医療用チタニウム合金の ミーリング加工

Milling of Medical Titanium Alloy/Hideharu KATO

金沢工業大学 加藤秀治

1. はじめに

チタニウム合金は比強度が高く、耐食性に優れた材料であり、金属組織の状態によって大きく α 型合金、 $\alpha+\beta$ 型合金、 β 型合金に分類される。 $\alpha+\beta$ 型合金や β 型合金は、容体化処理や時効処理によって機械的強度を向上させることが可能であることから、多くの工業用分野で使用されている¹⁾。特に航空機産業においては軽量化が進められており、高強度が求められる骨材やジョイントなどの構造体が比強度の高いチタニウム合金に置き換えられている²⁾。さらに、機体重量の50%近くがCFRP（炭素繊維強化プラスチック）となる民間機においては、CFRP材を締結する部位における電位差腐食の防止や温度変化にともなうひずみの抑制を図るため、CFRPの熱膨張係数に近い特性を有するチタニウム合金が多用されている³⁾。一方、チタニウム合金は上述した優れた特性に加え、チタンの活性に関連した強固な酸化膜（不働態膜）の形成が金属イオンの溶出を抑制する働きがある。このため、生体適合性に優れた特性を兼ね備えており、安全性が重要となる体内に挿入するインプラント材料として有効な材料としても知られている⁴⁾。しかしながら、チタニウム合金材料は熱伝導率が低いことや工具との反応性が高いことから、切削時の温度が蓄積しやすく工具ダメージが大きくなる。このため、高能率加工が難しい難削材料として位置づけられている。

本稿では、チタニウム合金の基礎的な加工特性と特に医療用チタニウム合金のミーリング加工を取り上げ、高能率加工の実現を目指した取り組みを紹介する。

表1 生体チタニウム材料と外科用インプラント材料（JIS）

構造	チタン材料	JIS
α 型	CP-Ti	T 7401-1 1種 ELI, 1種~4種
	Ti-6Al-4V	T 7401-2
$\alpha+\beta$ 型	Ti-6Al-4V ELI	
	Ti-6Al-2Nb-1Ta	T 7401-3
	Ti-15Zr-4Nb-4Ta	T 7401-4
	Ti-6Al-7Nb	T 7401-5
	Ti-3Al-2.5V	
Near β 型	Ti-13Nb-13Zr	
β 型	Ti-15Mo-5Zr-3Al	T 7401-6
	Ti-12Mo-6Zr-2Fe	
	Ti-15MoT7401-1	

CP-Ti：工業用純チタン ELI：Extra low interstitial

2. チタニウム合金材料の種類と基本的加工特性

表1は生体チタニウム合金材料を示している。これらの材料も金属組織的には三つに大別されている。JIS規格では2002年に外科用インプラント材料⁵⁾として6種類（JIS T 7401-1~6：2002）が制定されている。また、このほかにも、人工骨として使用する場合には人骨とチタニウム合金の弾性率の差が原因となる応力遮蔽による骨の緩みが問題となるため、 β 合金をベースとした低弾性率の生体

図1 チタニウム合金の切削速度と切削抵抗の関係⁷⁾

図2 チタニウム合金の切削速度と切削温度の関係⁷⁾

図3 二次元切削モデルと切削温度の要因

チタニウム材料の開発も行われている⁶⁾。

図1、図2は工業用途や医療用途に多用されているチタニウム合金材料 (Ti-6Al-4V) と構造用炭素鋼 (S45C) を超硬合金工具で加工した場合の切削速度に対する切削抵抗と切削温度の関係を鳴瀧らがまとめた結果である⁷⁾。切削抵抗においてはチタニウム合金材料に比べ、構造用炭素鋼の切削抵抗が高く、切削力の観点ではチタニウム合金は決して加工しにくい材料とはいえない。しかし、両材料の切削温度については約 200℃の違いが認められ、チタニウム合金の切削温度の上昇が加工を難しくしている。このため、切削温度をいかに抑制するかが、チタニウム合金の加工におけるポイントとなる。図3に示す切削機構を単純化した二次元切削モデルにおいては、①せん断面での発熱、②すくい面での切りくずと工具の摩擦、そして③加工面と逃げ面の摩擦が熱源となる。特に①せん断面での発熱 (せん断面積) の大きさが主要因であり、次いで②すくい面上の摩擦が切削温度に関与する。したがって、切削温度の抑制には切込み量、せん断角、工具すくい角を小さくすることや、すくい面摩擦係数を小さくすることが必要である。また、チタニウム合金の熱伝導率の悪さから生じる切削温度の蓄積を抑制するためには、使用する工具側からも熱を逃がす工夫が必要であり、熱伝導率の良い工具材料を選定することも重要である。

3. 医療用チタニウム合金のミーリング加工

3.1 湿式環境におけるミーリング加工

次に、表1に示す医療用チタニウム合金の中で代表的なバナジウムフリーチタニウム合金の Ti-6Al-2Nb-1Ta 合金 (JIS T 7401-3) を用いてミーリング加工の高能率化に取り組んだ内容を紹介⁸⁾する。前述したように、チタニウム合金の加工には切削時の発熱を抑える観点から熱伝導率 (400 W/m·K) や曲げ強度 (1.6 GPa) に優れたバインダレス cBN 工具⁹⁾を用いた。切削条件は表2に示す薄い切りくずを生成可能な条件とし、工具軸に対して加工面が

表2 切削条件

切削速度 V (m/s)	1.0, 3.0, 5.0, 8.3, 15.0
切込み量 d (mm)	0.2
ピックフィード P_f (mm)	0.5
送り速度 S_z (mm/刃)	0.05
切削方向	ダウンカット

図4 ミーリング加工のセットアップ

図5 切削速度 8.3 m/s 条件における切削距離を追った切れ刃損傷の変化

45°の傾斜切削 (図4参照) を行った。切削油剤は30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、5 MPa の圧力でホルダー内部を通過させ、すくい面側から切削部位に供給した。

図5は切削速度 8.3 m/s 条件における切削距離の増加にともなう工具損傷状態を示したものであるが、工具逃げ面摩耗幅は 10 μm 程度生じるレベルで、切削距離の増加にともない著しい進行は確認されず切れ刃すくい面にマイクロチップング (図中矢印で示す) が発生し、切削距離の増加とともにその数が増加していく傾向を示す。この損傷は切削速度を変化させても同様に観察されることから、図6

図6 各切削速度における切削距離と工具損傷率の関係

図8 切削剤供給方式の違いによる工具損傷速度の比較

図7 加工条件の違いによる切削温度の比較

に示すように工具損傷率 R_d (有効切れ刃に対するチップの長さの割合) は切削距離に比例的に増加し、切削速度の増加にともない大きくなる傾向を示した。図7は湿式加工におけるミーリング加工(断続加工)と旋削加工(連続加工)における切削温度を比較したものである(MQL給油ミーリング加工条件の温度も併記した)。ミーリング加工の切削温度は200~300℃程度も低くなる。これは、加工条件が軽切削条件であることと、高速断続切削加工においては切削加工時間が短いため、連続加工における定常状態の切削温度に到達する前の過渡的な状態で切削が終了し、切削温度が低くなった¹⁰⁾ことが考えられる。

加えて、ミーリング加工は断続切削であるため、旋削加工による連続切削とは異なり、切削時には工具切れ刃に切削熱が発生し、空転時にはクーラントにより急激に冷却され、これが繰り返されるのが特徴である。特に、高速切削の場合は、低速切削に比べ最高温度が高いだけでなく、加熱・冷却の周期が速いため、急激な温度変化を受け大きな熱衝撃が工具に及ぼされるものと考えられる。

3.2 MQL給油に切れ刃のチップング抑制

図8は工具への冷却性を抑え、潤滑性のみを付与する

図9 切削速度1.5 m/sにおける加工面直下のTEM像と電子線回折結果

目的でMQL給油条件下の効果を調べたものである。工具損傷速度 R_d rate は工具損傷率 R_d を切削距離で除したものと定義し、工具損傷のしやすさを示す指標としている。両方式においても切削速度(切削温度)の上昇とともに、工具損傷速度は速くなる傾向にある。しかし、同一速度条件下で湿式加工条件に比べてMQL給油条件では工具損傷速度が著しく抑えられることが明らかであり、切削速度15.0 m/sにおいても十分な性能が得られた。これは図7に併記したMQL条件の刃先温度からも刃先温度が低く、過剰な冷却が必要ないことを示している。

このように、医療用のチタニウム合金のミーリング加工の高能率化には材料強度が高く、熱伝導性能に優れたバインダレス cBN 工具を用いて、切削温度が拡散劣化摩耗の促進される温度に到達しない切削速度(温度)領域にある場合は積極的な工具冷却を行うよりも、熱衝撃の緩和のためには潤滑作用だけを目的とするMQL給油による加工が望ましい。

3.3 低弾性率の医療用チタニウム合金の加工

次に、人骨に近い低弾性率を有する β 型のチタニウム合金の加工を紹介する¹¹⁾。この材料は材料作製の最終製造工程において減面率90%以上の冷間強加工を施すことで、超弾塑性性能に加え1 GPa程度の高い引張強度と40~60 GPa程度の低い縦弾性係数を兼ね備えている(今回使用したものは60 GPa)¹²⁾。しかしながら、インプラント材料として優位な低弾性率特性は、温度環境が高温となる場合

図 10 切削速度と変質層厚みおよび切削抵抗の関係（横軸切削温度を併記）

図 11 A 条件（切削速度 16 m/s）における加工面直下の TEM 像と電子線回折結果

や大きな外力が加わる場合において、合金組織が変化することにより消失することが報告されており¹³⁾、切削加工時に特性が失われる、もしくは変質層として残存する可能性がある。なお、本実験ではコーテッド超硬ボールエンドミル ($\phi 1$ mm) を用いて 45° 斜面の微細加工を行った。

図 9 の切削速度 1.5 m/s における加工表面直下の TEM 観察結果からは、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形の電子線回折パターンを示している。この②～⑥領域における電子線回折パターンは、事前に調査した加工前の被削材の電子線回折パターンと同様であることから、①領域においては合金組織が変化していることを示している。TEM 像と電子線回折パターンの変化から切削速度 1.5 m/s における加工変質層厚さは約 0.2 μm であると考えられる。図 10 は同様の方法により、各切削速度域における加工変質層厚さを評価し、その際の切削温度および切削抵抗の測定結果を併記したものである。切削速度の増加にともない、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すのに対し、切削抵抗は減少傾向となる。また、その大きさも小さいことが明らかである。また、切削温度が約 900 K となる切削速度 16 m/s の高速条件においては、図 11 に

示す TEM 像からは視野全体がまだら模様となることが確認でき、電子線回折からは、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す。視野範囲のすべてが加工変質していることが明らかであり、2.5 μm 以上の加工変質層が生成されていると考えられる。本被削材の変態点が 1000 K¹⁴⁾であることを考え合わせると加工変質層厚さが一気に増大することが明らかである。以上のことから、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。

4. おわりに

本稿では、チタニウム合金材料の基礎的加工特性を紹介し、特にインプラント材料として使用される医療用チタニウム合金の高効率加工について、熱伝導率や強度特性に優れるバインダレス cBN 工具を用いたミーリング加工と低弾性率を有するチタニウム合金のミーリング加工を例に挙げ解説した。チタニウム合金の切削加工には切削温度が工具損傷や加工表面品位に対して極めて大きな影響を及ぼすが、せん断面積を小さくする工夫により能率的な加工が可能であることを報告した。本稿の内容がチタニウム合金などの難削材料の高効率化や高精度化の一助となれば幸いである。

参考文献

- 岸輝雄（監修）：チタンテクニカルガイド基礎から実務まで、（株）内田老鶴園、（1993）；新家光雄：チタンの基礎・加工と最新応用技術、シーエムシー出版、（2009）212-225.
- 稲垣育宏、武智勉、臼井善久、有安望：航空機用チタンの適用状況と今後の課題、新日鉄住金技術報、**396**（2013）23-28.
- 出井裕：次世代航空機に求められる材料と製造技術、精密工学会誌、**75**, 8（2008）937-940.
- 新家光雄：チタンの基礎・加工と最新応用技術、シーエムシー出版、（2009）212-225.
- JIS T 7401 1～6:2002：外科インプラント用チタン材料
- 黒田大介ほか：新しい生体用 β 型チタン合金の設計とその機械的特性および細胞毒性、鉄と鋼、**86**, 9（2000）602-609.
- 鳴瀧則彦：難削材の切削加工、日刊工業新聞社、（1989）85.
- 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、**72**, 2（2006）219-223.
- 角谷均、上坂伸哉：高純度 cBN 多結晶体の高压合成とその特徴、NEWDIAMOND、**15**, 4（2000）14-19.
- 白杵年、山根八洲男、鳴瀧則彦：高速連続切削時の工具摩耗と切削温度、精密工学会誌、**71**, 10（2005）1303-1308.
- 加藤秀治ほか：超弾塑性特性を有する β 型チタニウム合金のミー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）、日本機械学会論文集、**83**, 855（2017）17-00258.
- T. Saito et al.: Multifunctional alloys obtained via a dislocation—Free plastic deformation mechanism, Science, **300**（2003）464.
- Z. Chen et al.: Microstructures and wear properties of surface treated Ti-36Nb-2Ta-3Zr-0.35O alloy by electron beam melting (EBM), Applied Surface Science, **357**（2015）2347-2354.
- M. Geetha et al.: Influence of microstructure and alloying elements on corrosion behavior of Ti-13Nb-13Zr alloy, Corrosion Science, **46**（2004）877-892.