

歯科インプラント用チタン合金の高精度・微細加工技術の開発

鈴木 浩文, 岡田 睦, 町田一道 (中部大学)

藤井一二, 伊藤洋介 (日進工具株式会社)

チタン合金 Ti は歯科インプラントに既に使用されている。さらに近年 Ti 表面に μm レベルの微細パターンを創成すると歯科インプラントの生体細胞融合性が向上することが明らかになり、一部で図 1 に示すように Ti 合金表面にレーザー加工により微細なテクスチャが創成されている。しかし、表面にデブリなどが付着し、加工能率が悪いなどの問題点がある。一方、機械加工で加工できれば効率は良いと考えられるが、微細なテクスチャを創成するには幾何学的に工具先端を微細にする必要があり、工具摩耗が問題となる。そこで本研究では歯科インプラントの生体細胞融合性の向上を図るため、これまで工具摩耗実験で良好な結果が得られた超硬バイトを用いて、微細パターンの創成を行い、切削によってできた溝の形状やバリ、表面粗さについて調べ、微細な工具を作製し Ti 合金表面に微細溝の試作実験を行ってきた。しかし、これまでは微細加工の検証のため行ってきたが、実用化を考えると、能率の面で非現実的であった。本報告では、能率を改善するために、マイクロプレス加工など塑性加工により微細形状を創成することを試みた。本実験では、多結晶ダイヤモンド製のマイクロパンチや超硬製のマイクロパンチを試作し、超音波振動を援用しながら微細形状を転写し、微細パターンの転写性について実験的に検討したので報告する。

1. はじめに

チタンは従来から軽量で強度があり、耐食性が高いという性質を有するため、航空機部品や化学装置、海洋開発などに使用されてきた。さらにチタンの優れた特性はこれだけではなく、生体細胞融合性に優れ、アレルギーが起こらない、弾力性があり、しなやかであるという特性を有している。これらの特性は、歯科インプラントや人工股関節などに最適でありチタンが多く使用されている。歯科インプラントとは、失われた歯根に代えて人口歯根を顎骨に埋め込む歯根のことである。インプラントの構造を図 1 に示す。近年、インプラント上部に微細パターンを創成することで生体細胞融合性が向上することが明らかとなり^(1,2)、更なる需要の増加が予想される。またこれまで筆者らは、単結晶ダイヤモンド、cBN、超硬合金製のバイトを用いて Ti 合金を切削し、送りや工具摩耗が表面性状に与える影響について実験的に調べ、cBN と超硬が工具摩耗と表面粗さの点で Ti の切削に適していることを示した。これまでは、歯科インプラントの生体細胞融合性の向上を図るため、これまで工具摩耗実験で良好な結果が得られた超硬バイトを用いて、微細パターンの創成を行い、切削に

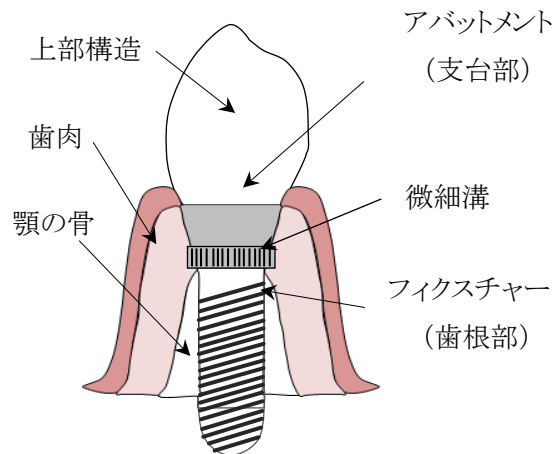


図 1 歯科インプラントの構造

よってできた溝の形状やバリ，表面粗さについて調査してきた．しかし，工具摩耗が大きい，バリの発生が不可避，バリ取りプロセス（研磨工程）が不可欠である，加工時間が長く，加工能率が悪い，3次元微細加工が困難 などの問題点が有った⁽³⁾．

本年度は能率を改善するために，マイクロプレス加工など塑性加工により微細形状を創成することを試みた．本実験では，多結晶ダイヤモンド製のマイクロパンチや超硬製のマイクロパンチを試作し，超音波振動を援用しながら微細形状を転写し，微細パターンの転写性について実験的に検討したので報告する．高精度・効能率プレス加工による高能率化，さらにダイヤモンド製微細型を用いることにより長寿命化が期待でき，超音波を援用することで，さらに転写性を向上できることが期待される⁽⁴⁾．

2. マイクロパンチ実験装置および方法と評価方法

本実験では，図 2(a)に示すように，超音波振動装置の先端に PCD や超硬合金製の微細形状工具を取り付けて高周波振動させ，パンチの形状を被削材（Ti）に転写させる．図 2(b)に超音波振動加工機の写真を示す．上部の超音波振子部にホーンが取り付けられ，その先に微細工具がネジ止めされる．これらは1つの系を構成しており，リニアガイドにより低摩擦で上下駆動できるようになっており，この系がワイヤでプーリを介して取り付けられ，後ろ部のバランス重りにより釣り合うようになっている．上部に重りを搭載することにより，この分が荷重となる．図 2(c)に振動ホーンの写真を示す．振幅が拡大するような形状になっている．その先には図 2(d)に示すような工具がネジ付される．

マイクロパンチ基礎実験では，PCD 製のパンチを試作し，純 Ti 基板に対して超音波振動を更かしながら荷重を加え，荷重と超音波振動の振幅の影響を調べた．最後に，矩形微細パターンの超硬製パンチにより転写製の評価を行った．微細形状はレーザプローブ走査式の非接触測定器により計測した．

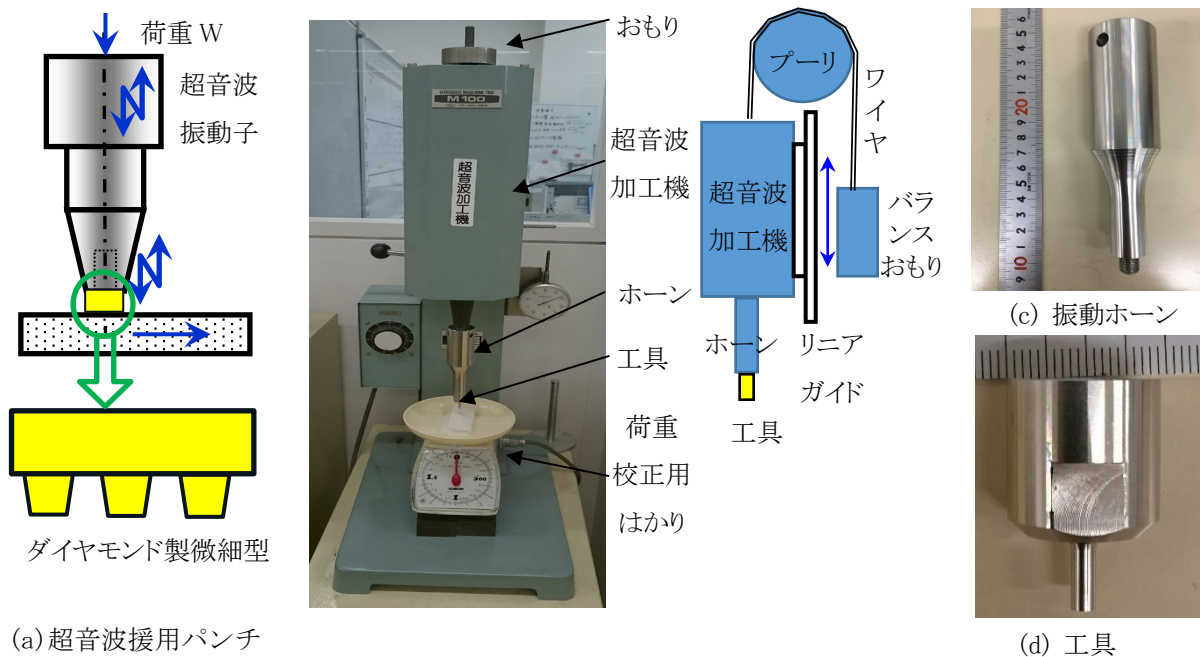


図 2 超音波振動援用プレス装置

3. 実験結果

3.1 微細形状圧子 (PCD) の押し込み基礎実験

図3に示すように、超硬製シャンクにPCD (多結晶ダイヤモンド) 製の工具を銀ろうで接合する。次に先端をレーザー加工により球面に熱加工する。そして、このPCD圧子を超音波振動装置に取り付けて、荷重、超音波振動の振幅をパラメータにして、Ti上に押し込んだ微細パターンをレーザープローブ式非接触形状測定器により計測する。

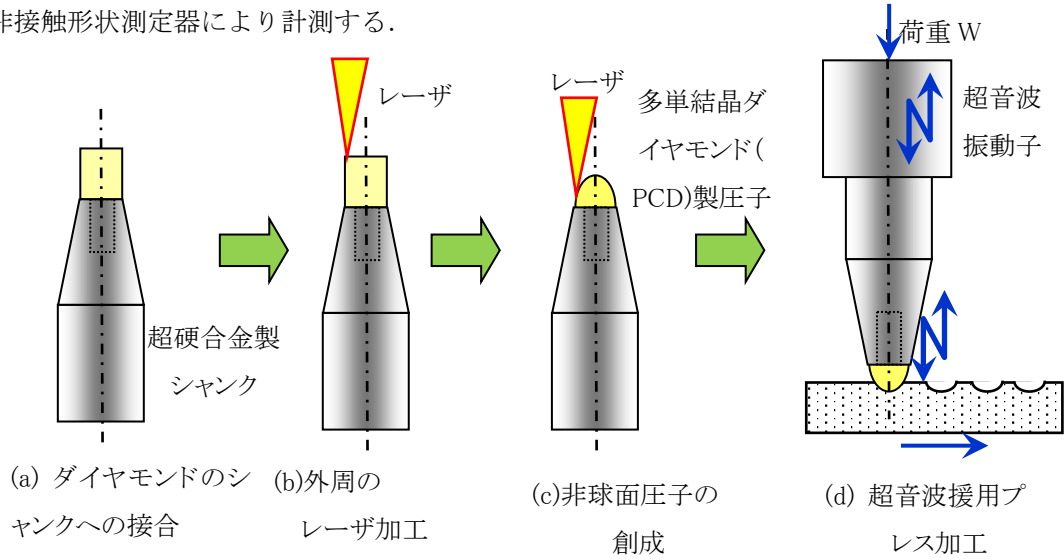
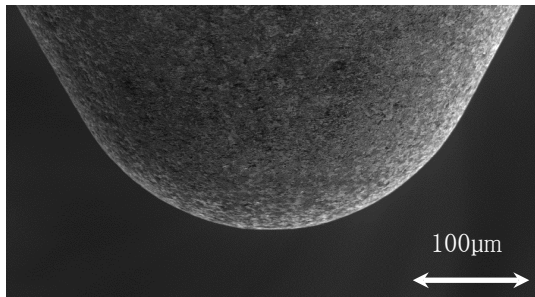
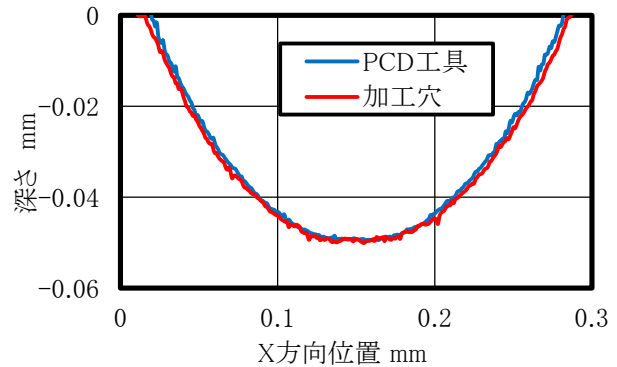


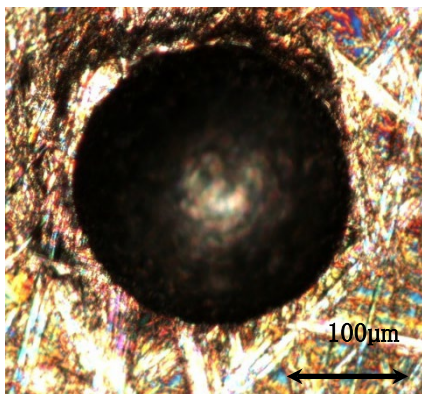
図3 Tiのマイクロプレス基礎実験



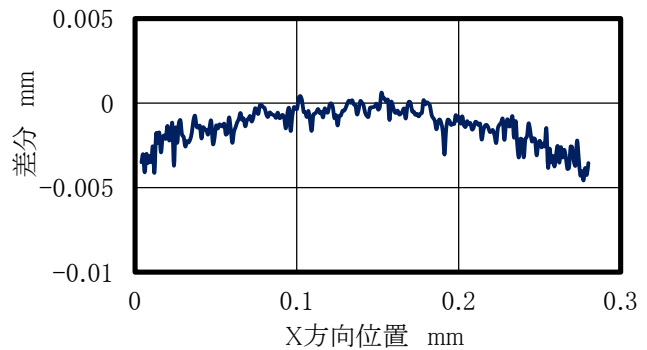
(a) PCD工具先端のSEM写真



(c) PCD工具先端形状とTiパンチ穴形状の比較



(b) Ti上の圧子穴のノマルスキー顕微鏡写真



(d) PCD工具先端形状とTi穴形状の差(転写性)

図4 PCD製圧子による純Ti板へのパンチ加工

(超音波の振動数: 19 kHz, 振幅: 39 µm, PCD先端 R: 0.2mmSR, 荷重: 960gf, 時間: 16s)

図3のプロセスにより創成されたPCD工具先端のSEM写真を図4(a)に示す。先端の旧アールは0.2mmである。この圧子で超音波振動を付加して、純Ti基板上に圧入してできた球面形状のキャビティを図4(b)に示す。このPCD製圧子(凸面)と圧入キャビティ(凹面)の断面形状を非接触測定器で計測し、重ね合わせて表示した図を図4(c)に示す。この結果から、差分を取っ手計算した転写製の分布図を図4(d)に示す。圧入の転写性は $3\mu\text{m}/\Phi 0.3\text{mm}$ となり、これはTi基板のスプリングバックにより生じているものと考えられる。

このようにして、圧子の押し込み荷重と押し込み時間を変化させて得られた、キャビティの径の変化を図5に示す。1秒でほぼ最大深さに達し、16秒経過により若干の穴径が見られる。荷重が大きいほど径も大きくなっている。

同様に、圧子の押し込み荷重と押し込み時間を変化させて得られた、キャビティの穴深さの変化を図6に示す。1秒でほぼ最大深さに達し、16秒経過により若干の穴径が見られる。荷重が大きいほど穴深さも大きくなっている。

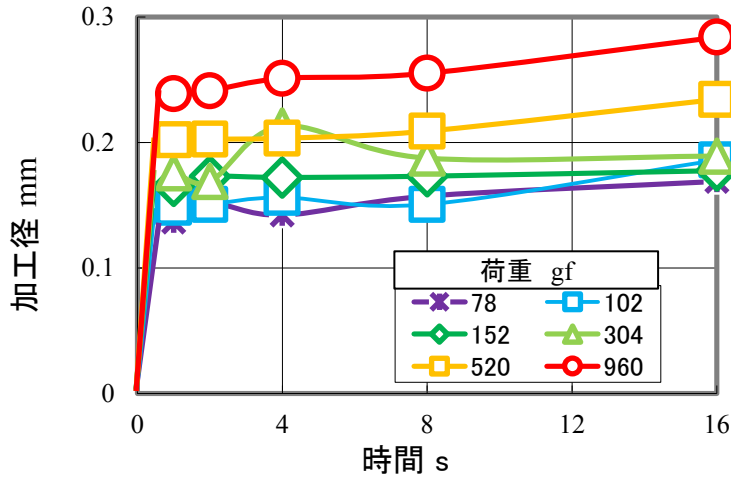


図5 圧子の押し込み荷重と押し込み時間を変化させて得られた、キャビティの径の変化
(超音波の振動数：19 kHz，振幅：39 μm ，PCD先端 R：0.2mmSR)

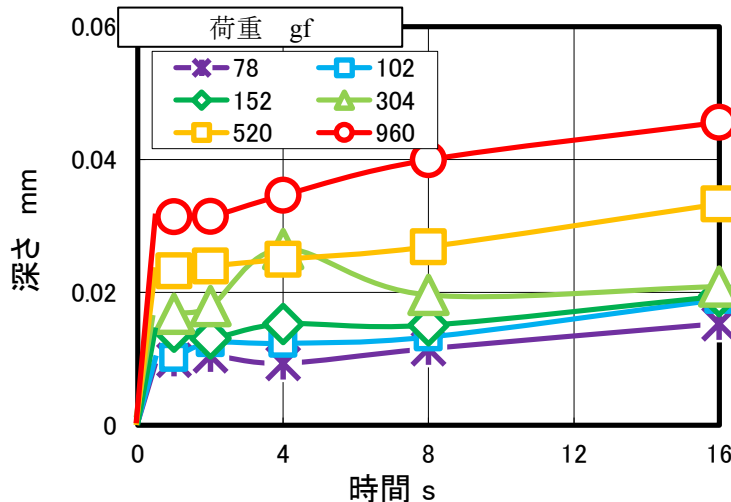


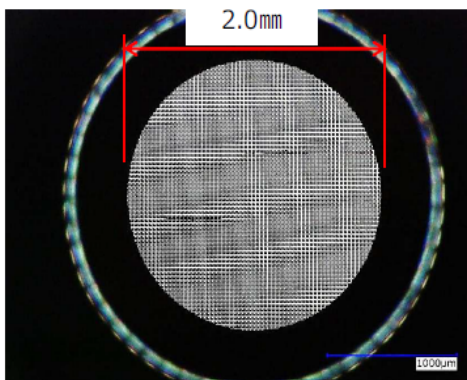
図6 圧子の押し込み荷重と押し込み時間を変化させて得られた、キャビティの深さの変化
(超音波の振動数：19 kHz，振幅：39 μm ，PCD先端 R：0.2mmSR)

3.2 微細矩形形状圧子（超硬）の押し込み実験

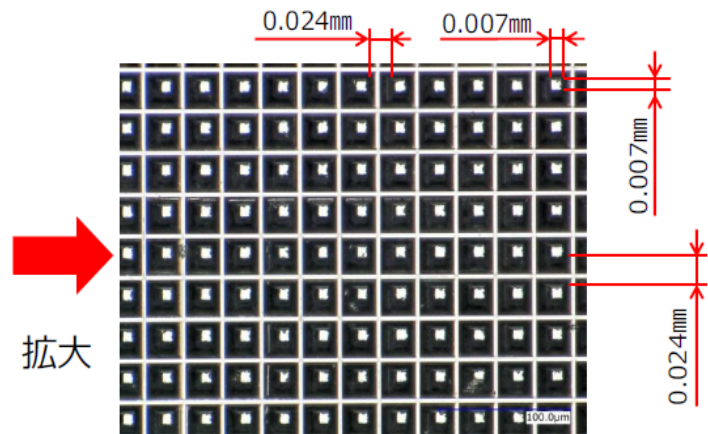
最後に、Ti 表面に微細な構造的溝を施し、生体親和性を高めるための押し込み実験を行った。ダイヤモンドブレード（砥石）により研削加工し、 $\Phi 2\text{mm}$ の超硬面に幅 $7\ \mu\text{m}$ の矩形山を $24\ \mu\text{m}$ ピッチで創成した。その表面写真を図 7(a) に示す。その、顕微鏡写真を図 7(b) に示す。微細な矩形溝パターンが創成されているのがわかる。横断面図を図 7(c) に示す。また、レーザプローブ操作式非接触測地機により測定した断面形状を図 7(d) に示す。

工具詳細

(1) 工具外観について

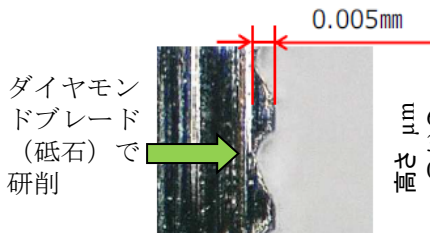


(a) 超硬製の微細矩形圧子外観

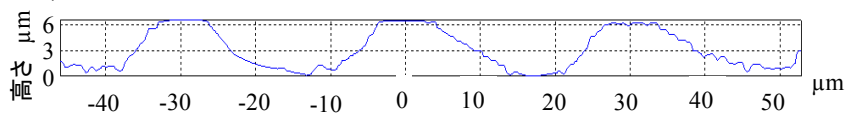


(b) 超硬製の微細矩形圧子の顕微鏡写真

(2) 溝形状について



(c) 超硬製の微細矩形圧子の断面写真



(d) 溝の断面形状

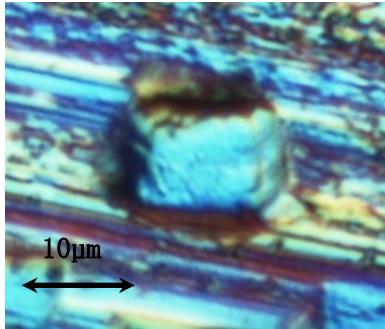
図 7 マイクロ矩形溝圧子（超硬製）

超硬製工具の矩形圧子のノマルスキー顕微鏡写真を図 8(a) に示す。この $\Phi 2\text{mm}$ の圧子を荷重 960gf で圧入した時の Ti 表面の圧痕を図 8(b) に示す。微細な矩形パターンが転写されているのがわかる。これらの圧子とキャベティの断面形状を重ね合わせて表示した図を図 8(c) に示す。Ti 基板のスプリングバックにより形状の差が生じているものと考えられる。

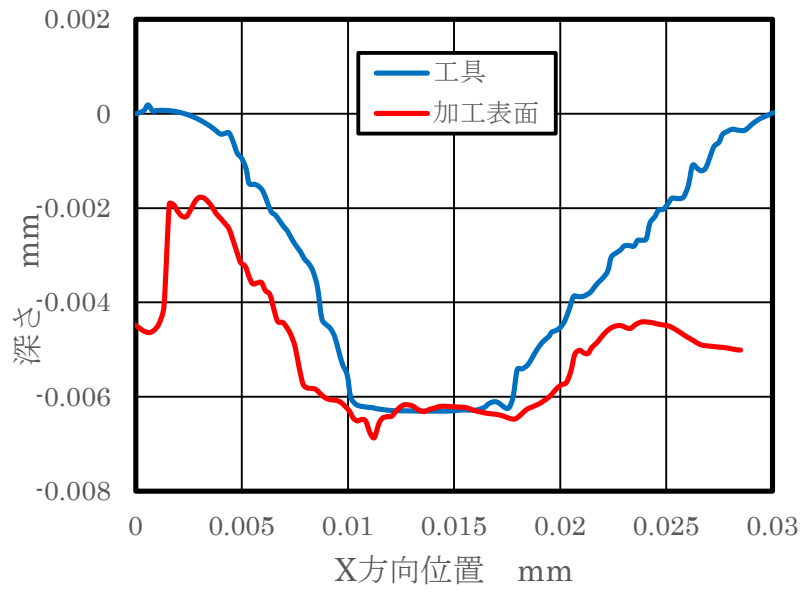
純 Ti 基板上における荷重に対する加工深さの変化を図 9 に示す。超音波の振動数を $19\ \text{kHz}$ 、振幅を $39\ \mu\text{m}$ 、加工時間を $2\ \text{s}$ とした。荷重の増大に対して圧痕深さが大きくなっているのがわかる。



(a) 工具のノマルスキー顕微鏡写真



b) 純Ti 押し込み面のノマルスキー顕微鏡写真



(c) 超硬圧子と純Ti 押し込み面の形状の比較

図8 矩形溝パンチ（超硬）による純Ti 基板への加工

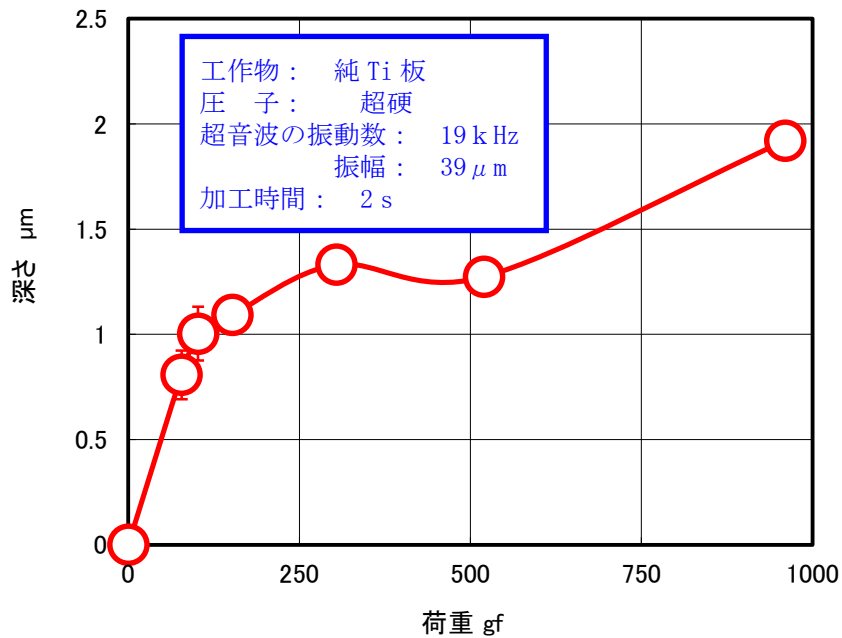


図9 純Ti 基板上における荷重に対する加工深さ

4. 結 言

チタン Ti 製の歯科インプラントと骨肉細胞との生体細胞融合性を向上させるため、本研究では、Ti 合金表面に押し込み（塑性加工）により微細なテクスチャが創成することを検討した。PCD 製の球形状の PCD 製パンチを試作し、磁歪振動子による超音波振動の振幅、荷重による Ti 押し込み深さの影響について実験的に検討した。さらに、超硬製微細矩形状パンチを研削加工で試作し、超音波振動の振幅、荷重による Ti 押し込み深さの影響について調べ、以下のことがわかった。

- (1) 加工径は荷重に比例し、加工深さは荷重と時間に相関する。
- (2) 荷重が小さすぎる場合は加工深さのばらつきが大きい。

今後は、安定した圧入を行うために、圧電素子を用いた超音波振動圧入システムの開発が必要である。また、より硬度の高い単結晶ダイヤモンド製の圧子をレーザ加工して、進めていく。

参考文献

- (1) 上瀧洋明：目で見えるチタンの加工，(2012) pp.2-7.
- (2) (社) 日本チタン協会：現場で生かす金属材料シリーズ チタン，(2007) pp.130-135.
- (3) H. Suzuki, M. Okada, S. Matsui, Y. Yamagata: Development of micro milling tool made of single crystalline diamond for ceramic cutting, Annals of the CIRP, 62, 1, (2013) pp.59-62.
- (4) 神 雅彦：Ultrasonic-Vibration Assisted Manufacturing Technology, Journal of the Japan Society for Technology of Plasticity, 54, 631 (2013) pp. 713 - 716.