

# 高機能デンタルインプラント実用化のための レーザー表面改質技術の開発（第1報）

江面 篤志\*, 荒井 辰也\*, 山畑 雅之\*\*, 花輪 潤\*\*\*, 澤 孝幸\*\*\*\*, 小茂鳥 潤\*\*\*\*\*

## Laser Surface Treatment for Practical use of Superior Dental Implant (1st Report)

Atsushi EZURA, Tatsuya ARAI, Masayuki YAMAHATA, Jun HANAWA,  
Takayuki SAWA and Jun KOMOTORI

レーザー表面改質によりデンタルインプラントの接着期間短縮のためのマイクロパターン及び抗菌性付与のための銀成分含有改質面の形成を試みた。その結果、チタン合金に対して、レーザー走査速度を 500 mm/min として処理を施すことで、複雑形状を有するマイクロパターンが形成できることが明らかとなった。さらに、形成したマイクロパターン上で骨芽細胞を用いた培養試験を実施した結果、パターンを有さない未処理材と比較して、細胞増殖性が向上することが明らかとなった。

Key words : レーザ, 表面改質, 微細加工, チタン合金, デンタルインプラント

### 1 はじめに

疾病やケガなどにより失われた歯の機能を補完するための医療器具であるデンタルインプラントを用いた治療は、高齢社会の進行とともに増加の一途を辿っている。しかしながら、埋め込み後の接着期間の短縮や、埋め込んだインプラント周辺における歯周炎の発生などが課題となっている。このため、顎骨や軟組織と接着する人工歯根やアバットメントには、細胞適合性の向上及び抗菌性の付与が求められている。

細胞適合性の向上には、人工歯根やアバットメントの表面に微細な凹凸を付与することが有効であるとされており、レーザー加工やブラスト処理、酸エッチング処理などにより、微細な凹凸を形成することで細胞適合性の向上につながる事が報告されている<sup>1), 2)</sup>。体内埋め込み型のインプラントは、代替する器官を模しているため、自由曲面を含有した複雑形状を有している。このため、NC制御可能なマシニングセンタなどの工作機械を用いて形状創製

がなされており、段取り替えを行う必要がないレーザー加工による表面改質法は、作業工程の削減につながり、他の手法と比較してコストの面で有利である<sup>3), 4)</sup>。

A. Palmquistら<sup>5)</sup>は、レーザーを用いて微細な凹凸を付与したチタン合金製インプラントが接着性の向上に寄与することを報告している。しかしながら、レーザー波長やパルス幅、出力などのレーザー照射パラメータを変化させることにより、形成される微細形状は大幅に変化するため、最適な形状については明らかになっていない。そこで本研究では、デンタルインプラントに用いられるチタン合金に対して、レーザー照射条件を変化させてレーザー照射を施し、異なる形状を有する微細パターンの形成を試みた。さらに被処理面上にて骨芽細胞を用いた培養試験を実施し、その増殖性を評価することで細胞適合性について検討を行った。

### 2 研究の方法

#### 2.1 大気中でのレーザー照射実験

本研究では、供試材として表1に示す組成を有する医療用チタン合金(Ti-6Al-4V ELI)を用いた。同材をφ15 mm×4 mmの形状に機械加工した後、一方の端面を#1200の

\* 栃木県産業技術センター 機械電子技術部

\*\* 栃木県産業技術センター 材料技術部

\*\*\* 株式会社スズキプレシオン

\*\*\*\* 株式会社白鵬

\*\*\*\*\* 慶應義塾大学 理工学部 機械工学科

耐水研磨紙を用いて研磨することにより、算術平均粗さが 100 nm 程度となるように仕上げ、レーザー照射面とした。

このようにして準備した試験片に対して、表 2 に示す条件でレーザー照射を施した。処理時の外観を図 1 に示す。ファイバーレーザーユニット（波長 1064 nm、パルス幅 1~100 ns）から照射されたレーザー光は焦点距離 30 mm である対物レンズにより約 10 μm に集光される。このレーザーユニットを 3 軸駆動加工機に取り付け、走査速度が加工痕に及ぼす影響を検討するため、走査速度を 100, 250, 500 mm/min に変化させてレーザー照射を施した。さらに図 2 に示すレーザー走査パターンにて走査ピッチを 10, 15, 20 μm と変化させてレーザー照射を施すことにより、異なるマイクロパターンの形成を試みた。

## 2. 2 細胞培養試験

前項までに作製した被処理面の細胞適合性について検討するため、骨芽細胞を用いた培養試験を行った。表 3 に細胞培養試験条件を示す。培養試験後は MTT assay により細胞数の評価を行った。

## 3 結果および考察

### 3. 1 大気中におけるレーザー照射実験結果

#### 3. 1. 1 レーザ走査速度が加工痕に及ぼす影響

医療用チタン合金に対して、走査速度を 100, 250, 500 mm/min に変化させてレーザー照射を施した。それぞれの試験片を F100, F250, F500 シリーズとする。レーザー照射により形成された加工痕について SEM を用いて観察した結果を図 3 に示す。同図より、F100 および F250 シリーズにおいては、レーザー光が通過した箇所が盛り上がり、凸部が形成され、その周辺には多数のデブリが存在していることがわかる。一方で、F500 シリーズにおけるレーザー加工痕は、深く除去された箇所と盛り上った凸部が混在しており、複雑な形状を有していることがわかる。これは、F500 シリーズと比較して F100 および F250 シリーズでは走査速度が低く、より多くの熱量が入力されたことにより、より多くの基材が溶融したため、レーザー照射により形成された加工面穴が埋められ、凸部のみを形成したものと考えられる。F500 シリーズにおいては、基材の溶融が適度に抑制され、凹部と凸部の両方を含む加工痕が形成されたと考えられる。細胞適合性の向上には、サブミクロ

表 1 試験片の組成(mass%)

Al	V	Ti
5.50-6.75	3.50-4.50	Bal.

表 2 大気中でのレーザー照射条件

Wave length	1064 nm
Laser power	3 W
Spot size	10 μm
Scan speed	100, 250, 500 mm/min
Frequency	50kHz
Pulse width	1 ns
Defocus	0 mm (on focus)



図 1 大気中でのレーザー照射実験外観

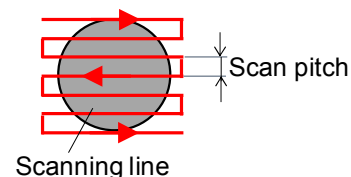


図 2 大気中でのレーザー照射パターン

表 3 細胞培養試験条件

Solution	osteoblastic-like cell (MC3T3-E1 cell)
Culture medium	MEM-α
Culture period	3 days
Seeded cell number	2 × 10 <sup>4</sup> cell/well

ンオーダーの複雑な形状が有効であるとされる<sup>5)</sup>ため、以後のレーザー照射実験は走査速度を 500 mm/min として実施した。

#### 3. 1. 2 レーザ走査ピッチが形成されるパターンに及ぼす影響

走査速度を 500 mm/min とし、表 2 のレーザー照射条件を用いて、レーザー走査ピッチを 10, 15, 20 μm と変化させ往復走査させることにより、φ 15 mm の円盤状の試験片全面

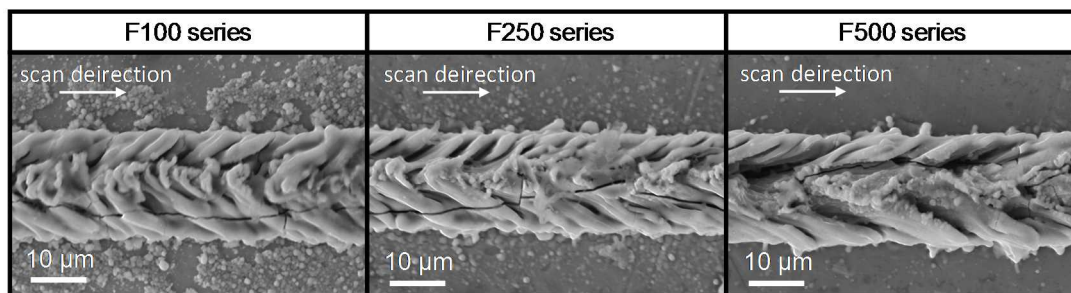


図3 1ラインの加工痕のSEM観察結果

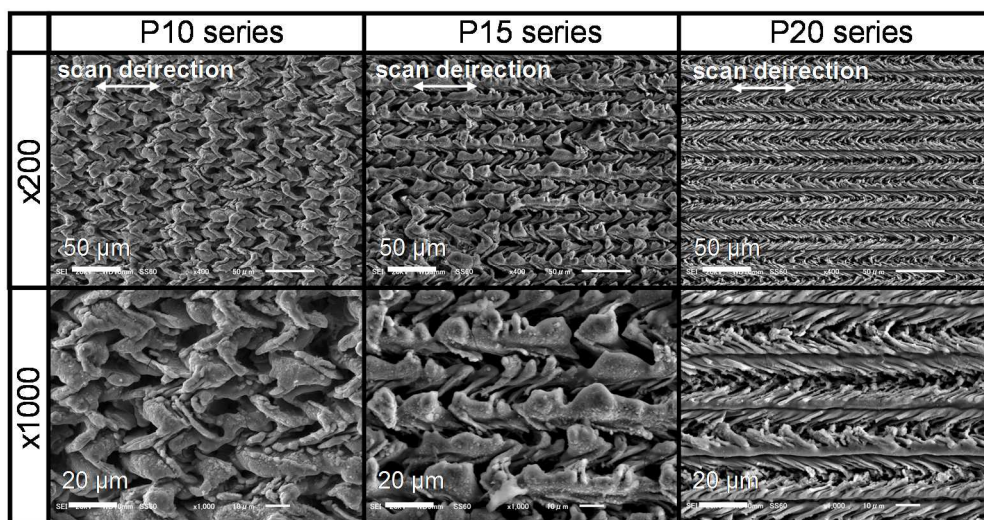


図4 マイクロパターンのSEM観察結果

に渡ってレーザー照射を施した。それぞれの試験片を P10, P15 および P20 シリーズとする。レーザー照射後のレーザー照射領域に対して, SEM を用いて観察した結果を図4に示す。なお, 同図中の矢印はレーザーの往復走査方向を示している。図4より, レーザ走査間隔の変化により, レーザ照射領域に形成されるマイクロパターンが変化することがわかる。P15 および P20 シリーズでは, レーザ往復走査方向に平行に複雑なパターンが形成されている。一方で, P10 シリーズにおいては, 往復走査方向に垂直な方向に特徴的なパターンが形成されていることがわかる。P10 シリーズの走査ピッチは約 10 μm であるレーザーのスポット径と同等であるため, 被処理面は 2 度レーザーが照射されることとなる。このため, 往復走査方向とは異なる方向に指向したパターンが形成されたものと考えられる。一方, P15 および P20 シリーズにおける走査間隔はレーザーのスポットサイズと比較して広いため, レーザ走査により形成された加工痕が残存しており, 往復走査方向のパターンが形成されたものと考えられる。

### 3. 1. 3 異なるパターンを有する被処理面が細胞適合性に及ぼす影響

前項で作成した異なるパターンを有する被処理面が細胞適合性に及ぼす影響について検討するため, それぞれの試験片上において, 表3に示す条件を用いて細胞培養試験を実施した。被処理面上に細胞を播種した後, インキュベータ (37°C, 5%CO<sub>2</sub>) 内で培養を3日間行った。培養後は, MTT assay を用いて細胞数を計測し, 増殖性について検討を行った。培養試験には, レーザ照射を施した P10, P15, P20 シリーズの他, 比較のため, レーザ照射を施していない未処理材を用いた。培養後の細胞数を計測した結果を図5に示す。同図より, 未処理材と比較して, レーザ照射を施した試験片上で培養した場合に, 細胞数が増加したことがわかる。これは, レーザ照射により微細な凹凸が形成されたことにより, 細胞増殖性が向上したためと考えられる。一方で, レーザ照射を施した試験片同士を比較すると, それぞれの試験片の間で有意差は見られない。これにより, 細胞増殖性には, パターンの規則性や指向性は大きな影響を及ぼさないことが考えられる。

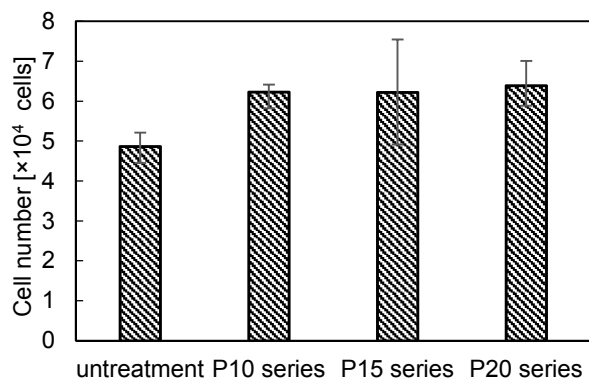


図5 マイクロパターンを有する処理面上での細胞培養後の細胞数計測結果

#### 4 おわりに

本研究では、デンタルインプラントに用いられる医療用チタン合金 Ti-6Al-4V ELI 材に対し、細胞増殖性を向上させることを目的として、レーザー照射によるマイクロパターンの付与を行った。さらに形成した処理面上で細胞培養を行うことで細胞増殖性について検討を行った。以下に得られた知見を示す。

- (1) レーザ走査速度を 500 mm/min として Ti-6Al-4V ELI 材に対してレーザー照射を施した結果、サブマイクロメートルオーダーの複雑な形状を有するマイクロパターンが形成されることが明らかとなった。
- (2) 全面にマイクロパターンを形成させた試験片を用いて細胞培養を行った結果、未処理材と比較して細胞増殖性が向上することが明らかとなった。

#### 参考文献

- 1) L. Le Guehennec, A. Soueidan, P. Layrolle, Y. Amouriq; *Dental Mater.*, 23, 844 (2016).
- 2) H. Huang, C. T. Ho, T. H. Lee, K. K. Liao, F. l. Chen; *Biomolecular Eng.*, 21, 93 (2004).
- 3) 江面篤志, 渡部篤彦: 液中レーザー局所改質法の開発とそれを用いた医療用ステンレス鋼の摩擦摩耗特性の向上(第一報), 栃木県産業技術センター研究報告, 12(2016), 71.
- 4) 江面篤志, 渡部篤彦: 液中レーザー局所改質法の開発とそれを用いた医療用ステンレス鋼の摩擦摩耗特性の向上(第二報), 栃木県産業技術センター研究報告, 13(2017), 71.
- 5) A. Palmquist, F. Lindberg, L. Emanuelsson, R. Branemark, H. Engqvist, P. Thomsen; *J. Biomed. Mater. Res.*, 92A(2010), 1476.