

# 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)

岡田 浩一 (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  $\mu\text{m}$  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た。最後に、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い、検証を行った。

## 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<sup>(1)</sup>、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。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査した。

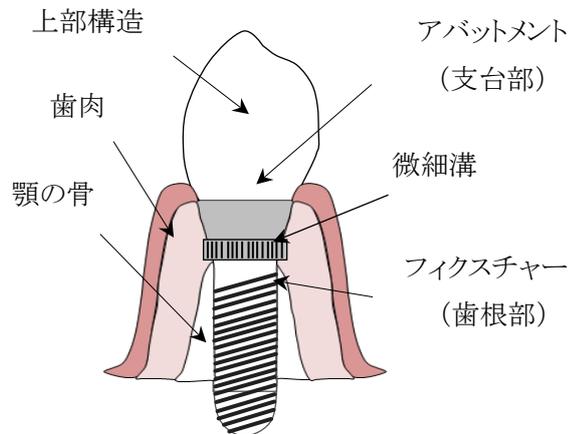


図 1 歯科インプラントの構造

## 2. 実験装置および方法と評価方法

### 2.1 実験装置と実験方法

本実験では、10 nm 分解能を持つボールネジ駆動の超精密加工機 ULG-100A (HY) (東芝機械製) を用い、超硬製平形のバイトを固定し、純チタンの表面に微細パターンの創成を行った。実験の様子を図 2 に示す。工作物は 5mm×10mm×2mm の Ti 工作物を図 3 に示すようにジグにボルトで固定し、超精密加工機に取り付けた。超硬製バイトの SEM 写真を図 4 に示す。切削は図 5 に示すように超硬製切削工具を被回転で X 軸方向に走査し主えーば加工を行った。切削条件を表 1 に示す。幅 25 $\mu$ m の平形のバイトを 0.1~5 $\mu$ m の条件で切込み、白灯油ミストを掛けながらシェーパ加工した。送り速度は 300mm/min と固定した。



図 2 シェーパ加工の様子

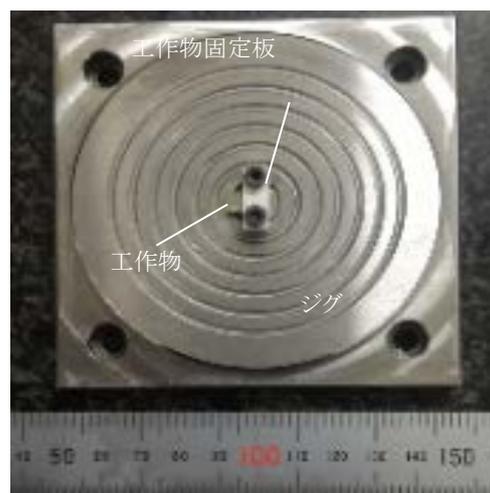


図 3 Ti 工作物のジグへの取付法

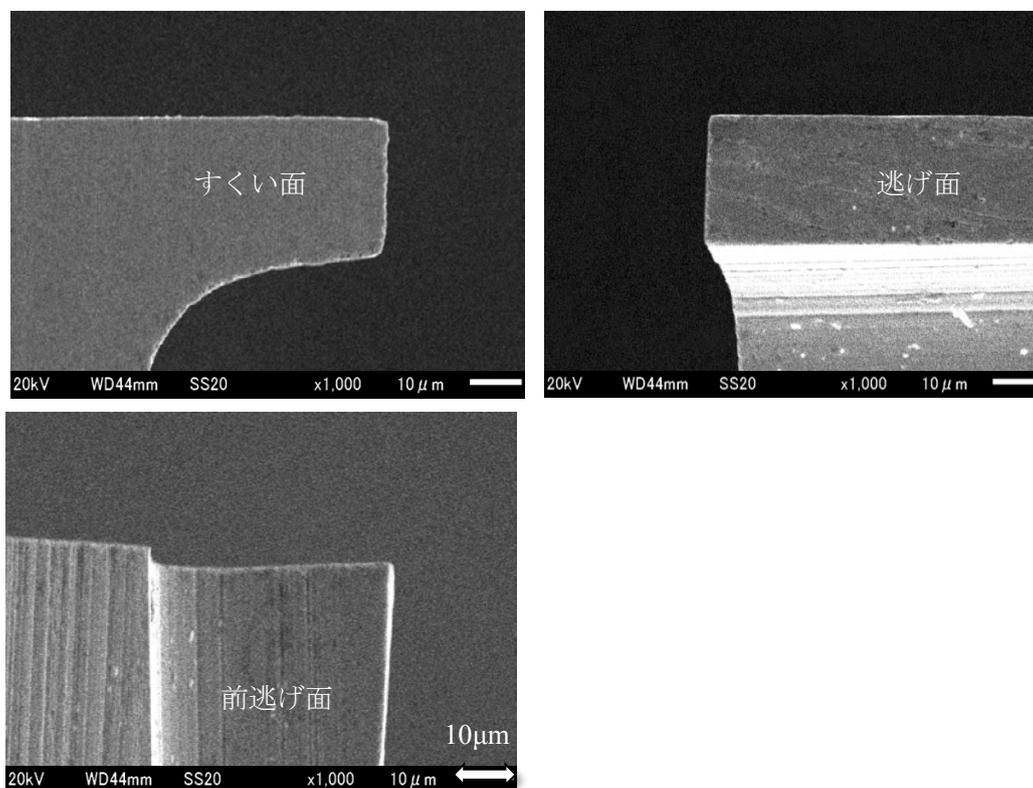


図 4 超硬製バイト

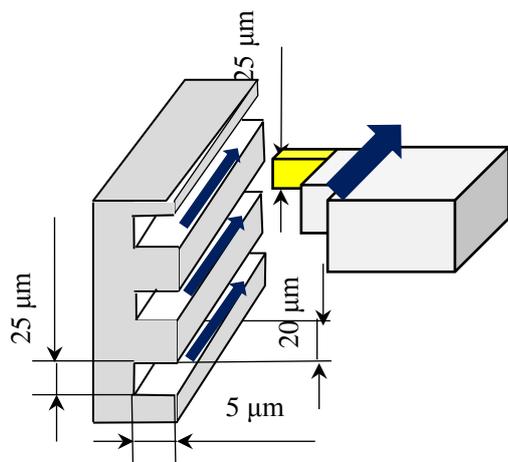


図5 シェーパー加工法

表1 切削条件

バイト	超硬
すくい角	0°
逃げ角	10°
加工部刃先幅	25 μm
ワーク	Ti (JIS H 4650 Grade 2)
ビッカース硬さ	HV160
形状	長方形(5×10×3t)
切込み	0.1,0.2,0.5,1.0,2.0,5.0 μm
送り速度	300 mm/min
クーラント	白灯油ミスト

## 2.2 評価方法

切削によってできた約100本の溝の形状と表面粗さを、非接触走査式青色レーザ測定装置（三鷹光器製）を用いて計測・評価した。溝の形状は、切削方向に対して垂直に45 μmの測定範囲で計測し、溝幅、深さ、バリを評価した。バリの発生率については、バリの発生箇所を測定箇所で割り、算出した。また、溝の表面粗さは、切削方向に対して水平に1 mmの範囲で計測し、算術平均粗さRa、最大高さ粗さRzを評価した。評価の測定箇所と溝形状、表面粗さの測定条件をそれぞれ図6および図7に示す。

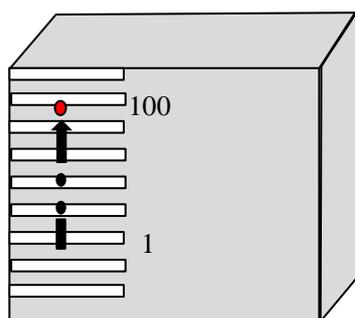


図6 測定箇所

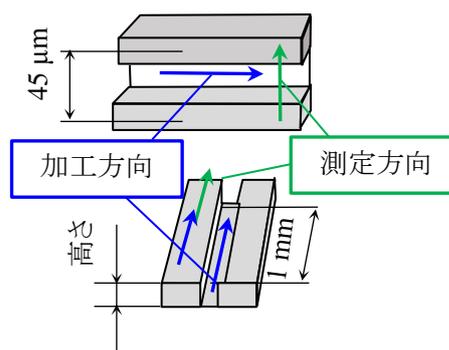


図7 測定条件

## 3. 切削実験結果

### 3.1 溝形状の評価

Ti表面に各切込み条件で溝加工を行った後、溝幅を計測した。その溝幅の計測値を図8に示す。図から切込みが小さいほど、工具刃先の幅に近づいていることがわかる。次に、同様に溝

深さの計測値の変化を図9に示す。切込みに関係なく、おおむね一定となっている。バリの発生率と高さの変化を図10および図11に示す。切込みが大きいほど、バリの発生率も高さも高くなっていることがわかる。溝幅が変化するのは切削条件により切削抵抗が変化し、それに伴ってバリの発生が大きさが変化するものと考えられる。

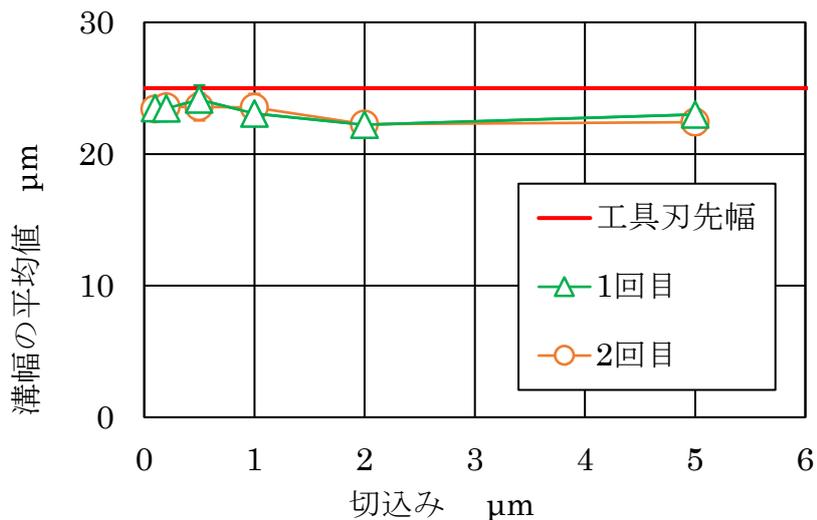


図8 溝幅の変化

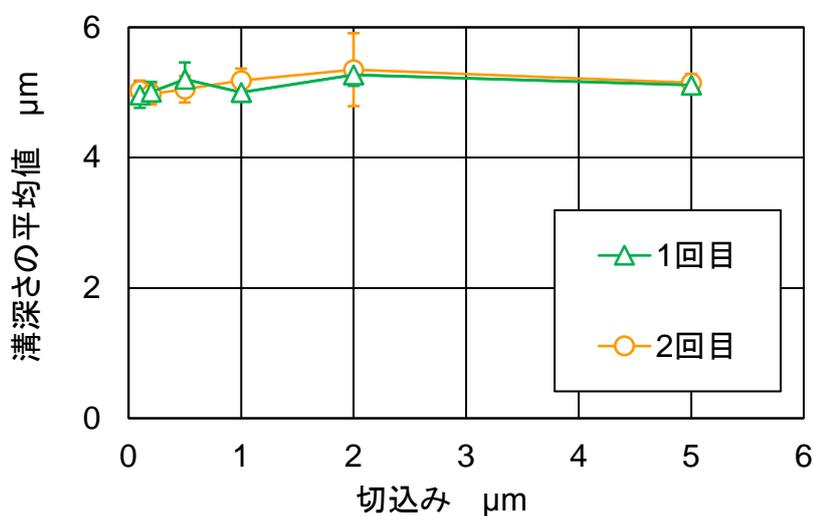


図9 溝深さの変化

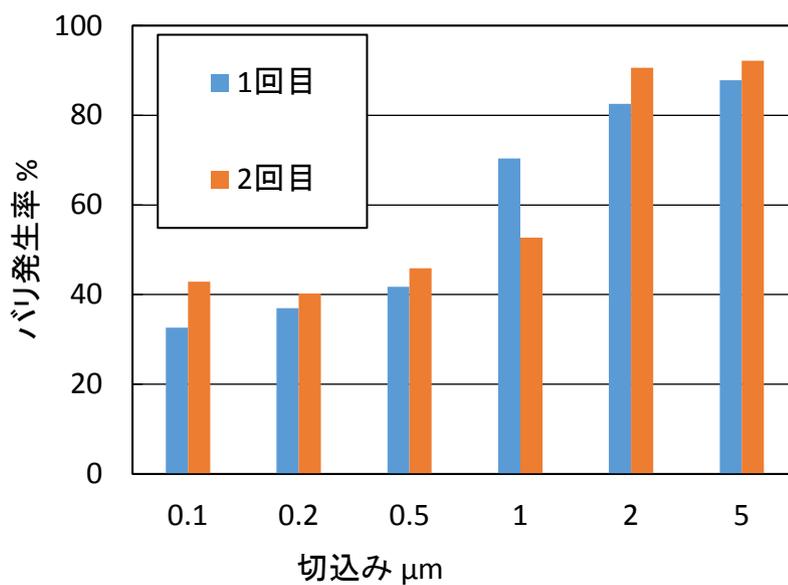


図10 バリ発生率の変化

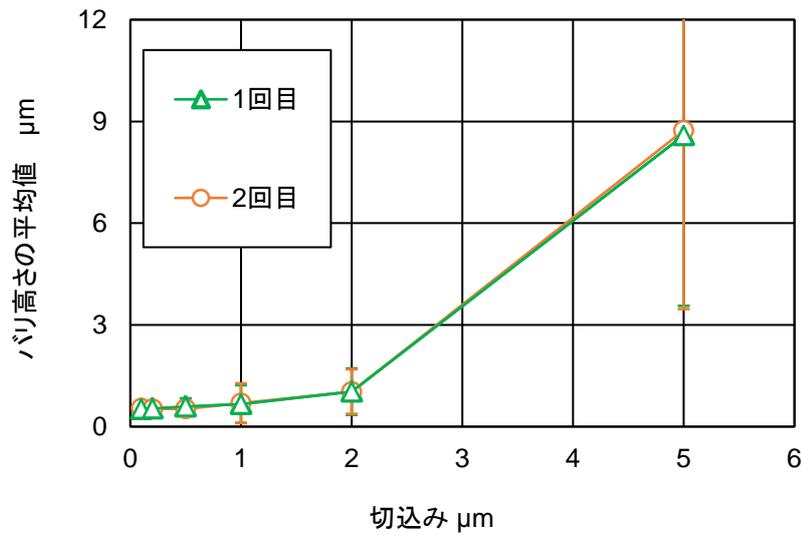


図 11 バリ高さの変化

### 3.2 表面粗さの評価

超硬製のバイトにより切削した各切込みによる溝の算術平均粗さ Ra, 最大高さ Rz を測定した結果をまとめて図 12 に示す. 各表面粗さの値は二個のサンプルの値の平均値をとっている. 切込みが小さくなるにつれて, 表面粗さは悪化している. これは, Ti は硬度が低く, 切込みが小さいと, 工具に Ti 材が凝着するため, 表面粗さが悪くなるためと考えられる. Ti の場合は, 切込みが有る程度大きい方が表面性状も良好であることがわかる.

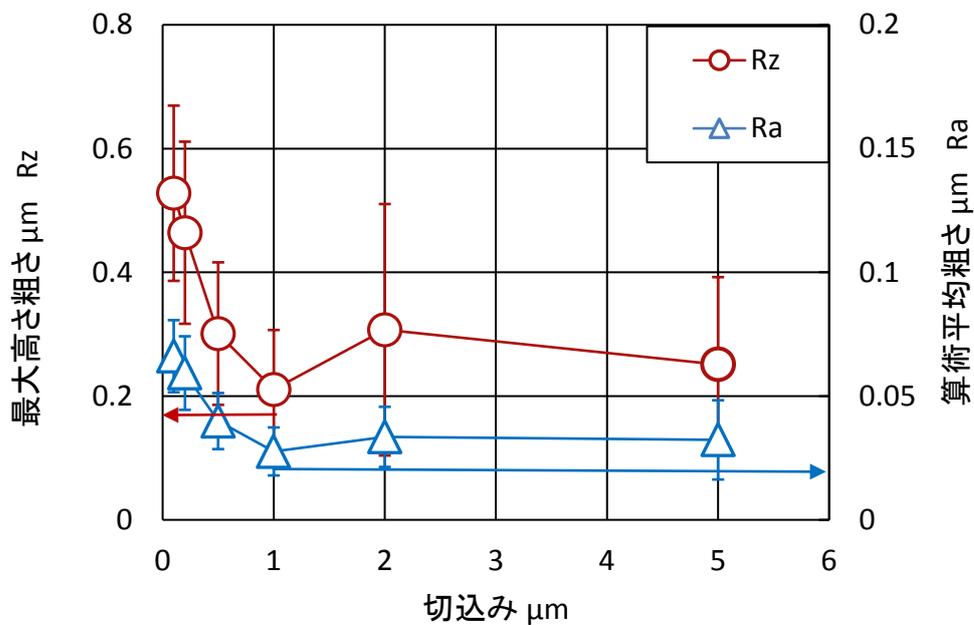


図 12 表面粗さの変化

### 3.3 切りくずの観察

また、各切込みの切りくずの SEM 写真を図 13 に示す。切込みが大きいほど、当然ながら切りくず厚さもが厚くなるが、切込みが小さいと切りくずの形状が安定せず、3.2 の表面粗さの傾向と一致する。

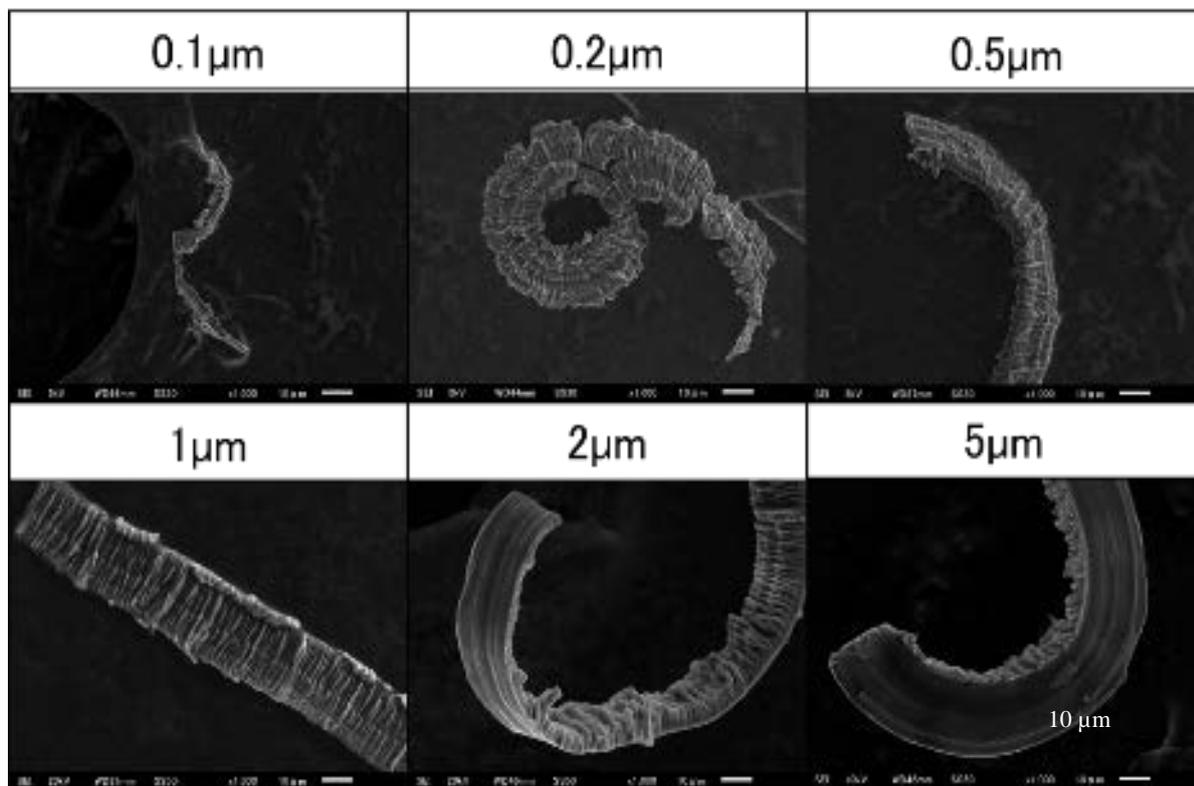


図 13 切りくずの SEM 写真

## 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 合金表面にレーザー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。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、表面粗さについて実験的に検討した。その結果、以下のことが明らかとなった。

- (1) 溝幅は、切込みが小さいほど、加工部刃先幅に近い。
- (2) 溝深さは、切込みに関係なく、おおむね一定である。
- (3) バリは、切込みが大きくなるほど、発生率も高さも高い。
- (4) 表面粗さは切込みが小さくなるにつれて Ti と工具の凝着のために逆に悪くなる。
- (5) 切りくずは、切込みが大きいほど、厚くなり、小さいほど、薄くなり、破断しやすい。

## 参考文献

- (1) 上瀧洋明：目で見るチタンの加工，(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.