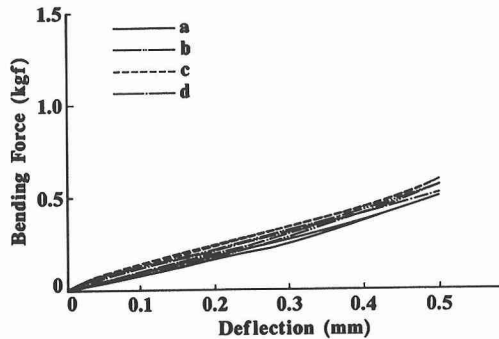


Fig. 4. Results of cantilever test for 0.5 mm deflection under bending in one direction.

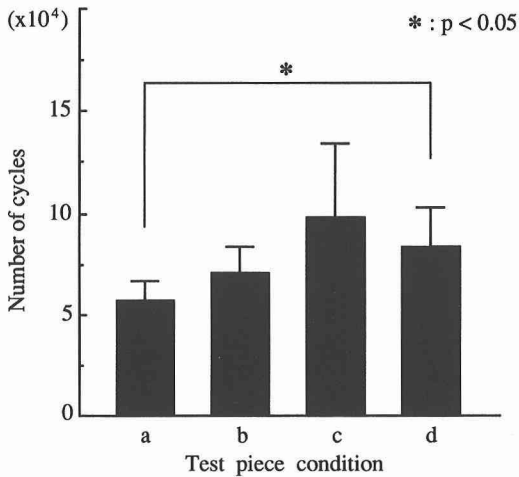
Table 1. Results of fatigue test comparison of the number of cycles for 0.25 mm deflection ($\times 10^5$)

Test piece condition			
a	b	c	d
>5.00	>5.00	>5.00	>5.00
>5.00	>5.00	>5.00	>5.00
>5.00	>5.00	>5.00	>5.00
>5.00	>5.00	>5.00	>5.00
>5.00	>5.00	>5.00	>5.00

Table 2. Results of fatigue test comparison of the number of cycles for 0.5 mm deflection ($\times 10^4$)

Test piece condition			
a	b	c	d
4.13*	5.07*	5.53*	6.04*
5.19*	6.75*	7.39*	6.82*
6.08*	6.98*	8.93*	8.51*
6.25*	7.53	11.44	8.99*
6.89*	8.99	15.88	11.51*
5.71(0.96)	7.06(1.27)	9.83(3.59)	8.37(1.90)

* indicates a broken specimen at the fulcrum.
d : Unwelded specimen

**Fig. 5.** Results of fatigue test comparison of the number of cycles for 0.5 mm deflection

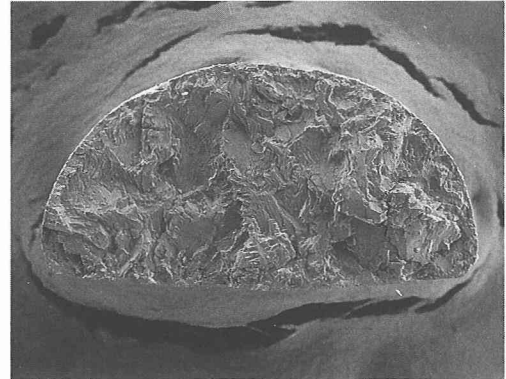
は有意差が認められたが($p < 0.05$), それ以外では統計学的な差はみられなかった。

また、溶接部位で破断した試験片は a では 5 個中 5 個、b では 5 個中 3 個、c では 5 個中 1 個であり、溶接部位—支点間距離が大きくなると減少

し、支点以外の部分で破断した試験片が多くなり繰返し回数も支点で破断した場合よりもやや増加した。

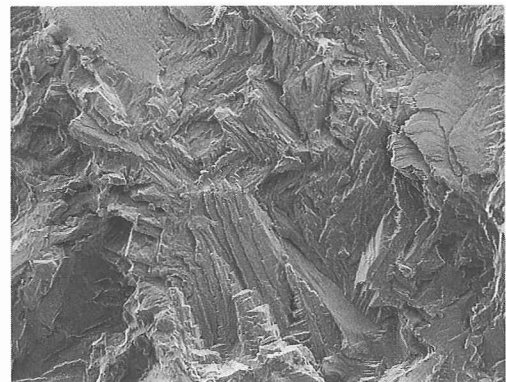
2) 破断面の観察

Fig. 6 および Fig. 7 に、0.5 mm のひずみを与えた試験片の破断面の観察結果を示す。Fig. 6 は溶接部位で、Fig. 7 は溶接部位以外の部分で破断した試験片であり、いずれも a は A の一部拡大像である。一般に、チタンの引張試験後の破面には、Dimple を伴う編目状の繊維性構造の延性破壊像がみられる。しかし、疲労試験では、繰返し荷重により発生した亀裂が伝播、拡大して生じたと考えられる貝殻状の脆性破壊像が観察された。



A

500μm



a

100μm

Fig. 6. Scanning electron micrograph photos of fractured surface of welded specimen after fatigue test. (Welded portion)

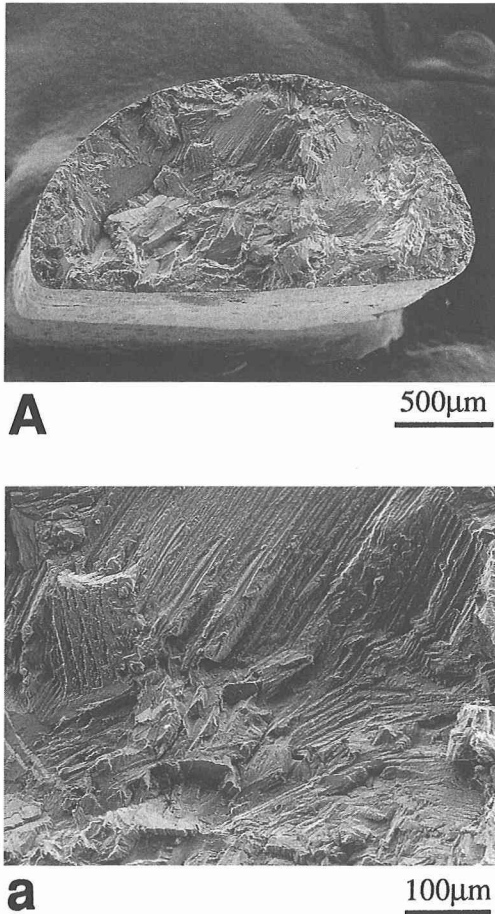


Fig. 7. Scanning electron micrograph photos of fractured surface of welded specimen after fatigue test. (Unwelded portion)

考 察

レーザー溶接したチタン鋳造体を補綴物のクラスプに想定して、耐疲労性を評価するために繰返し疲労試験を試みた。母材と同じ材質であるチタン箔を挟み込んで溶接したのは、レーザー溶接時に接合部に生じる「かき減り」を防止するためである⁹⁾。

疲労試験はクラスプ形状の鋳造体の突合せ溶接した試験片について行った。クラスプに対して働く繰返し曲げ応力は、義歯の変形や破折の原因となり、特に接合部には応力が集中する可能性が高い。疲労強度を向上させるには、溶接物の形状を考慮して継手部分に応力が集中しないようにす

ること、溶接した部分の表面を均一にすること等が必要であり、特に繰返し荷重下では金属表面をなるべく精密に仕上げた方が疲労強度は非常に高いとされることから、疲労試験においても試験片の研磨状態を均一にするように注意を払わなければならないと思われた^{7,8)}。補綴物においても同様であり、これらの点に十分配慮してレーザー溶接を応用することが重要と推察される。また、溶接部位を支点として選択することは、補綴物の破損につながる危険性があると考えられた。疲労破壊は表層から発生すると思われるので、チタン鋳造体表面の反応層や、繰返し荷重による加工硬化の程度について今後検討を加える必要がある。

クラスプには維持力や把持力に加えて、長期間の使用に耐え得ることが要求される。一般にクラスプの維持力は、鉤歯の添窩面に適合した鉤腕の変形に対する抵抗力、つまり弾性力によるところが大きい⁹⁾。また、口腔内に装着された補綴物は、咀嚼、会話、義歯着脱等によって常に応力が加わる環境にある。咀嚼中の応力負荷回数は1年に約30万回で、補綴物着脱時の負荷回数は1年に約1500回とされる¹⁰⁾。一方、クラスプ用合金では、比例限以下の応力であれば100万回～2500万回の曲げによる負荷に耐えることができるといわれる¹⁰⁾。しかし、咀嚼の回数やひずみの程度は個人によって大きな差があるので、クラスプには塑性変形をできるだけ生じないような弾性と強度が必要となる。例えば、臨床的にレスト付2腕鉤に適した添窩量は、Co-Cr合金で0.25 mm、金銀パラジウム合金、白金合金で0.5 mmとされる⁹⁾。本実験において、クラスプの断面に似た形状のチタン鋳造体の溶接試験片の繰返し疲労試験の結果、0.25 mmのひずみの場合には破断したものはなく耐疲労性が大きかったが、0.5 mmのひずみでは全ての試験片が破断した。また、本実験では明らかにできなかったが、0.5 mmのひずみの場合の繰返し回数に大きな変動がみられた原因として、気孔あるいは塵埃や油脂等の汚染物質の巻き込みのような溶接欠陥、加熱と冷却によって生ずる残留応力、溶接部表面の微視的な研磨状態の差、または溶接部位の加工硬化の差等が考えられる。金属の疲労は均一には進行しないので、真の疲労特性を明らかにするためには、疲労に対して影響をおよぼしやすいこれらの要因を持たない試験片を用い

ることが必要である。

これらの結果から、溶接したチタン鑄造体をクラスプとして用いる時の添窩量は、0.5 mm よりも0.25 mm の場合の方が耐疲労性に優れていると考えられた。しかし、一般にはクラスプの外表面は可及的に滑沢な研磨面に仕上げるが歯面側の切削研磨は通常行わないので、研磨条件の違い等の臨床的要因を配慮した実験を行った上で評価する必要があると思われる。また、局部での疲労による塑性変形抵抗を知るには、繰返し荷重の形式と関係なく疲労過程の変化が判定できる硬さ測定を行うことが重要であると考えられる¹⁰⁾。なお、溶接部位での疲労破壊の破断面と母材部分の破断面とを比較した結果、レーザー溶接の影響による考えられるような組織の明確な違いは認められなかった。これらのことより、鑄造したチタン製補綴物とレーザー溶接法との組合せは、臨床的に有望であると考えられた。本実験では一方向からの片持ち曲げ方式で疲労特性を検索したが、疲労試験における加工硬化の進行程度は応力の大きさにより異なることから¹¹⁾、今後、ひずみに対応する応力の測定やクラックの発生から破断に至るまでの微視的な観察を行って、レーザー溶接後のチタンの疲労特性についての詳細な検討を加える必要があると思われる。

結 論

レーザー溶接した純チタン製補綴物を臨床応用することを目的として、チタン鑄造体のレーザー溶接後の疲労特性についての基礎的な実験を行った。その結果、以下の結論を得た。

- 1) 0.25 mm の繰返しひずみの場合、いずれの試験片も 5×10^6 回までは破断しなかった。
- 2) 0.5 mm の繰返しひずみの場合、試験片は低

い回数で破断した。また、繰返し回数の変動は大きかった。

- 3) 臨床的には、溶接部位と支点との距離は大きい方がよいと考えられた。
- 4) 破断面は、繰返し荷重により発生した貝殻状の脆性破壊像を呈した。また、溶接部位とそれ以外の部位での破断面に差は認められなかった。

文 献

- 1) 堀 隆夫, 太田 守(1991) チタンの生体適合性. 金属, 61: 16-21.
- 2) 小玉 剛(1989) チタン合金の生体適合性に関する基礎的研究. 口病誌, 56: 263-288.
- 3) 三浦維四, 井田一夫編(1988) チタンの歯科利用, 11-41. クインテッセンス出版社, 東京.
- 4) 草道英武, 村上陽太郎, 木村啓造, 和泉 修(1983) 金属チタンとその応用, 初版, 45-46. 日刊工業新聞社, 東京.
- 5) Yamagishi, T., Ito, M. and Fujimura, Y. (1993) Mechanical properties of laser welds of titanium in dentistry by pulsed Nd: YAG laser apparatus. J. Prosthet. Dent. 70: 264-273.
- 6) 山岸利夫(1994) チタンのレーザー溶接に関する基礎的研究. 岐阜歯学, 21: 279-308.
- 7) 日本金属学会編(1970) 金属材料の強度と破壊, 第2版, 449-453. 丸善, 東京.
- 8) 横堀武夫監訳(1970) 金属の疲労破壊, 初版, 20-21. 丸善, 東京.
- 9) 松田浩一(1975) クラスプ用金属材料の機械的性質に関する研究 第2報 鑄造クラスプの維持と弾性的性質について. 口病誌, 42: 22-41.
- 10) Craig, R. G. (1993) Restorative Dental Materials, 9th ed., 75-77. Mosby-Year Book, St. Louis.
- 11) 土井 寿, 中野 毅, 小林郁夫, 米山隆之, 浜中 人士(1995) 歯科用コバルト・クロム合金とチタン鑄造体の疲労特性の比較, 歯材器, 14: 101-108.