

## 超弾塑性特性を有する $\beta$ 型チタニウム合金の ミリング加工に関する研究 (加工特性の検証及び最適切削条件の選定)

加藤 秀治<sup>\*1</sup>, 伊藤 江平<sup>\*2</sup>, 北村 明大<sup>\*3</sup>, 池永 訓昭<sup>\*4</sup>, 久保田 和幸<sup>\*5</sup>

### Study on milling of super elasto-plastic $\beta$ type titanium alloy (Verification of processing characteristics and selection of optimum cutting conditions)

Hideharu KATO<sup>\*1</sup>, Kohei ITO<sup>\*2</sup>, Akihiro KITAMURA<sup>\*3</sup>, Noriaki IKENAGA<sup>\*4</sup>  
and Kazuyuki KUBOTA<sup>\*5</sup>

<sup>\*1,\*2,\*4</sup> Kanazawa Institute of Technology

7-1 Ohgigaoka, Nonoichi-shi, Ishikawa 921-8501, Japan

<sup>\*3</sup> Okuma Corporation, Kani plant

3-6 Himegaoka, Kani-shi, Gifu 509-0249, Japan

<sup>\*5</sup> Hitachi Tool Engineering, Ltd. Yasu plant

35-2 Mikami, Yasu-shi, Shiga 520-2323, Japan

Received: 8 June 2017; Revised: 4 August 2017; Accepted: 9 October 2017

#### Abstract

Recently, a titanium alloy has been as biomaterials that have stable mechanical property and superior biocompatibility. But the titanium alloy generally has higher young's modulus in comparison with cortical bone, then bone resorption was occurred by stress shielding. For this reason  $\beta$ -type titanium alloy exhibiting super-elasticity and super-plasticity was developed. This alloy has high tensile stress and low young's modulus too. However, the characteristics of this alloy is lost by severe heat environment and external force. Therefore, there is possibility that the advantageous characteristics may be lost during cutting. In this study, the effect of cutting temperature and cutting force on the affected layer was investigated by milling with small ball end mill tool in order to decrease the affected layer by cutting process. At the cutting speed of 16.0m/s, the thickness of the affected layer exceeded 2.5 $\mu$ m because of increasing of cutting temperature that approached to the neighborhood of transition temperature of this alloy. On the other hand, the affected layer was observed for the cutting condition of high cutting force by increasing feed rate of a tooth, depth of cut and pick feed, the thickness of the affected layer was 0.7 $\mu$ m. So, the affected layer was dominant by the influence of cutting temperature. To decreasing affected layer, the cutting temperature is able to decrease to decreasing feed rate of a tooth or depth of cut.

**Keywords** : Super elasto-plastic  $\beta$  type titanium alloy, Coated carbide tool, Small ball end mill tool,  
Tool life, Surface roughness, Cutting temperature, Affected layer

## 1. 緒 言

チタニウム合金は生体適合性や耐食性に優れ、軽量で比強度が高いため外科インプラント用材料として幅広く用いられている。しかし、チタニウム合金をインプラントとして使用する場合、皮質骨に比べ縦弾性係数が高いことから応力遮蔽に起因する骨吸収が生じる。このため、骨が痩せて骨折のリスクが高まることやインプラントのゆるみを生じる問題が指摘されている(Qian et al., 2009)。そこで、力学的観点から生体適合性に優れた医療用チ

No.17-00258 [DOI:10.1299/transjsme.17-00258], J-STAGE Advance Publication date : 18 October, 2017

<sup>\*1</sup> 正員, 金沢工業大学 工学部 (〒921-8501 石川県野々市市扇が丘 7-1)

<sup>\*2</sup> 正員, 金沢工業大学大学院 (現 住友電気工業 (株))

<sup>\*3</sup> 正員, オークマ (株) (〒509-0249 岐阜県可児市姫ヶ丘 3-6)

<sup>\*4</sup> 金沢工業大学 工学部

<sup>\*5</sup> 三菱日立ツール (株) (〒520-2323 滋賀県野洲市三上 35-2)

E-mail of corresponding author: hkato@neptune.kanazawa-it.ac.jp

タニウム合金の開発が行われ、縦弾性係数の低い  $\beta$  相からなる  $\beta$  型チタニウム合金の開発が進められてきた (Niinomi et al., 2002). 一方、斉藤らによって開発された  $\beta$  型の Ti-Nb-Ta-Zr-O 系合金(以下、超弾塑性型チタニウム合金)は、従来金属材料にはない高い引張強度と低い縦弾性係数を兼ね備えた特性を有することが報告されている (Saito et al., 2003). 加えて、構成元素は細胞毒性が極めて少ないため、化学的・力学的生体適合性に優れた合金であり、インプラントをはじめとする医療用部品への適用が期待されている (Gordon et al., 2014). この超弾塑性型チタニウム合金は、DV-X $\alpha$  クラスタ法による合金設計法に基づいて組成を調整した後、冷間加工率が 90%以上となる強加工を施すことにより製造され、前述の高い引張強度と低い縦弾性係数を得ている. そのため、供給素材形状が製造上の制約を受け小さくなるものの、インプラントでも小径である歯科用インプラント材料への適用が期待できる (小田 2014).

しかし、 $\beta$  型チタニウムは合金特有の高い凝着性や低い熱伝導率を有するため、切削加工においては極めて高い難加工性を示すことが報告されており (臼杵他, 1995) (Arrazola et al., 2009), 本合金においても工具寿命が短くなることが予想される. 加えて、温度環境が高温となる場合や大きな外力が加わる場合に冷間強加工によって得られた低弾性率などの特性が失われることが指摘されている (例えば Zijin et al., 2015). これらのことを踏まえると、極めて薄い切りくずが生成されるような条件による小径ミールリングが有効であると考えられるが、加工特性が明らかとなっていない現状である. また、医療部品として使用する際には磨き処理が施されるが、この取り代に関する目安も明らかになっていない状況である.

本論文では、コーテッド超硬合金工具を用いた超弾塑性型チタニウム合金の小径ミールリング加工を行い、工具寿命の延長を目的として工具被膜材種の違いが加工特性及ぼす影響について検討し、加工面品位確保のため、切削加工における切削温度、切削抵抗が被削材組織に及ぼす影響について検証し、その結果を踏まえ加工面品位を考慮した最適切削条件の選定について検討する.

## 2. 実験方法

使用被削材は、表 1 に示すような化学成分値を有する  $\beta$  型の超弾塑性型チタニウム合金 (Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.3O) であり、 $120 \times 30 \times 2.5 \text{ mm}$  の板形状で使用した. また、表 2 はその機械的特性を示し、高い引張強度と低い縦弾性係数を有していることが明らかである. 使用工具はボール半径  $0.5 \text{ mm}$  の二枚刃超微粒子超硬合金ボールエンドミル工具であり、TiSiN (以下 TSN と記す.) 被膜工具、AlCrSiN (以下 ACSN と記す.) 被膜工具、DLC 被膜工具の三種類を用いた. なお、TSN 被膜工具および ACSN 被膜工具の膜厚はそれぞれ  $1 \mu\text{m}$ 、DLC 被膜工具は  $0.5 \mu\text{m}$  である. 表 2 は切削条件を示す. 先行研究では表面粗さと加工能率の観点から切削速度  $2.5 \text{ m/s}$  が最適であることを明らかとしており (Kitamura et al., 2014), 工具被膜の選定においては切削速度 (V) :  $2.5 \text{ m/s}$  とし、以下共通の条件

Table 1 Chemical composition of workpiece material.

Chemical composition (mass%)				
Nb	Zr	Ta	O	Ti
36.3	2.9	2.0	0.31	Bal.

Table 2 Mechanical properties of workpiece material.

Tensile strength (MPa)	Young's modulus (GPa)	Vickers hardness HV	Elongation (%)
980	62	255	12

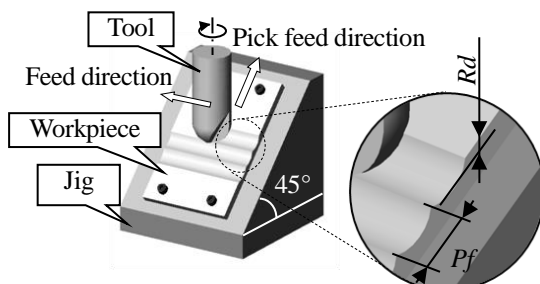


Fig.1 Schematic illustration of cutting method.

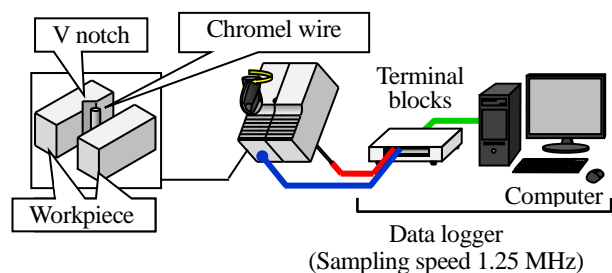


Fig.2 Composition which measures cutting temperature.

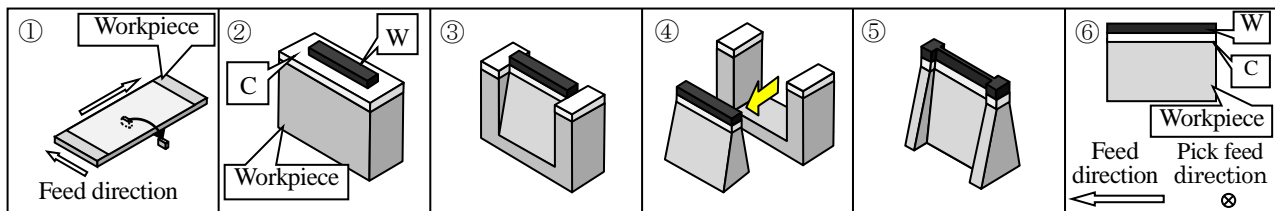


Fig.3 Schematic illustration of preparation of specimen and observation of TEM.

として、一刀当りの送り量( $S_z$ ):  $6\mu\text{m/tooth}$ , 切り込み深さ( $R_d$ ):  $50\mu\text{m}$ , ピックフィード( $P_f$ ):  $30\mu\text{m}$ , 切削方式は下向き湿式切削でピックフィードは上向きとした(図 1 参照). 加工変質層の評価については切削温度の変化を調べるため、切削速度( $V$ )を 0.5, 1.0, 1.5, 2.5, 4.0, 16.0m/s と変化させた. 切削油剤は、20 倍希釈した水溶性クーラント(エマルジョンタイプ)を用い、工具すくい面側及び逃げ面側の二か所から切削部位へ  $0.5\text{MPa}$  の圧力で外部供給した. 工具寿命は、逃げ面摩耗幅( $VB$ )が  $20\mu\text{m}$  を超えた時、もしくは欠損に至った時と定義した. 加工表面粗さは、歯科用インプラントにおいて  $0.8\mu\text{mRz}$  を超えると細菌が繁殖しやすい環境となることが報告されている(Bolle et al, 1997)ことから  $0.8\mu\text{mRz}$  を閾値とした. 工具被膜の密着力測定は、荷重( $L$ ):  $3\sim 5\text{N}$ , 引掻き速度( $F$ ):  $0.2\text{mm/s}$  の条件で、先端半径( $SR$ ):  $25\mu\text{m}$  のダイヤモンド圧子を用いて行った. 図 2 は、切削温度測定装置の構成である. 被削材は  $15\times 10\times 2.5\text{mm}$  のものを二片用意し、一方に V 溝加工を施した後に直径  $0.1\text{mm}$  の絶縁被膜を施したクロメル線を挟み込んだ. これにより、切削時にクロメル線とチタニウム合金の切削面を接着させることで短絡させ、接触点を高温接点とするクロメル-チタニウム合金熱電対が形成される手法を用いた. 測定値は熱電対より電圧で出力され、出力された電圧値は A/D ボードを介し、パソコン用解析ソフトで収集及び処理を行った. また、事前にクロメル-チタニウム合金熱電対の較正式を求め、切削時の熱起電力( $E$ )を切削温度に換算し、工具逃げ面の平均温度( $\theta$ )とした. 図 3 は TEM 観察用薄膜試料の作成方法を示す. ①加工済みの被削材を小さく切断し試料として取り出し、②加工表面保護のためにカーボン及びタングステン被膜後、③FIB を用いてタングステンに沿って試料を薄くし、④薄膜部分のみを切り出す. その後、⑤ FIB を用いてさらに薄膜化を行い、⑥ピックフィード方向より観察を行った.

### 3. 工具被膜材種の違いが加工特性に及ぼす影響

本章では、工具被膜材種の違いが加工特性に及ぼす影響を明らかにし、工具被膜材種の選定を行う. 図 4 は各被膜工具の逃げ面摩耗幅と切削距離の関係を示す. TSN 被膜工具において、逃げ面摩耗幅は切削初期より大きな値を示し、切削距離  $0.5\text{km}$  で工具寿命に至った. 一方、初期摩耗の値が比較的小さく抑えられた DLC 被膜工具および ACSN 被膜工具はそれぞれ切削距離  $2.0\text{km}$  および  $5.0\text{km}$  まで工具寿命が延長された. 図 5 は TSN 被膜工具における切れ刃の摩耗状態について切削距離を追って示したものである. 切削距離  $25\text{m}$  において比較的大きな被膜剥離が認められ、切削距離  $100\text{m}$  においては逃げ面摩耗部下端に被膜剥離および凝着物(図中白破線)が認められる. さらに、切削距離  $500\text{m}$  において母材が大きく露出していることが分かる. 加えて、図の右側には切

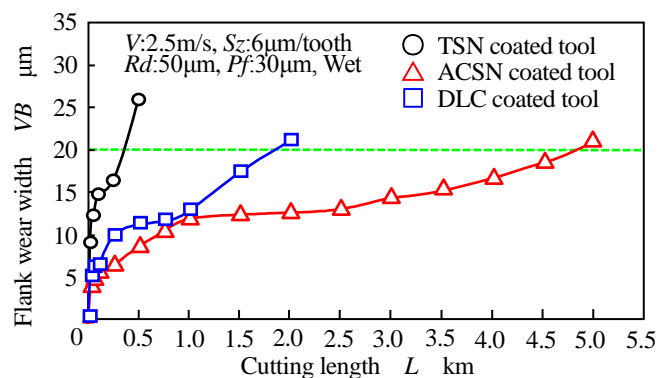


Fig.4 Relation between cutting length and flank wear width for each tools.



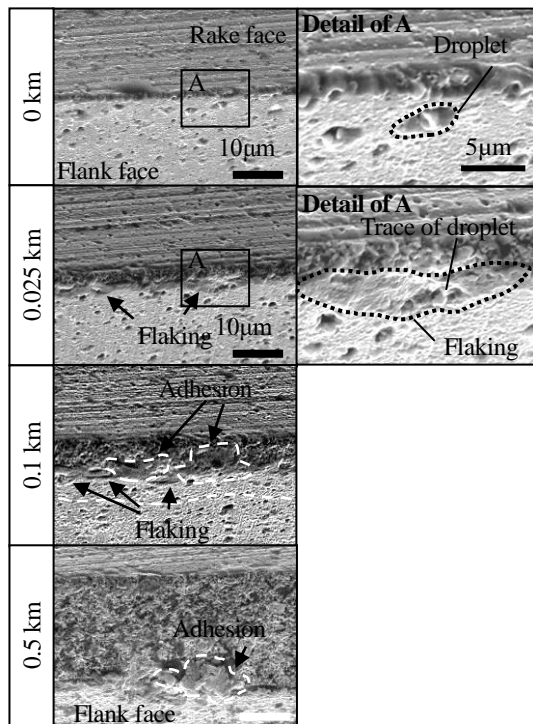


Fig.5 The cutting edge of TSN coated tool with increasing of cutting length.

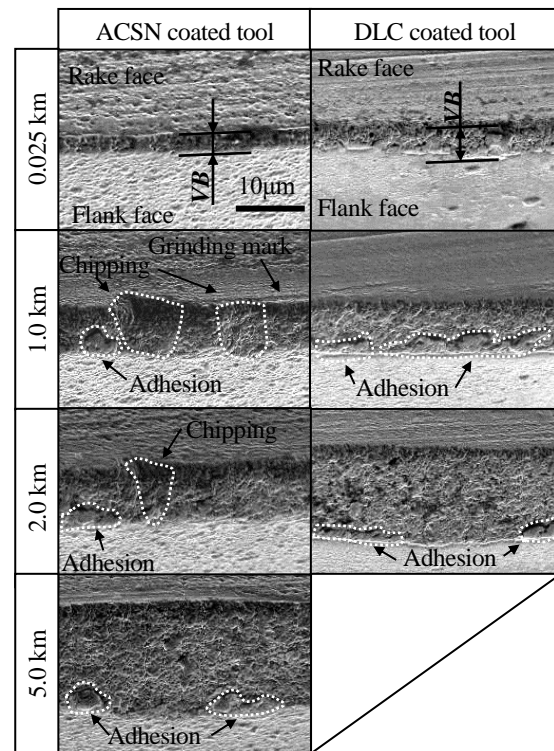


Fig.6 Comparison of the cutting edge of ACSN coated tool and DLC coated tool with increasing of cutting length.

削前および切削距離 25m における切れ刃の詳細を示す。切削前において切れ刃稜付近にドロップレットが認められるが、25m 切削後においては同箇所脱落痕と周囲に被膜剥離が認められる。したがって、TSN 被膜工具は切削初期からドロップレットの脱落などに伴い剥離が生じ、短い切削距離で母材の露出が大きくなることから、露出部に凝着物の生成と脱落が繰り返されて摩耗が進行すると推察される。図 6 は ACSN 被膜工具と DLC 被膜工具における工具摩耗状態について切削距離を追って比較したものである。ACSN 被膜工具は、切削初期から被膜剥離などを伴わない摩耗形態を示していることに加え、凝着物は僅かに認められる程度である。また、切削距離 1.0km において認められるチッピングが切削距離 2.0km においてはほとんど認められなくなっており、漸進的摩耗により刃先が研がれていることが明らかである。一方、DLC 被膜工具は切削初期において摩耗部下端に微小な被膜剥離を生じており、切削距離 1.0km においては摩耗部下端に凝着物が認められ、母材が露呈していることが明らかである。

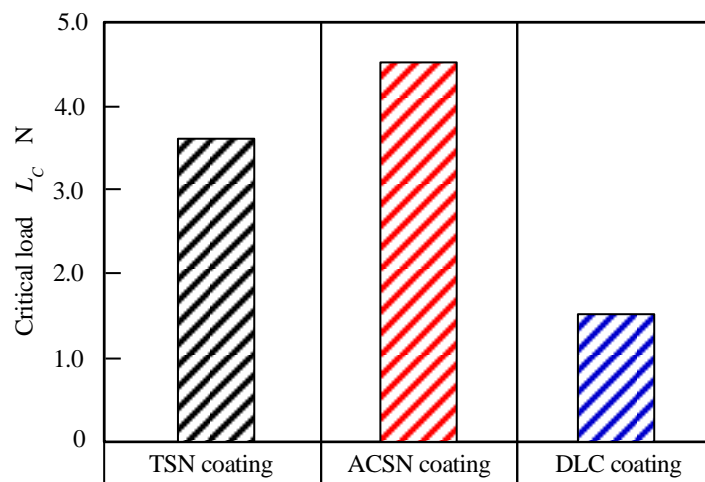


Fig.7 Comparison of critical load for each coating.

図7は各被膜材種における母材露出までの臨界荷重の比較を示す。TSN被膜は3.6N、ACSN被膜は4.7N、DLC被膜は1.7Nとなり、ACSN被膜工具が最も密着強度が高い結果を示している。しかし、TSN被膜とDLC被膜においては寿命試験における工具寿命の順位と密着強度の順位は異なる結果を示した。そこで、スクラッチ後の被膜観察を試みた。図8は荷重3.6NにおけるTSN被膜とACSN被膜のスクラッチ痕および荷重4.7NにおけるACSN被膜のスクラッチ痕を示す。荷重3.6NにおけるTSN被膜は、クラッチ痕両端に被膜剥離が生じ、被膜剥離部から亀裂が伝播している。一方、同一荷重におけるACSN被膜では被膜剥離は認められない。また、荷重4.7Nにおいてはスクラッチ痕のサイドに小さな剥離が観察されACSN被膜は漉き取られスクラッチ痕全体に母材が露出している。一方、図9はDLC被膜における荷重の増加に伴うスクラッチ痕の変化を示す。荷重0.8Nまでは被膜の損傷は確認できないが、荷重を増加させた1.3Nではスクラッチ痕両端に被膜剥離が確認できる。しかし、母材の露出は確認できず、層間剥離であると考えられる。臨界荷重である1.7NではACSN被膜同様スクラッチ痕全体で母材の露出が生じている。以上の結果より、TSN被膜工具は密着強度が低く、被膜剥離が大きく生じる破壊形態となることで工具寿命が最も短命となったと考えられる。DLC被膜工具は、密着強度は低いものの層間剥離を繰り返しながら損傷していくことで剥離による損傷が小さく、TSN被膜工具に比べ工具寿命が延長されたと考えられる。しかし、層間剥離が繰り返されることに加えて膜厚が薄いため膜の消耗が激しくなり、切削距離1km付近から摩耗の急増を招いたものと考えられる。一方、ACSN被膜は他の膜に比べて被膜剥離が生じず、漸進的に膜が消耗しながら損耗したため工具寿命が最も延長されたと考えられる。以上より、工具寿命には密着強度よりも被膜の破壊形態や規模が支配的であり、耐摩耗性の観点ではACSN被膜工具が有用であることを明らかにした。

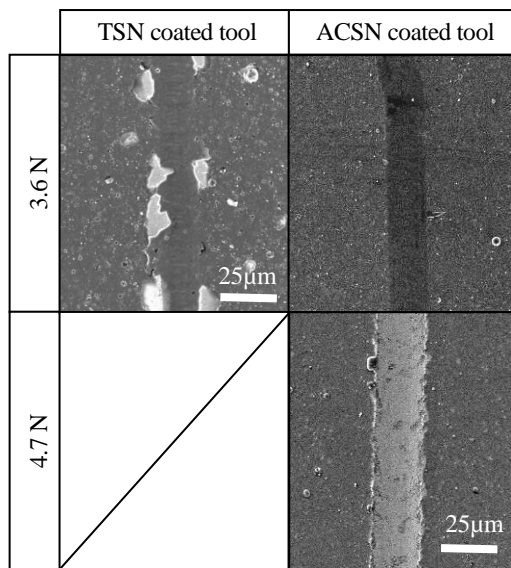


Fig.8 Comparison of scratch mark when the critical load for TSN coated tool and ACSN coating.

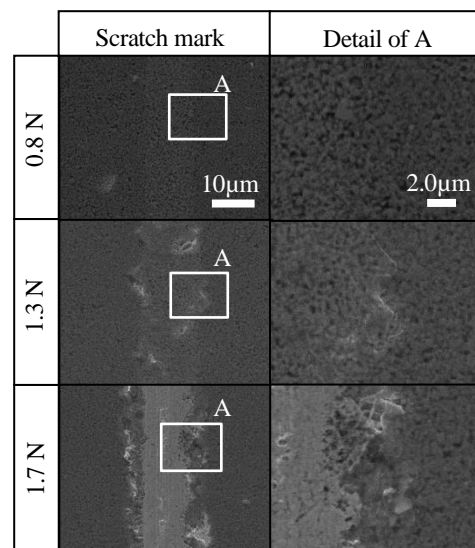


Fig.9 Comparison of scratch mark at each load in DLC coating.

図10は各被膜材種における切削距離の増加に伴う加工表面の最大高さ粗さの変化を示す。TSN被膜工具は切削初期から被膜剥離を伴う摩耗形態を示すことから、値が高くばらつきも大きい。また、ACSN被膜工具では切削初期において値が高くばらついているが、切削距離の増加に伴って値が低くなっている。一方、DLC被膜工具は切削初期から安定して表面粗さが $0.8\mu\text{m}$ を下回っていることが明らかである。図11はACSN被膜工具とDLC被膜工具の切削距離25mにおける加工表面を示す。加工表面はACSN被膜工具において押しならした部分が認められるが、DLC被膜工具の場合はこれらの現象は認められず良好な加工表面となっている。図12はACSN被膜工具とDLC被膜工具における切れ刃初期状態の比較を示す。ACSN被膜工具はドロップレットや刃先稜の僅かな丸みが認められるのに対し、DLC被膜工具は良好な表面状態であると同時に鋭利な切れ刃を有していることが明らかである。以上より、切削初期のACSN被膜工具はDLC被膜工具に比べ工具切れ刃状態が劣っていたため、

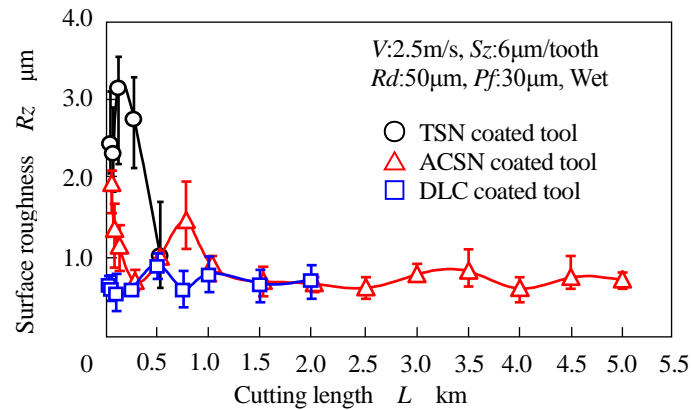


Fig.10 Relation between cutting length and surface roughness with each tool.

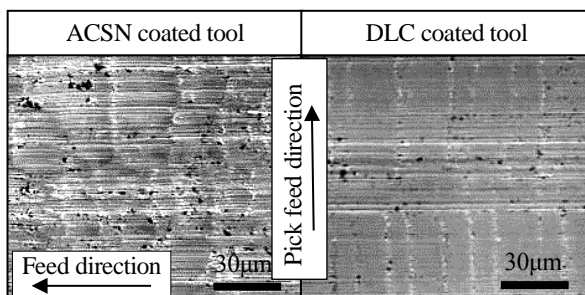


Fig.11 Comparison of machined surface with ACSN coated tool and DLC coated tool on cutting length 25m.

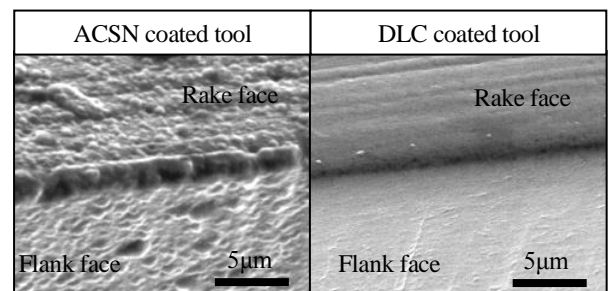


Fig.12 Comparison of machined surface with ACSN coated tool and DLC coated tool on cutting length 25m.

表面粗さが粗くなったと考えられる。しかし、前述したように、ACSN 被膜工具は切削距離の進行に伴って刃先が研がれるように摩耗が進行することにより、加工表面が改善される結果となったものと考えられる。以上より、工具初期状態の改善が必要であるものの、耐摩耗性に加えて加工表面粗さの観点においても ACSN 被膜工具が有用であると明らかにした。

#### 4. 切削温度及び切削抵抗が加工変質層に及ぼす影響

製品の成形において本合金の特性を保持するためには、切削加工時の切削温度や切削抵抗が被削材内部に及ぼす影響を明らかにする必要がある。このため、TEM を用いて加工表面直下の組織の変化を観察し、加工変質層厚さを評価した。図 13 は前出図 3 で示した手法で制作した薄膜試料の観察位置と TEM 像の概略図を示し、図 14 は代表的な切削速度 1.5m/s における TEM 像と電子線回折パターンを示す。TEM 像からは加工表面から破線までの範囲において斑模様の様相となっていることが確認できる。また、電子線回折パターンからは①領域では六角形の電子線回折パターンを示しているのに対し、②~⑥領域においてはひし型の電子線回折パターンを示していることが明らかである。この②~⑥領域における電子線回折パターンは、加工前の被削材を電子線回折した際に得られるパターンと同様のもの(Kitamura et al., 2014)であることから、①領域において合金組織が変化しているこ

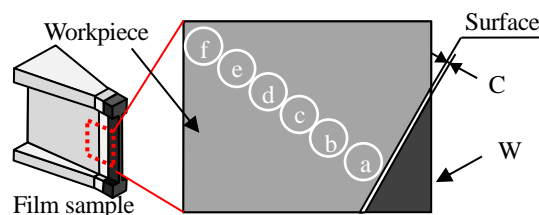


Fig.13 Schematic illustration of TEM images of the thin film sample.



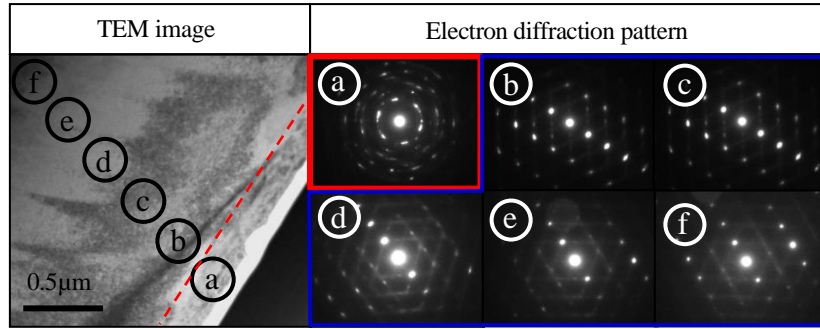
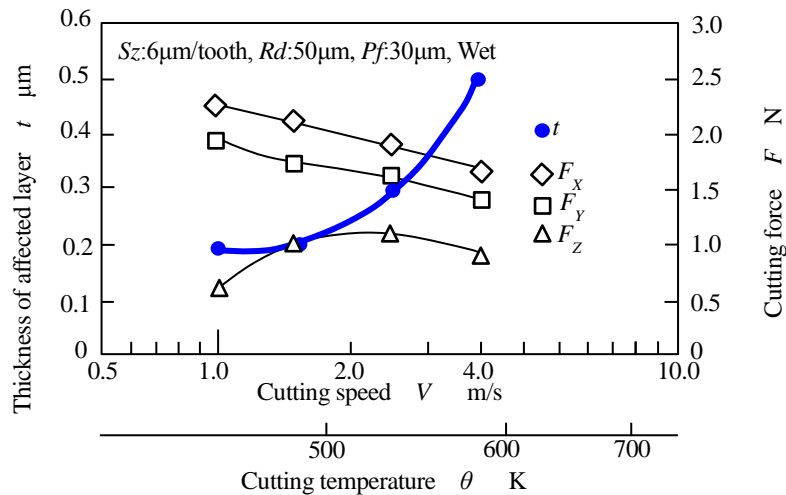
Fig.14 TEM observation of cross section of machined surface at  $V = 1.0\text{m/s}$ .

Fig.15 Relationship between cutting speed and thickness of affected layer, cutting force and cutting temperature.

とが明らかである。以上の結果より、TEM 像と電子線回折パターンの変化から切削速度  $1.5\text{m/s}$  における加工変質層厚さは約  $0.2\mu\text{m}$  であると考えられる。図 15 は同様の方法で、各切削速度域における加工変質層厚さを評価し、その際の切削温度及び切削抵抗の測定結果を併記したものである。図より、切削速度の増加に伴い、加工変質層厚さは増加傾向を示していることが明らかである。また、切削温度は加工変質層厚さと同様に上昇傾向を示しているのに対し、切削抵抗は減少傾向を示しており、その大きさも小さいことが明らかである。そのため、加工変質層は切削温度の影響を受けやすいことが示唆される。前述の結果を踏まえ、切削温度、切削抵抗をそれぞれ著しく大きくし、その際の加工変質層厚さを評価することで、加工変質層の生成に支配的な因子の検証を行った。切削温度の影響については、切削速度  $16\text{m/s}$  とした高速条件 (A 条件とする) で加工した際の被削材断面を観察することで検証した。A 条件における切削温度を測定したところ約  $900\text{K}$  となり、いずれの切削速度と比べても著しく高温となっていることが明らかである。図 16 は A 条件における被削材断面の TEM 観察結果を示す。

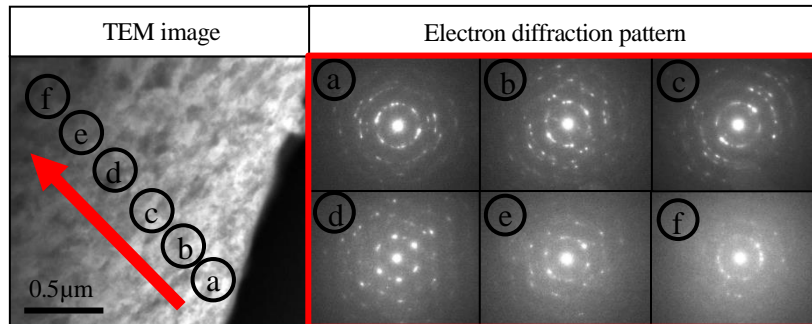


Fig.16 TEM observation of cross section of machined surface under A condition.

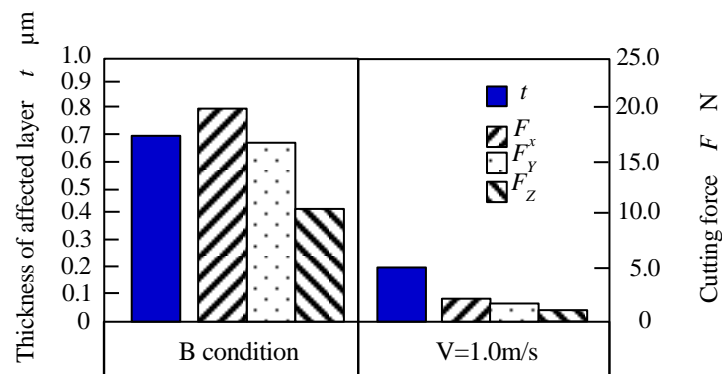


Fig.17 Comparison of thickness of affected layer and cutting force between B condition and  $V = 1.0\text{m/s}$ ..

TEM 像からは視野全体が斑模様の様相を示していることが確認できる。また、電子線回折結果からは、すべての領域において、六角形の電子線回折パターンを示しており、加工前に得られる電子線回折パターンと異なっている。以上の結果から、高速条件においては  $2.5\mu\text{m}$  以上の加工変質層が生成されていると考えられる。静的加熱実験における本被削材の変態点は  $1000\text{K}$  である (Geetha et al., 2004) ことから、A 条件においては平均切削温度が変態点付近まで上昇することにより、加工変質層厚さが増大したと考えられる。次に切削抵抗の影響については、切削温度の影響を極力抑えるために切削温度の低い切削速度  $0.5\text{m/s}$  条件を用い、一刃当たりの送り量:  $50\mu\text{m/tooth}$ , 切込み深さ:  $200\mu\text{m}$ , ピックフィード:  $100\mu\text{m}$  と大きくした高負荷環境 (B 条件とする) における被削材断面を観察することで検証した。図 17 は B 条件と、最も切削抵抗の大きかった切削速度  $1.0\text{m/s}$  における加工変質層厚さ及び切削抵抗の比較を示す。B 条件における切削抵抗は、切削速度  $1.0\text{m/s}$  と比較して 10 倍以上となっている。また、この際の加工変質層厚さを同様に観察すると、B 条件における加工変質層厚さは  $0.7\mu\text{m}$  であった。B 条件における加工変質層厚さは、切削抵抗の増大により厚くなっているものの、切削温度が著しく高い A 条件における加工変質層厚さが著しく増大する。以上の結果から、加工変質層には切削抵抗より切削温度の影響が支配的であることが明らかとなった。また、加工変質層を評価した中でも、切削速度  $4.0\text{m/s}$  までは加工変質層厚さを小さく抑制できていることが確認できる。

## 5. 最適切削条件の選定

以上の結果を踏まえ、加工変質層厚さを小さく抑えながら高能率化の図れる最適切削条件について検討した。基準とした切削条件は加工変質層厚さが比較的小さくなった切削温度  $530\text{K}$  となる条件① (図 4 で使用した条件: 切削速度( $V$ )  $2.5\text{m/s}$ , 一刃当たりの送り( $S_z$ )  $6\mu\text{m/tooth}$ , 切込み量( $R_d$ )  $50\mu\text{m}$ , ピックフィード ( $P_f$ )  $30\mu\text{m}$ ) である。高能率化を図れる条件を選定するため、切削速度( $V$ ):  $1.5, 2.5\text{m/s}$ , 一刃当たりの送り( $S_z$ )  $4.2, 6.0, 9.0, 12\mu\text{m/tooth}$ , 切込み量( $R_d$ )  $25, 50\mu\text{m}$  の範囲で変化させ、各条件における切削温度を調べた。図 18 は各切削条件における切削温度の測定結果を示す。切削温度は、一刃当たりの送り量、切込み深さが小さくなるほど減少する傾向を示していることが明らかである。また、両切削速度において、切込み深さを減少させた際の切削温度は約  $60\text{K}$  程度減少しており、同様の減少量を示す。これらの切削温度の変化は、一刃当たりの送り量や切込み深さが減少することにより、切り取り厚みが減少したためであると考えられる。しかし、一刃当たりの送り量、切込み深さ共に最も小さくした、( $S_z$ ):  $4.2\mu\text{m/tooth}$ , ( $R_d$ ):  $25\mu\text{m}$  の条件においては、全体の傾向と異なり切削温度が上昇している。これは切り取り厚みが極端に減少した結果、切れ刃先端の丸み部分で加工が行われる状態となり、せん断角の減少に伴いせん断面積が増加したためであると考えられる。切削温度が最も低減できる条件②は ( $V$ ):  $1.5\text{m/s}$ , ( $S_z$ ):  $6.0\mu\text{m/tooth}$ , 切込み深さ( $R_d$ ):  $25\mu\text{m}$  であることが明らかである。しかし、この条件では送り速度  $F$  を減少させ



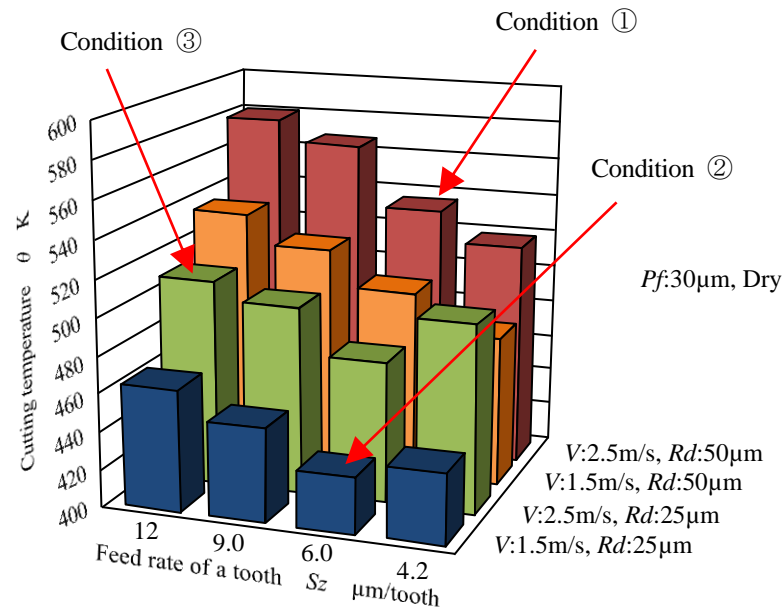


Fig.18 Comparison of cutting temperature for each cutting condition.

る( $F: 348\text{mm/min}$ )こととなり、加工変質層は小さく抑えることが可能であるが低能率で加工となる。一方、切削速度( $V: 2.5\text{ m/s}$ 、一刃当たりの送り量( $S_z$ ):  $12\text{ }\mu\text{m/tooth}$ 、( $Rd$ ):  $25\text{ }\mu\text{m}$ の条件③に着目すると、基準としている切削条件①に比べ、切削温度は約  $30\text{ K}$  減少しており、加工変質層厚さを切削速度  $1.5\text{ m/s}$  と同程度に抑制できると考えられる。また、本条件における送り速度は  $1176\text{ mm/min}$  となるため、切削速度  $2.5\text{ m/s}$  条件の2倍の高能率化が実現できる。さらに、これは前述した  $4.0\text{ m/s}$  条件 (図 15 参照) を上回る能率が確保できることとなる。これにより、加工変質層を抑制しつつ、最終仕上げ工程における高能率加工が可能となる。以上の結果より、検証した切削条件のなかで、切削速度:  $2.5\text{ m/s}$ 、一刃当たりの送り量:  $12\text{ }\mu\text{m/tooth}$ 、切込み深さ:  $25\text{ }\mu\text{m}$ 、ピックフィード:  $30\text{ }\mu\text{m}$  が加工変質層の低減と高能率化の両立を可能とする最適切削条件であると考えられる。

## 6. 結 言

- (1) TSN 被膜工具は切削初期より被膜剥離を伴って摩耗が進行するため工具寿命が切削距離  $0.5\text{ km}$  と短い。
- (2) 漸進的な摩耗形態を示した DLC 被膜工具および ACSN 被膜工具は、それぞれ切削距離  $2.0\text{ km}$  および  $5.0\text{ km}$  まで寿命が延長された。
- (3) ACSN 被膜工具は他の2つの被膜工具よりも、大きな剥離が生じにくい摩耗形態であるため最も長寿命を示した。
- (4) ACSN 被膜工具は切れ刃稜線の被膜の丸みが切削初期の加工表面を悪くする傾向を示すものの、切削距離の増加に伴う漸進的摩耗により切れ刃稜が鋭利化し良好な加工表面が得られている。
- (5) 加工変質層厚さは切削速度の増加に伴って厚くなる傾向を示すが、切削速度  $4.0\text{ m/s}$  までの条件では  $0.5\text{ }\mu\text{m}$  以下と非常に薄く抑えられる。
- (6) 加工変質層の形成は切削抵抗に比べ切削温度の影響が極めて大きく、支配的である。
- (7) 切削温度は切り取り厚みに依存し、一刃当たりの送り量、切込み深さを最適化することにより減少させることで減少させることが可能であり、切削速度:  $2.5\text{ m/s}$ 、一刃当たりの送り量:  $12\text{ }\mu\text{m/tooth}$ 、切込み深さ:  $25\text{ }\mu\text{m}$ 、ピックフィード:  $30\text{ }\mu\text{m}$  が加工変質層の抑制と能率の向上を両立する適切な切削条件であることを明らかにした。

## 謝 辞

本研究の一部は文部科学省科学研究費補助金（基盤研究(c)：26420062）と公益財団法人大澤科学技術振興財団の研究助成(平成 27 年度)を受けて行われたものであることを付記し、ここに深く謝意を表す。

## 文 献

- Arrazola, P.J., Garay, A., M.Iriarte, L., Armendia, M., Marya, S. and Maitre, F.L., Machinability of titanium alloys (Ti6Al4V and Ti555.3), *Jornal of Materials Processing Technology*, Vol.209, No.5 (2009), pp.2223-2230.
- Bolle, C.M.L., Lambrechts, P. and Quirynen, M., Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention : A review of the literature, *Dental Materials*, Vol.13, No.4 (1997), pp.258-269.
- Geetha, M., Kamachi, U., Gohia, A.K., Ashokamani, R. and Raj, B., Influence of microstructure and alloying elements on corrosion behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy, *Corrosion Science*, Vol.46 (2004), pp.877-892.
- Gordon, D.M., Ion, R., Vasilescu, C., Drob, S.I., Cimpean, A. and Gloriant, T., Potentiality of the “Gum Metal” titanium-based alloy for biomedical applications, *Material Science and Engineering C*, Vol.44 (2014), 362-370.
- 廣崎憲一, 新谷一博, 兼氏歩, 生体用チタニウム合金の高速切削加工に関する研究-バインダレス cBN 工具の工具摩耗形態と摩耗機構-, *精密工学会誌*, Vol.72, No.2 (2006) pp.219-223.
- Kitamura, A., Kato, H., Ikenaga, N., Sakai, H. and Kohata, S., Influence of cutting conditions on surface integrity in milling for super-elasto-plastic titanium alloy using small ball end mill tool, *The 15th International Conference on Precision Engineering* (2014).
- Niinomi, M., Hattori, T., Morikawa, K. and Kasuga, T., Development of low rigidity  $\beta$ -type titanium alloy for biomedical applications, *Materials Transactions*, Vol.43, No.12 (2002), 2970-2977.
- 小田豊, チタン歯科応用の最前線, *歯科学報*, Vol.114, No.3 (2014), pp.187-197.
- Qian, L., Todo, M., Matsushita, K. and Koyano, Y., Finite element analysis of bone resorption around dental implant, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol.4, No.3 (2009), pp.365-376.
- Saito, T., Furuta, T., Hwang, J., Kuramoto, S., Nishino, K., Suzuki, N., Iwamoto, C., Ikuhara, Y. and Sakuma, T., Multifunctional alloys obtained via a dislocation-free plastic deformation mechanism, *Science*, Vol.300, No.5618 (2003), pp.464-467.
- 臼杵年, 鳴瀧則彦, 山根八洲男, Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr の旋削加工, *精密工学会誌*, Vol.61, No.7 (1995), pp.1001-1005.
- Zijin, C., Yong, L., Hong, W., Weidong, Z., Wei, G., Huiping, T. and Nan, L., Microstructures and wear properties of surface treated Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.35O alloy by electron beam melting (EBM), *Applied Surface Science*, Vol.357 (2015), 2347-2354.

## References

- Arrazola, P.J., Garay, A., M.Iriarte, L., Armendia, M., Marya, S. and Maitre, F.L., Machinability of titanium alloys (Ti6Al4V and Ti555.3), *Jornal of Materials Processing Technology*, Vol.209, No.5 (2009), pp.2223-2230.
- Bolle, C.M.L., Lambrechts, P. and Quirynen, M., Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention : A review of the literature, *Dental Materials*, Vol.13, No.4 (1997), pp.258-269.
- Geetha, M., Kamachi, U., Gohia, A. K., Ashokamani, R. and Raj, B., Influence of microstructure and alloying elements on corrosion behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy, *Corrosion Science*, Vol.46 (2004), pp.877-892.
- Gordon, D.M., Ion, R., Vasilescu, C., Drob, S.I., Cimpean, A. and Gloriant, T., Potentiality of the “Gum Metal” titanium-based alloy for biomedical applications, *Material Science and Engineering C*, Vol.44 (2014), 362-370.
- Hirosaki, K., Shintani, K. and Kaneuji, A., Study on high speed cutting of bio-titanium alloy: Tool wear pattern and mechanism of binder-less PcBN tool, *Journal of Japan Society for Precision Engineering*, Vol.72, No.2 (2006) pp.219-223 (in Japanese).
- Kitamura, A., Kato, H., Ikenaga, N., Sakai, H. and Kohata, S., Influence of cutting conditions on surface integrity in milling for super-elasto-plastic titanium alloy using small ball end mill tool, *The 15th International Conference on Precision Engineering* (2014).

- Niinomi, M., Hattori, T., Morikawa, K. and Kasuga, T., Development of low rigidity  $\beta$ -type titanium alloy for biomedical applications, *Materials Transactions*, Vol.43, No.12 (2002), 2970~2977.
- Oda, Y., Forefront of dental application of titanium, *Journal of the Tokyo Dental College Society*, Vol.114, No.3 (2014), pp.187-197 (in Japanese).
- Qian, L., Todo, M., Matsushita, K. and Koyano, Y., Finite Element analysis of bone resorption around dental implant, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol.4, No.3 (2009), pp.365-376.
- Saito, T., Furuta, T., Hwang, J., Kuramoto, S., Nishino, K., Suzuki, N., Iwamoto, C., Ikuhara, Y. and Sakuma, T., Multifunctional alloys obtained via a dislocation-free plastic deformation mechanism, *Science*, Vol.300, No.5618 (2003), pp.464-467.
- Usuki, H., Narutaki, N. and Yamane, Y., A study on turning of Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr, *Journal of Japan Society for Precision Engineering*, Vol.61, No.7 (1995), pp.1001-1005 (in Japanese).
- Zijin, C., Yong, L., Hong, W., Weidong, Z., Wei, G., Huiping, T. and Nan, L., Microstructures and wear properties of surface treated Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.35O alloy by electron beam melting (EBM), *Applied Surface Science*, Vol.357 (2015), 2347-2354.