学術論文

高繰り返しナノ秒ファイバーレーザを用いたTi-6Al-4V合金への微細周期構造形成

谷　川　大　地*，塚　本　雅　裕**，篠　永　東　吾*，永　井　亜希子***
塙　　隆　夫***，山　下　仁　大***，升　野　振一郎**，高　橋　謙次郎**
藤　崎　　晃****，阿　部　信　行**

*大阪大学大学院 工学研究科（〒565-0871　大阪府吹田市山田丘1-1）
**大阪大学 接合科学研究所（〒567-0047　大阪府茨木市美穂ヶ丘11-1）
***東京医科歯科大学 生体材料工学研究所（〒101-0062　東京都千代田区神田駿河台2-3-10）
****古河電気工業株式会社（〒100-0005　東京都千代田区丸の内2-2-3）
tanigawa@jwri.osaka-u.ac.jp

（Received February 25, 2013）

Formation of Periodic Microstructures on Ti-6Al-4V Alloy with High Repetition Rate Nanosecond Fiber Laser

TANIGAWA Daichi, TSUKAMOTO Masahiro, SHINONAGA Togo, NAGAI Akiko, HANAWA Takao, YAMASHITA Kimihiro, MASUNO Shinichiro, TAKAHASHI Kenjiro, FUJISAKI Akira and ABE Nobuyuki

Titanium（Ti）alloys have been widely used for biomaterials due to their high mechanical properties although they have bioinertness. Therefore, suppression of the bioinertness is required. The periodic microstructure formation is one of the most useful methods for reducing bioinertness. In this study, the periodic microstructures with the period of 10 to 50 μm were formed on Ti-6Al-4V plates with a thickness of 1 mm by high reperition rate nanosecond fiber laser irradiation. Wavelength, pulse width and repetition rate of the nanosecond fiber laser were 1064 nm, 100 ns and 1 MHz, respectively. The period of the periodic microstructures was changed by controlling the hatching distance. The biocompatibility of Ti-6Al-4V plates was improved by the periodic microstructure formation.

Key words：Ti-6Al-4V alloy, Nanosecond fiber laser, Bump, Periodic microstructures, Biocompatibility

1. 緒　　言

金属材料は優れた強度と靱性から，生体材料として広く用いられている．中でも，チタン(Ti)合金は優れた耐食性，耐摩耗性，耐疲労性などの優れた機械的特性をもっていることから，医療用のインプラントとして研究が進められている．しかしながら，金属材料は一般的には生体不活性であるため，生体材料として使用するためには，生体適合性を向上させるための表面処理が必要となる[1),2)]．生体適合性の向上を目的とした表面処理として，微細な構造(周期的な構造を有さない)[3)]や微細な周期的構造(微細周期構造)[4)~6)]を形成する方法がある．これらの手法によって，生体適合性を向上させる研究は広く行われており，凹凸の大きさや，周期構造の周期の変化によって，生体適合性が変化することがわかっている．これらの構造は主に機械加工，エッチングやレーザ照射によって形成されている．レーザを用いる方法は，工具の摩耗や廃液の処理が生じないという利点がある．しかしながら，レーザによって形成した微細周期構造の周期の生体適合性への影響については調べられていない．このため，レーザ加工によって形成された微細周期構造の周期と生体適合性の関係を調べていく必要がある．周期が1 μm以下の微細周期構造はフェムト秒レーザによって形成することができる．微細周期構造は偏光方向に対して垂直に自己組織的に形成され，Ti材料における周期はレーザの波長程度であることが報告されている[7)]．1 μm以上の周期を有する微細周期構造は，集光スポットを掃引することで形成することができる．本方法では，レーザ照射部においてアブレーションあるいは溶融蒸発現象が生じている．数10～数100 nsのパルス幅を有するナノ秒レーザを照射すると，溶融蒸発現象が支配的となり，照射部付近に隆起が生じバンプが形成されることが知られている[8),9)]．本研究では，このバンプを利用して微細周期構造を形成する方法を考案した．本方法では，繰り返し周波数1 MHz，パルス幅100 nsのパルスレーザ(高繰り返しナノ秒ファイバーレーザ)を用いた．

Fig. 1に微細周期構造形成プロセスの概念図を示す．高繰り返しナノ秒ファイバーレーザを照射すると，蒸発反跳力や温度勾配によって生じる表面張力などによって，レーザ照射部周辺にバンプが形成される．レーザを掃引照射することによって，バンプがレーザ照射部両端に形成される[10)]．ここで，素材表面にレーザを複数回掃引照射すると，バンプが連なって形成され，微細周期構造が形成されるこ

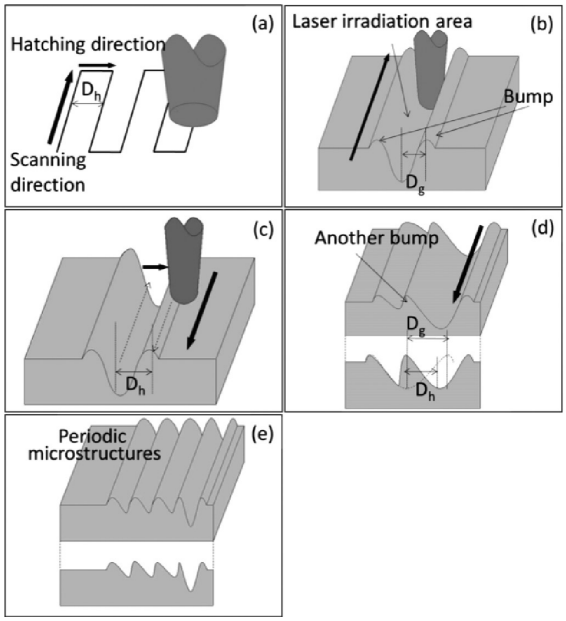

Fig. 1　(a) laser irradiation procedure, (b) bump formation by laser irradiation, (c) next laser irradiation method (d) another bump formation by laser irradiation and (e) periodic microstructures after scanning of laser focusing spot.

とが期待される．本方法では，まず **Fig. 1**(a)のようにレーザを照射する．レーザの掃引線の間隔(ハッチング距離)を D_h とする．このとき，レーザ照射部に **Fig.1**(b)のようにバンプが形成される．ここで，レーザ照射部の中心からバンプの頂点までの水平距離を D_g とする．次に **Fig. 1**(c)のように再びレーザを照射する．一般的に，レーザスポットを掃引することによって微細周期構造を形成する方法では $D_g<D_h$ となるようにレーザを照射するが，本方法では **Fig.1**(c)に示すように，$D_h<D_g$ となるようにレーザを照射する．このとき，バンプが連なり，**Fig. 1**(d)のような構造が形成される．この方法を繰り返すことによって，**Fig. 1**(e)のように微細周期構造が形成される．この方法では，微細周期構造の周期をスポット径以下にすることが可能となると考えられる．また，ハッチング距離を変化させると，新たに形成されるバンプの位置が変化する．このため，ハッチング距離を制御することによって，周期を変化させることが可能となると考えられる．

Fig. 1 のようなバンプは，蒸発反張力や表面張力などによって形成されると考えられている．このため，CW レーザを照射することによって，バンプを形成することはできないと考えられる．レーザ照射によるバンプ形成が，パルスレーザ特有の現象であることを調べるため，CW レーザを照射することによって，比較実験を行った．

本研究では，Ti-6Al-4V 基板に微細周期構造を形成するために，必要なレーザ照射条件を明らかにし，生体適合性を向上させることを目的とした．レーザ照射条件として，パワー密度およびハッチング距離をそれぞれ変化させた．CW レーザを照射することで，パルスレーザ照射の結果と比較を行った．レーザ照射部の形状はレーザ顕微鏡を用いて観察した．レーザ照射後の試料の生体適合性は，骨芽細胞を用いて細胞試験を行うことで調べた[11),12)]．

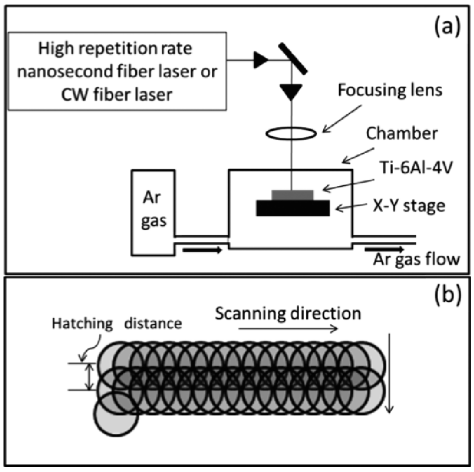

Fig. 2　(a) experimental setup and (b) laser irradiation procedure.

2. 実験方法

本実験には，厚さ 1 mm，50 mm^w ×50 mm^l ×1 mm^t の Ti-6Al-4V 基板を用いた．レーザ光の吸収率を増加させるため，基板にはブラスト処理を行った．ブラスト処理には粒度 F24 のアルミナ粉末を砥粒として用いた．ブラスト処理後の表面粗さ(Ra)は 3.2 μm であった．実験に使用した高繰り返しナノ秒ファイバーレーザの波長，繰り返し周波数及びパルス幅はそれぞれ 1,064 nm，1 MHz および 100 ns である．比較のため使用した CW レーザは波長 1,084 nm のファイバーレーザである．**Fig. 2**(a)に高繰り返しナノ秒ファイバーレーザおよび，CW レーザ照射実験セットアップの概略図を示す．**Fig. 2**(a)に示すように，レーザ光をミラーで導き，焦点距離 200 mm のレンズを用いて，スポット径が 130 μm となるように基板表面に集光した．実験では XY ステージを操作することで，集光スポットを基板表面で掃引し，レーザを照射した．基板の酸化を防ぐため，アルゴン雰囲気で実験を行った．この時，ステージの掃引速度を 10 mm/s で一定とした．ナノ秒レーザのパワー密度を 1.2，1.5，および 1.9 MW/cm^2 でそれぞれ変化させ，レーザを掃引照射した．CW レーザはパワー密度が 0.67，1.0 および 1.5 MW/cm^2 でそれぞれ変化させてレーザを掃引照射した．連続してレーザを掃引照射した時，どのように新たなバンプが形成されるかを調べるため，ハッチング距離を 10 μm，30 μm，50 μm でそれぞれ変化させて，レーザを 2 回掃引照射した．次に，照射面積が 2 mm×5 mm となるように，ナノ秒レーザを掃引照射した．ハッチング距離を 10 μm，30 μm および 50 μm でそれぞれ変化させて，照射を行った．このとき，照射時間はそれぞれ 100，33，20 秒であった．レーザは **Fig. 2**(b)に示すように照射した．

レーザ照射後の試料をエタノールを用いて 5 分間超音波洗浄を行い，レーザ顕微鏡を用いて照射部の構造を観察した．

周期 50 μm の微細周期構造を形成した Ti-6Al-4V 基板及びブラスト処理を行った基板に対して，骨芽細胞（MG-63）を用いて細胞試験を行った．培養液は αMEM に 10%FBS と 1%penicillin を加えたものを用いた．試料を 37°C，5%CO_2 で 3 時間培養した．培養後の試料は PFA を用いて細胞の固定を行った．その後，免疫染色を用いて細胞のアクチンを着色し，蛍光顕微鏡を用いて観察を行った．

3.　実験結果及び考察

3.1　レーザ掃引によるバンプ形成

Ti-6Al-4V 基板にパワー密度を 1.2，1.5 および 1.9 MW/cm^2 で，ナノ秒レーザを照射した際の照射部の光学顕微鏡像を **Fig. 3**（a），（b），（c）にそれぞれ示す．また，**Fig. 3**（a）における（a1），（a2）および（a3）の断面プロファイル像を **Fig. 3**（d），（e）および（f）に，**Fig. 3**（b）における（b1），（b2）および（b3）の断面プロファイル像を，**Fig. 3**（g），（h）および（i）に，**Fig. 3**（c）における（c1），（c2）および（c3）の断面プロファイル像を **Fig. 3**（j），（k）および（l）にそれぞれ示す．**Fig. 3**（d），（e）および（f）から，パワー密度 1.2 MW/cm^2 のときは，レーザを掃引したラインに沿って不規則な起伏が生じ，波打ったような形状となっており，一定の構造が形成されていないことが観測された．レーザ照射による溶融部の幅は，約 76.3 μm であった．パワー密度 1.5 MW/cm^2 のときは，**Fig. 3**（g），（h）および（i）が示すように，溶融部の両端にバンプが形成されていた．溶融部の幅は約 103.4 μm であった．パワー密度 1.9 MW/cm^2 のときは，**Fig. 3**（j），（k）および（l）が示すように，溶融部の両端にバンプは形成されず，中央がやや盛り上がっていた．溶融部の幅は約 122.4 μm であった．

パワー密度が 1.2 MW/cm^2 のときは，パワー密度が低いため，材料を均一に溶融させることができず，波打ったような不規則な形状となったと考えられる．また，パワー密度を 1.5 MW/cm^2 にすると，レーザ照射部が均一に溶融し，照射部の両端にバンプが形成されたと考えられる．パワー密度を 1.9 MW/cm^2 まで増加すると，基板が熱せられたことにより，温度勾配が小さくなり，バンプが形成されなかったと考えられる．

パワー密度が 0.67，1.0 および 1.5 MW/cm^2 で，CW レーザを照射した際の照射部の光学顕微鏡像を **Fig. 4**（a），（b）および（c）にそれぞれ示す．また，**Fig. 4**（a）における（a1），（a2）および（a3）の断面プロファイル像を **Fig. 4**（d），（e）および（f）に，**Fig. 4**（b）における（b1），（b2）および（b3）の断面プロファイル像を，**Fig. 4**（g），（h）および（i）に，**Fig. 4**（c）における（c1），（c2）および（c3）の断面プロファイル像を **Fig. 4**（j），（k）および（l）にそれぞれ示す．**Fig. 4** の結果から，パワー密度を 0.67 から 1.5 MW/cm^2 の間で変化させても，レーザ照射によって，溶融部の両端にバンプを形成することはできないことがわかった．CW レーザ照射部はナノ秒レーザ照射部と比べ，レーザ照射時間が長くなるため，蒸発反跳力や，温度勾配が小さくなり，バンプが形成されなかったと考えられる．このため，バンプを形成するために

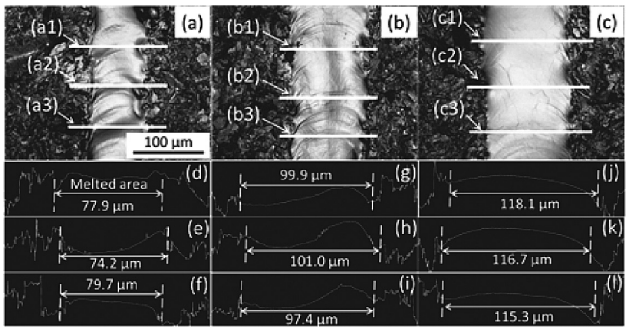

Fig. 3　Optical images of Ti-6A1-4V plate surface after nanosecond laser irradiation at the power density of (a) 1.2, (b) 1.5 and (c) 1.9 MW/cm^2, respectively. Cross section profiles at (a1), (a2) and (a3) in (a) are shown in (d), (e) and (f), respectively. Cross section profiles at (b1), (b2) and (b3) in (b) are shown in (g), (h) and (i), respectively. Cross section profiles at (c1), (c2) and (c3) in (c) are shown in (j), (k) and (l), respectively.

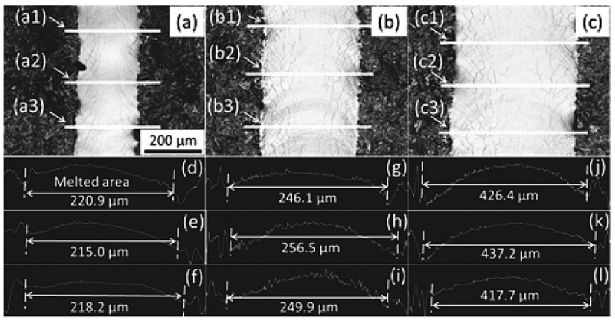

Fig. 4　Optical images of Ti-6Al-4V plate surface after CW laser irradiation at the power density of (a) 0.67, (b) 1.0 and (c) 1.5 MW/cm^2, respectively. Cross section profiles at (a1), (a2) and (a3) in (a) are shown in (d), (e) and (f), respectively. Cross section profiles at (b1), (b2) and (b3) in (b) are shoen in (g), (h) and (i), respectively. Cross section profiles at (c1), (c2) and (c3) in (c) are shown in (j), (k) and (l), respectively.

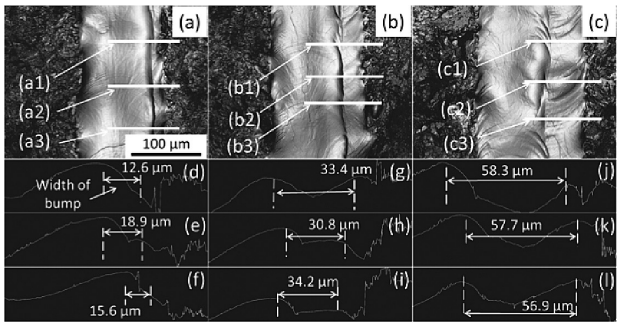

Fig. 5　Optical images of Ti-6Al-4V plate surface after nanosecond laser irradiation for 1.5 MW/cm^2 at the hatching distance of (a) 10, (b) 30 and (c) 50 μm, respectively. Cross section profiles at (a1), (a2) and (a3) in (a) are shown in (d), (e) and (f), respectively. Cross section profiles at (b1), (b2) and (b3) in (b) are shown in (g), (h) and (i), respectively. Cross section profiles at (c1), (c2) and (c3) in (c) are shown in (j), (k) and (l), respectively.

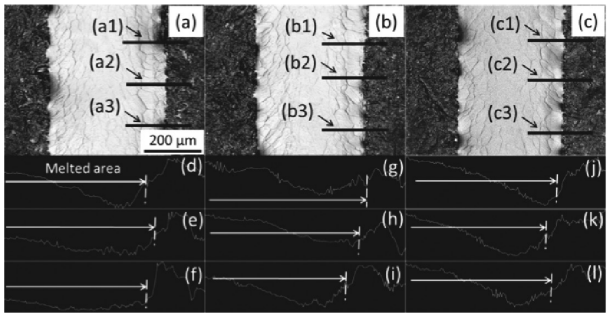

Fig. 6　Optical images of Ti-6Al-4V plate surface after CW laser irradiation for 1.5 MW/cm^2 at the hatching distance of (a) 10, (b) 30 and (c) 50 μm, respectively. Cross section profiles at (a1), (a2) and (a3) in (a) are shown in (d), (e) and (f), respectively. Cross section profiles at (b1), (b2) and (b3) in (b) are shown in (g), (h) and (i), respectively. Cross section profiles at (c1), (c2) and (c3) in (c) are shown in (j), (k) and (l), respectively.

は，パルスレーザを用いることが必要であるとわかった．

3.2　レーザ 2 回掃引によるバンプ形成

次に，ハッチング距離をそれぞれ 10 μm，30 μm および 50 μm で変化させて，ナノ秒レーザを 2 回照射した．この時，パワー密度は 1.2 から 1.9 MW/cm^2 の間で変化させて照射を行った．**Fig. 5**(a)，(b)および(c)にパワー密度 1.5 MW/cm^2，ハッチング距離がそれぞれ 10 μm，30 μm および 50 μm のときの光学顕微鏡像を示す．また，**Fig. 5**(a)における(a1)，(a2)および(a3)の断面プロファイル像を **Fig. 5**(d)，(e)および(f)に，**Fig. 5**(b)における(b1)，(b2)および(b3)の断面プロファイル像を，**Fig. 5**(g)，(h)および(i)に，**Fig. 5**(c)における(c1)，(c2)および(c3)の断面プロファイル像を **Fig. 5**(j)，(k)および(l)にそれぞれ示す．これらの結果より，2 回目のレーザ照射によって，新たにバンプが形成されたことがわかった．**Fig. 5**(d)，(e)および(f)より，ハッチング距離 10 μm のときは，1 回目のレーザ照射による溶融部の端から平均 15.7 μm 離れた位置に，バンプが形成されていた．また，1 回目のレーザ照射部は，ほとんど隆起していなかった．これは，レーザを 2 回照射することによって，2 つのバンプが溶け合ったためであると考えられる．**Fig. 5**(g)，(h)および(i)より，ハッチング距離 30 μm のときは，2 回目のレーザ照射によって新たなバンプが形成されていた．形成されたバンプは，1 回目のレーザ照射で形成されたバンプと溶け合わず，連なるように形成されていた．バンプの頂点間の水平距離は平均 32.8 μm であった．このとき，形成されたバンプの高さは，約 4.1 μm であった．**Fig. 5**(j)，(k)および(l)より，ハッチング距離 50 μm のときは，ハッチング距離 30 μm のときと同様に，二つのバンプが連なるように形成されていた．二つのバンプの頂点間の水平距離は，平均 57.6 μm であった．形成されたバンプの高さは約 6.5 μm であった．

パワー密度 1.2 MW/cm^2，ハッチング距離 10 μm のときは，溶融部がレーザを掃引したラインに沿って不規則に隆起し，波打ったような構造となっていた．2 回目のレーザ照射によって新しいバンプは形成されなかった．ハッチング距離を 30 μm に増加すると，1 回目のレーザ照射部から離れた位置に，新たなバンプが形成されていた．溶融部は，ハッチング距離が 10 μm のときと同様に波打った不規則な形状となっていた．ハッチング距離を 50 μm にすると，ハッチング距離 30 μm のときより離れた位置に新しいバンプが形成された．また，ハッチング距離が短いときと同様に，溶融部が波打っていた．パワー密度を 1.9 MW/cm^2 に増加すると，ハッチング距離 10 μm，30 μm および 50 μm において，バンプは形成されなかった．

レーザを 2 回掃引照射することにより形成されたバンプは，**Fig. 1** で示した原理によって形成されたものと考えられる．ハッチング距離が増加するに伴い，バンプが形成される位置が変化したことから，ハッチング距離を制御することで，バンプが形成される位置を制御することが可能となると考えられる．このため，レーザ掃引照射を繰り返すことで，周期を制御することが可能な微細周期構造を形成することができると考えられる．

同様の実験をパワー密度が 0.67，1.0 および 1.5 MW/cm^2 の条件で，CW レーザを用いて行った．全ての条件において，レーザ照射部は平坦な形状となっており，バンプは形成されなかった．パワー密度が 1.0 MW/cm^2，ハッチング距離がそれぞれ 10 μm，30 μm および 50 μm のときの，レーザ照射部の光学顕微鏡像を **Fig. 6**(a)，(b)および(c)にそれぞれ示す．また，**Fig. 6**(a)における(a1)，(a2)および(a3)の断面プロファイル像を **Fig. 6**(d)，(e)および(f)に，**Fig. 6**(b)における(b1)，(b2)および(b3)の断面プロファイル像を，**Fig. 6**(g)，(h)および(i)に，**Fig. 6**(c)における(c1)，(c2)および(c3)の断面プロファイル像を **Fig. 6**(j)，(k)および(l)にそれぞれ示す．これらの結果から，CW レーザを 2 回照射しても，バンプを形成することはできないことがわかった．このため，CW レーザを繰り返し照射しても，周期構造を形成することはできないと考えられる．

3.3　レーザ照射による微細周期構造形成

ハッチング距離を 10 μm，30 μm および 50 μm で 2 mm ×5 mm の面積にナノ秒レーザを照射した．このとき，パワー密度を 1.2 から 1.9 MW/cm^2 の間で変化させた．**Fig. 7**(a)，(b)および(c)にパワー密度 1.5 MW/cm^2，ハッチング距離が 10 μm，30 μm および 50 μm のときの光学顕微鏡像を示す．また，**Fig. 7**(a)，(b)および(c)における(a1)，(b1)および(c1)の断面プロファイル像をそれぞれ **Fig. 7**(d)，(e)および(f)にそれぞれ示す．これらの結果より，レーザ照射によって，試料表面に微細周期構造形成が可能であることが示された．**Fig. 7**(d)から，ハッチング距離が 10 μm の時は，周期が約 11.2 μm，深さが約 0.57 μm であった．**Fig. 7**(e)から，ハッチング距離が 30 μm のときは，周期が約 31.1 μm，深さが約 2.4 μm であった．ハッチング距離を 50 μm に増加すると，**Fig. 7**(f)から，周期が約 48.5 μm，深さが約 3.5 μm であった．

パワー密度 1.2 MW/cm^2 で，ハッチング距離がそれぞれ 10 μm，30 μm および 50 μm のときは，レーザ照射部が周

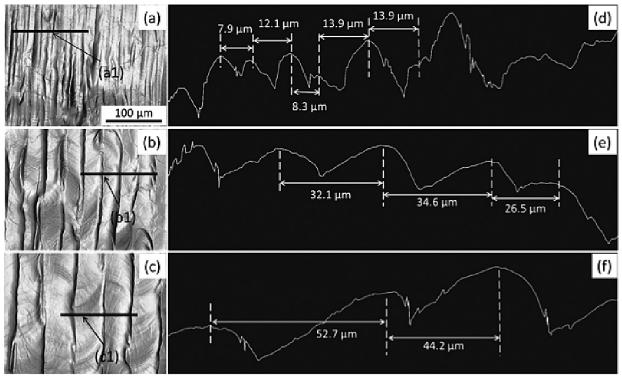

Fig. 7　Optical images of Ti-6Al-4V plate surface after nanosecond laser irradiation for 1.5 MW/cm^2 at the hatching distance of (a) 10, (b) 30 and (c) 50 μm, respectively. Cross section profile at (a1) in (a) is shown in (d). Cross section profile at (b1) in (b) is shown in (e). Cross section profile at (c1) in (c) is shown in (f).

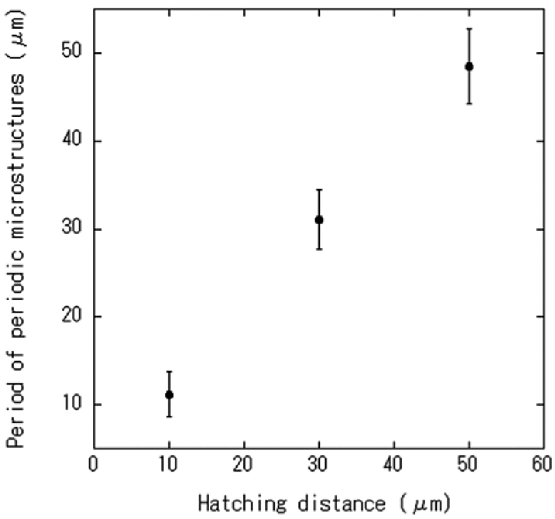

Fig. 8　Period of periodic microstructures as a function of the hatching distance.

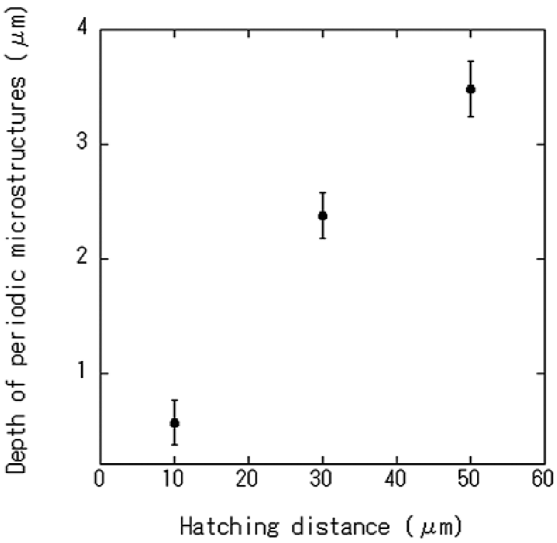

Fig. 9　Depth of microstructures as a function of the hatching distance.

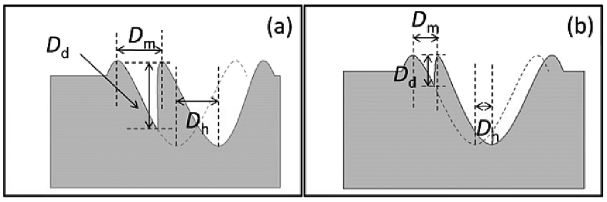

Fig. 10　Periodic microstructures formation process dependent on hatching distance. D_d, D_m and D_h are the depth and period of periodic microstructures and hatching distance, respectively. (a) is Hatching distance is long and (b) is short.

期的に隆起しており，微細周期構造が形成されていた．出力を 1.9 MW/cm^2 まで増大すると，微細周期構造は形成されなかった．

微細周期構造の周期は，ハッチング距離が増加するに伴い，長くなった．このことから，ハッチング距離を制御することで，微細周期構造の周期を制御することが可能となると考えられる．**Fig. 8** にハッチング距離と周期の，**Fig. 9** にハッチング距離と深さの関係を示した．**Fig. 8** から，形成される微細周期構造の周期は，ハッチング距離と等しくなることがわかった．また，ハッチング距離が増加するにつれて，微細周期構造の深さが増加した．これは，**Fig. 10** に示すように，新たに形成されるバンプの位置が，変化したことによると考えられる．つまり，**Fig. 10**(a)が示すように，ハッチング距離が長くなると，バンプが融合せず，微細周期構造が深くなったと考えられる．また，ハッチング距離が短くなると，バンプの頂点間の水平距離が短くなり，**Fig. 10**(b)が示すように，バンプが融合し，微細周期構造が浅くなると考えられる．

3.4　細胞試験

ブラスト処理のみを行った Ti-6Al-4V 基板および，周期 50 μm の微細周期構造を形成した基板に対して細胞試験を行った．**Fig. 11**(a)に微細周期構造を形成した基板，**Fig. 11**(c)にブラスト処理のみを行った基板の細胞試験後の蛍光顕微鏡像を示す．また，**Fig. 11**(b)および **Fig. 11**(d)に細胞試験に用いた基板の光学顕微鏡像をそれぞれ示す．**Fig. 11**(a)より，周期 50 μm の微細周期構造を形成した基板では，細胞が接着しており，一部は構造に沿うように伸展していることがわかった．また，**Fig. 11**(c)より，ブラスト処理のみを行った基板では細胞が接着せず，伸展していないことがわかった．**Fig. 12** に，**Fig. 11**(a)における(a1)の拡大図を示す．この結果から，微細周期構造を形成することによって，細胞の伸展方向を制御できる可能性が示された．しかしながら，構造に沿って進展していない細胞も存在するため，今後さらなる研究が必要である．生体適合性及び細胞の溝方向への伸展は微細周期構造の周期によって変化することが考えられる．このため，今後は周期の異なる材料に対して細胞試験を行い，接着した細胞の数や面積を調べることで，最適なレーザ照射条件を定量的に調べていくことが必要になる．また，材料表面の溶融による生体適合性への影響も考えられる．このため，CW レーザによ

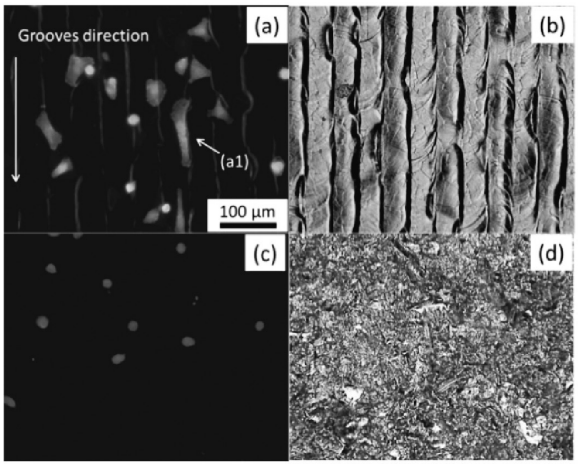

Fig. 11　Fluorescence microscope images, (a) and (c), of the Ti-6Al-4V plate surface after cell test. (a) periodic microstructure (period is 50 μm). (c) blasted plate. Optical images, (b) and (d), of the surface shown in (a) and (c) before cell test, respectively.

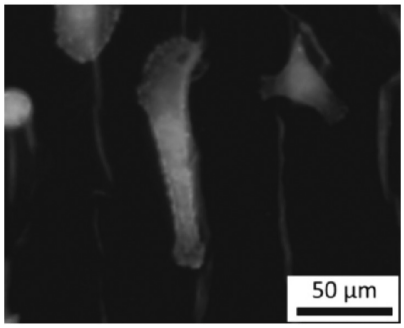

Fig. 12　High magnification flourescene images of (a1) shown in Fig. 11.

り材料表面を溶融させ，細胞試験を行うことで，生体適合性への影響を調べていく予定である．

4. 結　　言

微細周期構造形成のための，レーザ照射条件を明らかにするため，Ti-6Al-4V 基板にレーザを照射し，照射後の表面形状を調べた．パワー密度を変化させて照射したところ，レーザ照射部が隆起しバンプを形成することができた．ハッチング距離を制御して，レーザを照射することによって，微細周期構造を形成することが可能であることがわかった．また，このような構造は CW レーザを用いて形成することはできなかった．微細周期構造の周期はハッチング距離と同じ長さであることがわかった．また，ハッチング距離が増加するのに伴い，微細周期構造の深さは増加した．微細周期構造を形成することによって，生体適合性を向上させることができた．接着した細胞の一部は構造に沿って伸展した．

謝　　辞

本研究の一部は，NEDO プロジェクト「高出力多波長複合レーザー加工基盤技術開発プロジェクト」および文部科学省(6 大学連携プロジェクト)「特異構造金属・無機融合高機能材料開発共同研究プロジェクト」により推進された．ここに，関係者各位に感謝の意を表する．

参 考 文 献

1) Hanawa, T. : Biofunctionalization of Titanium for Dental Implant, Japanese Dental Science Review, **46**, (2010), 93-101.
2) Hanawa, T. : Current Development and Evaluation of Metallic Biomaterials and its Strategy, Bull. Japan Inst. Metals Materia Japan, **43**, (2004), 176-181.
3) Yoshikawa, H. and Sugamoto, K. : Development of Human Joint Prosthesis by the Process of Metal Surface Using Laser Scanning, Rev. Laser Eng., **32**-2, (2004), 126-130.
4) Shinonaga, T., Tsukamoto, M., Maruyama, S., Matsushita, N., Wada, T., Wang, X., Honda, H., Fujita, M., Abe, N. and Inoue, A. : Transformation of Surface Morphology by Femtosecond Laser Irradiation for Improving Bioactivity of The Ti-based BULK Metallic Glass, Rev. Laser Eng., **39**-5, (2011), 347-353.
5) Matsuzaka, K., Walboomers, K. X. F., Ruijter, J. E. and Jansen, J. A. : The Effect of Poly-L-lactic Acid with Parallel Surface Micro Groove on Osteoblast-like Cells in Vitro, Biomaterials, **20**, (1999), 1293-1301.
6) Jing L., Masaru P.R., Noel C.M., Dongwoo K, Thomas J.W. : Improved Endothelial Cell Adhesion and Proliferation on Patterned Titanium Surfaces with Rationally Designed, Micrometer to Nanometer Features, Acta Biomaterialia, **4**, (2008), 192-201.
7) Tsukamoto, M., Asuka, K., Nakano, H., Hashida, M., Katto, M., Abe N., Fujita, M. : Periodic microstructures produced by femtosecond laser irradiation on titanium plate, Vacuum, **80**, (2006), 1346-1350.
8) Bennett, T.D., Krajnovich, D.J., Grigoropoulos, C.P., Baumgart, P. and Tarn, A.C. : Marangoni Mechanism in Pulsed Laser Texturing of Magnetic Disk Substrate, Trans. ASME, **119**, (1997), 589-596.
9) Lin, C.D., Fan, C.C., Lin, J.S., Huang, W., Wang, C.M. and Dong, C. : Stiction Improvement for Sub-Microinch Glide Height Media using Small Crater Laser Bumps, IEEE Trans. Mag., **35**, (1999), 2433-2435.
10) Strand, T.C., Tarn, Baumgart, A.C. and Colonia, J. : Bump Formation and Growth by Multiple Laser Pulses on Ni-P Disk Substrate, IEEE Trans. Mag., **34**, (1998), 1786-1788.
11) Osathanon, T., Bespinyowong, K., Arksornnukit, K., Takahashi, H. and Pavasant, P. : Human osteoblast-like cell spreading and proliferation on Ti-6Al-7Nb surfaces of varying roughness, J. Oral Sci., **53**-1, (2011), 23-30.
12) Ishihara, K., Hanawa, T. and Maeda M : Fundamentals of biomaterials for interdisciplinary integration, Nihon Igakukan, (2010), 183-185.