原著論文

レーザー照射によるチタンの表面改質が耐摩耗性に及ぼす影響

佐藤 洋平

Effect of Surface Modification Using Laser on Wear Resistance of Titanium

Sato Yohei

歯科補綴学的意義

純チタン製金属歯は、著しい摩耗の問題点が指摘され、耐摩耗性の向上が望まれている。本研究では、純チタンと Ti-6 Al-7 Nb 合金にレーザー照射による表面改質を行い、耐摩耗性を評価した。その結果、純チタン、Ti-6 Al-7 Nb 製金属歯に、レーザー照射することにより耐摩耗性が著しく向上し、純チタン製金属歯にレーザー照射することで、機能的な咬合接触関係を長期間維持できることが示唆された。

抄 録

目的：本研究はレーザー照射条件を規定する基礎的検討を行うとともに、レーザー照射が純チタン金属歯とチタン合金金属歯の摩耗性に及ぼす影響を明らかにするものである。

方法：摩耗試験は既製人工歯の上下顎右側第一大臼歯を選択し、3 種純チタン、Ti-6 Al-7 Nb を用いて、試料を鋳造製作した。試料の咬合接触部にアルミナサンドブラスト後、レーザー照射を行った。照射条件は平板試料による検証を行い、印加電圧：260 V、パルス幅：7 ms、スポット径：1.5 mm を選択した。コントロールとして白金加金合金を用いた金属歯も製作した。摩耗試験の上下試料には同種類の金属歯を使用し、垂直落下距離、水平滑走距離ともに 2.0 mm、荷重量 5.0 kgf (49 N) で毎分 60 回、注水下で 50,000 回まで行った。摩耗試験後の体積喪失量は一元配置分散分析/Scheffé の多重比較を用いて危険率 5% で統計処理した。SEM を用いた摩耗面の観察と X 線回折も行った。

結果：3 種純チタン、Ti-6 Al-7 Nb ともにレーザー照射試料は未照射の試料と比較して、体積喪失量は有意に少なく、摩耗面は、より滑沢な表面性状を呈していた。X 線回折ではレーザー照射前後の試料間には結晶構造の変化は認められなかった。

結論：3 種純チタン、Ti-6 Al-7 Nb 製金属歯を用いた場合、レーザー照射することにより耐摩耗性が著しく向上することが認められた。

和文キーワード

チタン、チタン合金、摩耗試験、レーザー、表面改質

鶴見大学歯学部歯科補綴学第一講座（指導：細井紀雄教授）

The First Department of Prosthetic Dentistry, Tsurumi University School of Dental Medicine (Director : Prof. Hosoi Toshio)

受付：2004 年 8 月 17 日/受理：2004 年 11 月 16 日

Received on August 17, 2004/Accepted on November 16, 2004

I. 緒 言

補綴装置の軽量化や生体親和性の観点¹⁻⁶⁾から、当教室では12年前より金属床義歯や金属構造義歯にチタンの応用を積極的に進めてきた。しかし、チタン特有のメリットも多い反面、長期にわたる臨床観察から、金属歯に使用した場合には、著しい咬耗が生じることも明らかになってきた⁷⁾。Hanatani ら⁸⁾は、上下顎に純チタン2種の金属歯を用いたオーバーデンチャーを装着した6カ月後に著明な摩耗を認めた症例を報告している。嘉部⁹⁾や志村¹⁰⁾は、純チタンの耐摩耗性を検証するため、独自の摩耗試験機を考案し、純チタン金属歯と各種人工歯材料および天然歯を対合させて摩耗試験を行った。その結果、純チタンはほかの金属との組み合わせよりも純チタン同士で著しく摩耗し、特に3種純チタン対3種純チタンが最も摩耗量が大きいこと、また純チタン同士でも硬さの異なる組み合わせのほうが摩耗量が減少することが明らかとなった。Iijima ら¹¹⁾はTi-6 Al-7 Nb合金が純チタンと比較して耐摩耗性が良好であることを報告した。さらにOhkubo ら^{12,13)}はチタン合金の耐摩耗性について検討し、 $\alpha+\beta$ チタン合金が純チタンより耐摩耗性に優れるものの、金合金に比較して十分でないことを報告した。

一方、当教室ではチタンの耐摩耗性に関する基礎的検討を行いつつ、レーザー照射によるチタンの摩耗性の変化を応用したチタン製金属歯の調整法を試みている。本法は義歯装着後摩耗により形成された咬合小面に対して、それ以上摩耗しないようにレーザー照射を行い、表面改質を図るものである。

本法は純チタンの有する摩耗の特異性^{9,10,14-16)}を利用したものであるが、レーザー照射後の純チタンおよびチタン合金の耐摩耗性の向上や、機械的性質については、ほとんど明らかにされていない。

本研究はレーザー照射前後の純チタン製金属歯とチタン合金製金属歯の摩耗特性を明らかにするため、レーザー照射条件を規定する基礎的検討を行い、摩耗試験の結果から新しい臨床術式の有用性を評価するのである。

II. 研究方法

1. 試料の製作

実験に使用した金属はJIS 3種純チタン (T-Alloy H, ジーシー, 東京), Ti-6 Al-7 Nb (T-Alloy Tough, ジーシー), コントロールとして白金加金合金 (PGA 3, 石福金属, 東京) を加えた3種類である。以後、それぞれの金属をCP, 6-7, Control と略す。

レーザー照射には歯科用レーザー溶接機¹⁷⁻²⁰⁾ (ネオレーザー-L, Grrrbach, Germany) を用いた。

1) 平板試料

レーザー照射条件を検討するために3×10×25 mmの平板試料を製作し、照射深度の計測、照射部の豊隆の測定、照射部表面のビッカース硬さ試験を行った。また、2×10×10 mmの平板試料を製作し、X線回折試験を行った。

チタン 鑄造にはT-INVEST (ジーシー) とAUTOCAST HC-III (ジーシー) を用いてメーカー指示に従い埋没、蠟型の焼却後、鑄造を行った。鑄造後のCP, 6-7には50 μ m アルミナサンドブラスト処理を行い、埋没材の除去後、ケミポリッシュ (松風, 京都) にて5分間の化学研磨を行った。その後、表面性状を可及的に均一にするため、再度50 μ m アルミナサンドブラスト処理を行った。さらにCPと6-7の咬合面にレーザー照射を施し、表面性状を均一にするため、再度50 μ m アルミナサンドブラスト処理した試料 (以下それぞれ、CP Laser, 6-7 Laser と略す) も製作した。

照射深度の計測試料の作製は2枚の平板を突き合わせ、パルス幅7 ms, スポット径1.5 mmに固定し、印加電圧は200~300 Vで10 Vごとに順次大きくしてレーザー溶接した。接合部で破折させたものを試料とし、CP, 6-7ともに各5個ずつ、計10個製作した。

照射部の豊隆の測定試料は、上記条件により5カ所のレーザー照射を行った。試料数はCP, 6-7ともに各11個ずつ、計22個製作した。

X線回折試料はCP, 6-7, CP Laser, 6-7 Laserの4種類を製作し、試料数は各5個ずつ計20個製作した。

2) 金属歯試料

金属歯原型にはレジン歯 (Livdent FB 30, ジーシー) の上下顎右側第一大臼歯を選択し, シリコン印象 (インプリンシス, トクヤマ, 東京) で印象採得後, パターンレジン (Paravit G, Heraeus Kulzer, Germany) を注入し, 鑄造用パターンを製作した。

チタン鑄造および表面処理は平板試料と同様の方法で行った。白金加金合金の鑄造にはクリストバライトミクロ (ジーシー) と横型遠心鑄造機 (CASTING MASHINE, KERR, USA) を使用し, それぞれメーカー指示に従い埋没, 蠟型の焼却後, 鑄造を行った。白金加金合金には酸処理を行い, 表面性状を可及的に均一にするため, 50 μm アルミナサンドブラスト処理を行った。

レーザーの照射条件は平板試料を用いた実験から印加電圧を 260 V, パルス幅 7 ms, スポット径 1.5 mm に規定し, 1 咬頭につき 13 カ所照射した。

2. 測定方法

1) 平板試料によるレーザー照射条件の検討

(1) 照射深度の測定

試料溶融部断面をゲージブロック 10 mm (ミットヨゲージブロック, ミットヨ, 東京) (誤差 $\pm 0.14 \mu\text{m}$) とともにスキャナー (GT-9800 F, エプソン, 東京) の読みとり面に密着させ, 1,000 dpi にてパーソナルコンピュータに取り込み, 二次元計測ソフトウェア (2D メジャー, ラトックシステムエンジニアリング, 東京) により照射深度を測定した。

(2) 豊隆の測定

平板の中央部にレーザー照射した試料の豊隆は, 非接触三次元測定装置 (NH-4 H, Mitaka, 東京) により測定した。

(3) ビッカース硬さの測定

豊隆度測定後, 照射部表面はマイクロビッカース硬さ試験機 (Hardness Tester MVK-E 型, AKASHI, 神奈川) を用いて同一試料にて, 荷重量 100 gf, 荷重時間 30 sec で照射部表面のビッカース硬さの測定を行った。各試料につき 5 カ所測定して平均値を求めた。また, パルス幅 7 ms, 印加電圧 260 V, スポット径 1.5 mm のレーザー照射後試料に関しては照射部を包埋切断し, 断面試料における微小ビッカース硬さを照射部から 800 μm までの 11 点を計測した。

図 1 Wear testing apparatus
摩耗試験機

2) 摩耗試験

(1) 実験条件

摩耗試験には当教室で考案した摩耗試験機 (図 1)¹⁰⁾ を用いた。上下試料には同種類の金属歯を使用し, 垂直落下距離, 水平滑走距離ともに 2.0 mm, 荷重量 5.0 kgf (49 N) で毎分 60 回, 注水下で 50,000 回まで行った。

(2) 摩耗量の測定

試料の試験前後の重量を最小読みとり精度 0.1 mg の電子上皿天秤 (AGE-45 SM, 島津製作所, 京都) にて計測し, その重量差を各材料の比重で除し, 体積喪失量に換算した。また上下顎金属歯の摩耗量が上顎と下顎においてほとんど同じことから, 摩耗試験後の上下試料の体積喪失量の和を摩耗量とした。

(3) 摩耗面の観察

摩耗試験終了後に各試料の咬合面に生じた摩耗面を走査型電子顕微鏡 (JSM 6300, JEOL, 東京; 以下, SEM と略す) を用いて加速電圧 15 kV にて観察した。

(4) X 線回析試験

CP Laser と 6-7 Laser のレーザー照射表面において, X 線回折装置 (Miniflex, 理学工業, 東京) を用いて CuK α 線 (管電圧 30 kV, 管電流 10 mA, 走査比 0.5°/min) により X 線回折を行った。

(5) レーザー照射部の組織断面像

ビッカース硬さ試験に用いた試料をレーザー照射部中央で切断し, 断面部をエメリーペーパーにて 2,000 番まで研磨した。酸処理後, 光学顕微鏡を用いて組織像の観察を行った。

6) 統計解析

結果は、一元配置分散分析後、Schefféの多重比較を用いて、危険率5%で検定した。

III. 結 果

1. 平板試料によるレーザー照射条件の検討

1) 照射深度の計測

図2にCP, 6-7のレーザー照射による照射深度を示す。結果は、CP, 6-7それぞれに統計処理を行っており、図中下に示した小文字アルファベットは上段がCP, 下段が6-7の有意差検定におけるグルーピングであり、上段, 下段において同じアルファベットが表記されている試料間には有意差がないことを ($p > 0.05$), 異なる場合には有意差があることを示す。 ($p < 0.05$)。以下, 図3, 4においても同様の表記とする。CP, 6-7ともに260 Vまでは0.4 mm以下であり熱伝導型の溶融池形状を示したが, 270 V以上では, キーホール型の形状を示し, 溶融深さは有意に増加した ($p < 0.05$)。

2) 豊隆の測定

図3にCP, 6-7のレーザー照射部の豊隆を示す。基準面からの豊隆はCPでは270 V, 6-7では280 Vを越えると大きくなる傾向が認められたが, 有意差は250 Vと300 V間에만認められた ($p < 0.05$)。両試料ともに260 Vまでの豊隆は10 μm 以下であった

3) ビッカース硬さの計測

図4にCP, 6-7のレーザー照射部表面のビッカース硬さを示す。CP, 6-7の平板試料ともに印加電圧の相違に影響されず, 有意差は認められなかった ($p > 0.05$)。照射部表面の硬さはCPでは498~555 VHNであり, 6-7では543~602 VHNであった。

図5 a, bに摩耗試験で設定した条件でレーザー照射したCP, 6-7のレーザー照射前後の断面部微小硬さを示す。照射部表面に近くなるほど硬さは大きく, 離れるにしたがい硬さは減少する傾向を示した。

2. 摩耗試験

図6に50,000回摩耗試験終了後の体積喪失量を示す。CPの体積喪失量は, 2.01 mm^3 とほかの試料と比較して約2~3倍の有意に大きな体積喪失量を示したが ($p < 0.05$), CPにレーザー照射することによ

図2 Irradiation depth
照射深度

図3 Convex at laser irradiated surface
豊隆度

図4 Micro vickers hardness at laser irradiated surface
ビッカース硬さ

図 5 Micro vickers hardness at the each depth from laser irradiated surface (a : CP, b : 6-7)
 ■ Before laser irradiated, ◆ After laser irradiated
 ビッカース硬さ
 ■レーザー照射前, ◆レーザー照射後

り, 体積喪失量は 1.06 mm^3 と半減し, コントロールには及ばないものの, 6-7 と同程度の値を示した. 6-7 の体積喪失量は, 0.89 mm^3 であり, CP に比較し, 約半分と有意に少なかったが ($p < 0.05$), コントロール (0.55 mm^3) に対しては, 有意に大きい体積喪失量を示した ($p < 0.05$). しかし 6-7 をレーザー照射することにより体積喪失量は 0.66 mm^3 と著しく減少し, コントロールとほぼ同程度の値を示した.

3. 摩耗面の観察

図 7 a~d に SEM による摩耗面の観察結果を示す.

図 6 Volume loss after 50,000 chewing cycles (effect of laser modification)
 摩耗試験 50,000 回後の体積喪失量 (レーザーの効果)
 * $p < 0.05$

図 7 SEM observations after 50,000 chewing cycles ($\times 50$) (a : CP, b : 6-7, c : CP Laser, d : 6-7 Laser)
 摩耗試験 50,000 回後の SEM 像

図 8 X-ray diffractometer (a : CP Laser, b : 6-7 Laser)
X 線回折

CP は粗造かつ不規則な純チタン特有の摩耗痕が観察された (図 7 a)。しかし、レーザー処理後の摩耗様相では粗糙性が減少し、より滑沢な表面性状を呈していた (図 7 c)。また、6-7 においても、レーザー処理後は、より滑沢な摩耗面を示した (図 7 b, d)

4. X 線回折試験

図 8 a, b に X 線回折の結果を示す。レーザー照射した CP, 6-7 ともに TiO , TiO_2 が検出されたが、そのほかのピークはすべて $\alpha\text{-Ti}$ であった。

5. レーザー照射部の組織断面像

図 9 にレーザー照射部の組織断面像を示す。レーザーを照射することで CP, 6-7 ともに母材表層の反

応層 (A) は消失していた。CP の溶融部 (B) には結晶粒の伸長が観察され、溶融部、熱影響部 (C)、および母材との境界が明瞭であった (図 9 c)。6-7 は溶融部中央が黒く観察され、熱影響部および母材との境界は明瞭であった (図 9 d)。

IV. 考 察

本実験では金属歯咬合面がレーザー照射部位となるため、金属歯の厚みを越えない程度の照射深度であり、表面の形態を変えない条件が必要である。平板試料による豊隆の測定では CP, 6-7 ともに 260 V までの豊隆は $10\ \mu\text{m}$ 以下であった。臨床においては無調整か、あるいはごくわずかな調整を要するだけの豊隆

図 9 Cross-section near the surface (a : CP, b : 6-7, c : CP Laser, d : 6-7 Laser)
 A : Reaction layer, B : Nugget, C : Heat-affected zone
 照射部表面の断面像
 A : 反応層, B : 溶融部, C : 熱影響部

と思われる。また、一般に硬さの大きいもののほうが耐摩耗性に優れることから²¹⁾、上記の条件のなかで最も硬さの大きい条件を選択した結果、金属歯の摩耗試験では、パルス幅 7 ms、印加電圧 260 V、スポット径 1.5 mm をレーザー照射条件とした。

本論文では義歯人工歯を想定し記述しているが、試験片の形態や試験方法はチタン製クラウンブリッジの摩耗と同等と考えられる。可撤性義歯ではレーザー照射を行っても床用レジンには全く影響が認められない。摩耗量の表記は材料間で比重が異なるため、減少重量から算出した体積喪失量を用いた。本実験では上下顎人工歯形態の試料を用いているため、摩耗が進行するにつれて上部試料と下部試料の接触滑走する面積は変化する。よって摩耗量の表記には mm^3/mm^2 が適切と考えられる。しかし、摩耗の進行に合わせての面積の測定は現実には困難であり、本研究においては mm^3 を摩耗量の表記とした。

純チタンは α 相と呼ばれる六方最密構造のため結晶方向により原子間の結合に異方性が強く、特定の結晶方向で剥離しやすく、摩耗しやすいとされている^{11,22)}。また、嘉部⁹⁾や志村¹⁰⁾は純チタン 3 種—3 種や純チタン 2 種—2 種のような同種純チタンは、異常な凝着摩耗を生じると述べており、そのなかでも純チタ

ン 3 種—3 種はより大きい摩耗を生じると報告している。今回の実験でも 3 種純チタンの体積喪失量は実験試料中最大であった。Iijima ら¹¹⁾は結晶構造を変化させた Ti-6 Al-7 Nb 合金では $\alpha + \beta$ 合金のため⁵⁾、純チタンと比較して耐摩耗性が良好であることを報告した。今回の実験において、純チタンにレーザー照射をすることにより耐摩耗性が著しく向上し、 $\alpha + \beta$ 合金である Ti-6 Al-7 Nb 合金と同等の耐摩耗性が獲得できた。

Ohkubo ら^{12,13)}は $\alpha + \beta$ 合金である Ti-6 Al-4 V や Ti-6 Al-7 Nb 合金は耐摩耗性に優れるが、白金加金合金と比較すると十分ではなく、耐摩耗性に優れるチタン合金の開発が必要であると述べている。しかし、本実験において Ti-6 Al-7 Nb 合金にレーザー照射をすることにより、白金加金合金と同程度の体積喪失量となったことから、同等の耐摩耗性を得ることができたと考えられる。

X 線回折の結果、柿本ら²²⁾と同様に CP 溶融部は α 相であったが、 $\alpha + \beta$ 合金である 6-7 からは β 相が検出されなかった。また CP, 6-7 ともに TiO , TiO_2 が検出され、ビッカース硬さ試験においてレーザー照射後に有意に硬さの上昇が認められたことから、レーザー照射により、CP, 6-7 の被照射部は酸化したも

のと推測される。

凝着摩耗は相接する2面の微小な突起が金属凝着を発生し、相対運動によって引き離されるとき、相手方に付着して摩耗が進行するもので、根本的には相接する2つの金属が合金を生成しやすいかどうかの問題となる²³⁾。一般に酸化物は凝着性が固有の金属より小さいとされている²¹⁾。そのため、レーザー照射された部位やそれによって生じる摩耗粉の凝着性は低下すると考えられる。

一方、凝着摩耗は表層の疲れ破壊が主要原因であるとされている²¹⁾。RichardとTenaglia²⁴⁾は、レーザー照射部によりチタンの表面残留応力が上昇し、母材チタンの疲労強度が向上することを報告している。以上のことから、レーザー照射による耐摩耗性の向上には酸素の侵入による固溶硬化と凝着性の低下、残留応力の発生などが影響していると考えられる。

実験結果から、補綴装置において咬合接触により摩耗しやすい部位にレーザー照射することにより、耐摩耗性を向上させる可能性が示された。

V. 結 論

レーザー照射後の純チタン製金属歯とチタン合金製金属歯の摩耗特性を明らかにし、耐摩耗の変化を利用した新しい臨床術式の有用性を評価する目的で摩耗試験を行った結果、以下の結論が得られた。

1. チタン製金属歯の耐摩耗性を向上させるためのレーザー照射において、パルス幅7ms、スポット径1.5mm、印加電圧260Vの照射条件が溶融深さ、豊隆度の観点から有用であった。

2. レーザー照射した純チタンとTi-6Al-7Nbはともに未照射の試料と比較して有意に耐摩耗性が向上した。

3. 特に3種純チタンは著しく耐摩耗性が向上しTi-6Al-7Nbと同等の耐摩耗性が得られた。

4. レーザー照射したTi-6Al-7Nbはレーザー照射することで白金加金合金と同等の耐摩耗性を示した。

以上の結果から、3種純チタン、Ti-6Al-7Nb製金属歯を用いた場合、レーザー照射することにより耐摩耗性が向上することが示唆された。すなわち、3種純チタン製金属歯を患者の口腔内に一定期間装着し

て、顎機能に調和した咬合小面が形成された後、レーザー照射することにより、機能的な咬合接触関係を長期間保持することが可能になると推測された。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました本学歯学部歯科補綴学第一講座細井紀雄教授に深甚なる感謝の意を表します。ご指導を賜った歯科理工学講座平野進教授、歯科補綴学第二講座福島俊士教授に感謝の意を示します。さらに本研究の遂行にあたり詳細、多岐にわたりご教示、ご助言をいただきました花谷重守博士、大久保力廣博士に感謝の意を捧げるとともに、教室員各位に心より感謝いたします。

文 献

- 1) 三浦維四, 井田一夫. チタンの歯科利用 35-41, 東京: クインテッセンス出版, 1988.
- 2) 宮崎 隆. 歯科鑄造のすべて/歯科技工別冊 56-57, 東京: 医歯薬出版, 1993.
- 3) Okabe T, Herø H: The use of titanium in dentistry. Cells Mater 5: 211-230, 1995.
- 4) 日本チタン協会編. チタンの加工技術 18-19, 東京: 日刊工業新聞社, 1996.
- 5) 鈴木敏之, 森口康夫. チタンのおはなし 59-77, 東京: 日本規格協会, 1996.
- 6) Koike M, Fujii H. The corrosion resistance of pure titanium in organic acids. Biomaterials 22: 2931-2936, 2001.
- 7) 花谷重守. 純チタンの部分床義歯への応用を巡って. 第13回歯科チタン研究会講演抄録集: 3, 2000.
- 8) Hanatani S, Sato Y, Shimura I et al. Hybrid surface modification of CP titanium using laser technology. The fifth international symposium on titanium in dentistry 87: 2001.
- 9) 嘉部 暁. 純チタンを用いた金属歯の摩耗に関する実験的研究. 鶴見歯学 24: 69-79, 1998.
- 10) 志村一郎. 純チタンおよび各種人工歯材料の耐摩耗性に関する研究. 鶴見歯学 27: 45-58, 2001.
- 11) Iijima D, Yoneyama T, Doi H et al. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. Biomaterials 24: 1519-1524, 2003.
- 12) Ohkubo C, Shimura I, Aoki T et al. *In vitro* wear assessment of titanium alloy teeth. J Prosthodont 11: 263-269, 2002.
- 13) Ohkubo C, Shimura I, Aoki T et al. Wear resistance of experimental Ti-Cu alloys. Biomaterials 24: 3377-3381, 2003.
- 14) Kustas FM, Misra MS. Friction and wear of titanium alloys. In: ASM Handbook Committee, editors. ASM handbook, vol. 18: Friction, lubrication, and wear technology. Metals park 778, OH: ASM Interna-

- tional, 1992.
- 15) Khan MA, Williams RL, Williams DF. *In-vitro* corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment. *Biomaterials* 17 : 2117-2126, 1996.
- 16) Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials* 19 : 1621-1639, 1998.
- 17) Gordon TE, Smith DL. Laser welding of prostheses—an initial report. *J Prosthet Dent* 24 : 472-476, 1970.
- 18) Hofmann J, Lindigkeit J. Lasererschweissen von Titan. *Quintessenz* 45 : 1571-1581, 1994.
- 19) 都賀谷紀宏. チタンのレーザー溶接. *バイオマテリアル* 20 : 394-402, 2002.
- 20) 西尾圭司. 義歯床用金属のレーザー溶接に関する検討. *補綴誌* 48 : 104-113, 2004.
- 21) 田中久一郎. 摩擦のおはなし 157-186, 東京: 日本規格協会, 1997.
- 22) 柿本和俊, 小田 裕, 権田悦通. チタン系補綴物のレーザー溶接 (第 1 報) 溶け込み形状と金属組織. *補綴誌* 38 : 560-570, 1994.
- 23) 不二越熱処理研究会. 新・知りたい熱処理 186-191, 静岡: ジャパンマシニスト. 2001.
- 24) Richard DT, David FL. Preventing fatigue failures with laser peening. *The AMEPTIAC Quarterly* 7 : 3-7, 2003.

著者連絡先: 佐藤 洋平

〒230-8501 神奈川県横浜市鶴見区鶴見
2-1-3

TEL : 045-581-1001

FAX : 045-573-9599

E-mail : sato-yohei@tsurumi-u.ac.jp

Effect of Surface Modification Using Laser on Wear Resistance of Titanium

Sato Yohei

The First Department of Prosthetic Dentistry, Tsurumi University School of Dental Medicine
(Director : Prof. Hosoi Toshio)

J Jpn Prosthodont Soc 49 : 46-55, 2005

ABSTRACT

Purpose : Severe wear of cast commercial pure (CP) titanium teeth was observed in a clinical survey. This study evaluated the wear resistance of cast CP titanium and titanium alloy teeth after the surface was modified using laser technology.

Methods : Teeth patterns were duplicated from artificial first molars (Livdent FB 30, GC, Japan). All teeth specimens were cast with CP Ti grade 3 (T-Alloy H, GC) and Ti-6 Al-7 Nb (T-Alloy Tough, GC). After the occlusal surface was blasted with Al_2O_3 , the occlusal contact points were modified using a laser (Neo laser L, Grrbach, Germany) at the following irradiation conditions (voltage : 260 V ; pulse : 7 ms ; focus : 1.5 mm). These parameters were determined by preliminary study. As a control, Type IV gold alloy (PGA-3, Ishifuku, Japan) was also cast conventionally. Both maxillary and mandibular teeth were worn using an *in vitro* two-body wear testing apparatus that simulated chewing function (60 strokes/min ; grinding distance : 2 mm under flowing water). Wear resistance was assessed as volume loss (mm^3) at 5 kgf (grinding force) after 50,000 strokes. The results ($n=5$) were analyzed by ANOVA/Scheffé's test ($\alpha=0.05$).

Results : The gold alloy showed the best wear resistance of all the metals tested. Of all the titanium specimens tested, the modified surface indicated significantly greater wear resistance than did conventional titanium teeth without surface modification ($p<0.05$).

Conclusions : Wear resistance was increased by modification of the surface using a laser. If severe wear of titanium teeth was observed clinically, little wear occurred when the occlusal facets were irradiated using a laser.

Key words

titanium, titanium alloy, wear test, laser, surface modification