多孔質チタンの切削特性に関する研究

坂本　裕紀[1]・安部　隼人[2]

[1]機械工学科，[2]大分高専専攻科機械・環境システム工学専攻

チタンは軽量で生体との親和性も高く，近年では生体材料として用いることを目的とした多孔質チタンの研究が行われている．チタンおよび多孔質チタンが広く普及するためには，生産コストの大きさや加工技術の開発等，いくつかの課題を残している．チタンは難削材とされるが，多孔質チタンではより切削の難易度が増す．組織中に多数の孔が形成されるため，純チタンに比べると脆さが増すことが要因として挙げられる．現在，純チタンとチタン合金の切削特性の研究は進んできてはいるものの，多孔質チタンの研究は進んでいない．本研究では多孔質チタンの切削特性を解明するため，振動切削による切削試験を行った．さらに，振動切削によるねじ切り試験を行い，ねじ切りが与える多孔質チタンへの影響を考察した．その結果，振動切削は平均切削力が通常切削より低く，脆性の高い多孔質チタンの切削に期待が持てることが明らかになった．

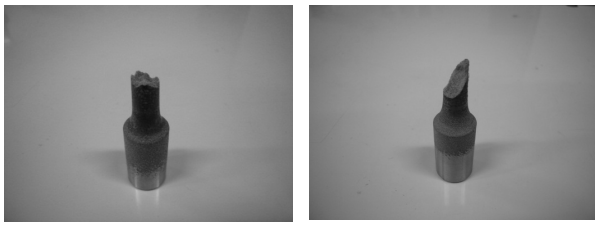
キーワード：多孔質チタン，切削特性，振動切削，ねじ切り

１．緒言

チタンは軽量で生体との親和性も高く，耐熱性・耐腐食性に優れた金属材料として，航空機・化学プラント・潜水艦と用途が多岐に渡る[1,2]．近年では，生体材料として用いることを目的とした多孔質チタンの研究が行われている．チタンの生体利用において，チタンを焼結して多孔体とすることで弾性係数を人骨に近づけ，気孔に体液が侵入して材料と強固に結合することが期待できる(人骨の弾性係数17~20Gpa,チタンの弾性係数105~110Gpa)[3]．すなわち，人骨に近い生体材料として多孔質チタンはインプラントを代表とする骨補填材料として非常に有用である．しかし，チタンは加工難度が高い難削材である．そのため，チタンおよび多孔質チタンが広く普及するためには，生産コストの大きさや加工技術の開発等，いくつかの課題を残している．

チタンは切削時に大きな発熱を伴い，そのため工具刃先に切削物が付着し合金層を生成する．合金層中の金属間化合物は硬くて脆いため[4]，容易に剥離して工具形状の変形を引き起こしてしまう．結果，切削表面が悪化し，工具寿命が短くなる．それ故に難削材とされるが，多孔質チタンでは更に切削の難易度が増す．これは，組織中に多数の孔が形成されるため，緻密体の純チタンに比べて脆さが増すことが要因として挙げられる．実際に，多孔質チタンの引張・圧縮における破壊形態はFig. 1に示すように，脆性材料の破壊形態と類似している．現在，純チタンとチタン合金の切削特性の研究は進んできてはいるものの，多孔質チタンに対する研究は進んでいない．多孔質チタンは生体材料分野での需要が増えてきており，多孔質チタン自体の需要も増えていくと予想される[5]．

本研究では，多孔質チタンの切削特性の解明のため，振動切削による切削試験を行った．各種切削条件における最適性を導き出し，さらに，振動切削によるねじ切り試験を行ってねじ切りが与える多孔質チタンへの影響や，ねじ切りバイトの工具摩耗等の観点から切削特性を考察した．振動切削は平均切削力が通常切削より低く，幾何学的面粗さが得られるという特徴を有し，脆性の高い多孔質チタンの切削に期待が持てる．そのため本研究では，多孔質チタンの切削特性を明らかにすることで，容易な生産を可能とし，多孔質チタンの製作にかかるコスト削減を図ることを目的とした．



(a)　(b)

Fig.1 SEM micrographs of the fracture surface tensile test (a), and compressive test (b).

２．実験方法

(1) 供試材および振動切削

供試材として多孔質チタンの丸棒(直径d=17mm，長さl=80mm)を使用した．この供試材は，粒径100～125 μmの球状純チタン粉末(TILOP，住友チタニウム，尼崎)を用い，SPSシンテックス製パルス通電焼結装置(SPS-3.20 MK-4)により焼結を行い製作した．焼結条件は，焼結温度570°C，昇温18分, 保持時間10分, 電流750A, 電圧2-3V, 真空度3-4Pa, そして加圧力は25MPaとし，熱の拡散を防ぐためカーボンフェルトをダイスに巻きつけ，温度は熱電対を用いて測定した．Fig. 2に，製作した多孔質チタン表面の走査型電子顕微鏡（SEM;Scanning Erectoron Microscope）写真を示す．表面には多孔質体の特徴である気孔が形成され，気孔率は約32 %である．なお，気孔率P[%]の算出については，見かけの密度を ρ [g/cm^3]とし，純チタンの密度4.53[g/cm^3]から次の式を用いた．

$$P = \left(1 - \frac{\rho}{4.53}\right) \times 100$$

切削は振動切削によって行った．振動切削が一般的な切削と異なる点は，切削力が連続的にかかるのではなく，断続的にかかるという点である．これにより，平均切削力が通常の切削に比べ大幅に小さくなるため，加工の難しい多孔質チタンの切削も可能であると期待される．本研究では，切り込み量とバイト刃先の二つの条件を変更し，切削に与える影響を検証した．回転数は270rpm，周波数は20 kHzで一定とする．回転数をあらかじめ設定する理由としては，振動切削そのものの性質による．一般に，振動切削における臨界切削速度V_cは，振動周波数f [Hz]，振動変位a [m]として以下の式で表される．

$$V_c < 2\pi \cdot f \cdot a$$

ここで切削速度V_cは，供試材の半径r[mm]，回転数n[rpm]より，

$$V_c = \frac{2\pi \cdot r \cdot n}{60}$$

であり，整理すると，

$$\frac{2\pi \cdot r \cdot n}{60} < 2\pi \cdot f \cdot a$$

すなわち，

$$n < \frac{60 f \cdot a}{r}$$

となる．供試材の半径r=8.5 [mm],f=20 [kHz],a=10 [μm]であるため，これらの数値を代入すると，n≒1400 [rpm]になる．なお，安全かつ不都合の生じない割合として20%をとり, n=270 [rpm]とした. 工具のノーズ半径はそれぞれ1, 5, 100, 1000 [μm]のものを使用し, 切込み量はそれぞれ0.05, 0.10，0.15，0.20 [mm]として切削を行い，各切削条件下で振動切削を行った試験片の精度評価を行い，各条件の違いが試験片に与える影響を調べた．評価方法として，表面粗さ測定器(Taylor Hobson Surtronic3+)を用いて算術平均粗さRaと最大高さ粗さRzを測定し, マイクロスコープによる表面観察を行うことで表面粗さの数値の変化や表面状態を調べ，最適な切削条件を検証した．

(2) ねじ切り加工

一般的に，歯科インプラントや骨を固定する金属系生体材料にはスクリューが使用される．将来的に，加工した多孔質チタンを実際に骨に埋め込み，多孔質チタンと骨との結合力を調べることを想定すれば，脆性材料である多孔質チタンにねじ切り加工を施すことが可能であるのか検証を行う必要がある．すなわち多孔質チタンに対して，ねじ切り加工という厳しい条件の負荷をかけることで，試験片に与える影響や表面の様子を観察し，切削特性を考察した．

本研究では，試験片の形状から規格M14，ピッチ1のねじ切り加工を行った．また，医療用としての実用性を優先し，切削油を用いないドライ切削を採用した．負荷がかからないよう, 安全性を考慮して回転数を83[rpm]として加工を行った．切込み量は0.1mmとして加工するが，溝が深くなるに従ってバイトの接触面積が大きくなり，切削抵抗が増加してバイトや試験片が発熱しやすくなる．チタンの酸化や破断を回避するため，試験片の温度に注意しながら加工を行った．加工した試験片の表面観察や強度評価を行い，生体材料としての使用の可能性を検討した．

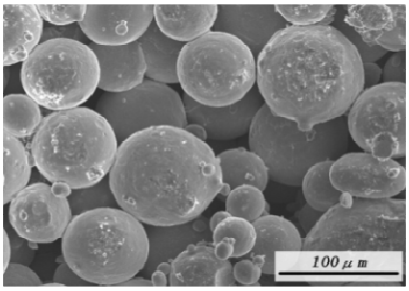


Fig.2 SEM micrograph of porous titanium.

３．結果および考察

(1) 表面観察と最適切削条件

各切削条件において実験を行い, その結果を以下に示す. Table 1，およびTable 2に各切削条件における算術平均粗さRaと，最大高さ粗さRz，Fig. 3に各切削条件における表面状態のSEM写真を示す．実験は全てドライ切削，自動送りで行った．最初に切込み量を変えて切削を行ったところ，

表面性状は切込み量が0.10 mmの時に最も安定しており，切込み量が増加するにつれて最大高さ粗さが増大した．これは，切込み量が増えることにより摩擦が大きくなり，試験片の温度が上昇して構成刃先が生成しやすい状態になることが考えられる．構成刃先が付着した状態で切削を続けると刃先のすくい角が変化するため，切削面の状態は悪くなり寸法精度が落ちる．また，脱落時に刃先の一部も脱落する可能性もあるので工具の損傷につながる．これらの結果から，多孔質チタンの切削において切込み量を大きくすることは，表面粗さと工具刃先の両面に悪影響を及ぼすと考えられる．

工具刃先の影響を検討するため，刃先形状の異なる4種類のバイトを使用した．ノーズ半径の大きいバイトでは算術平均粗さが小さくなる結果が得られたが，データのばらつきが大きく安定しなかった．逆に，ノーズ半径の小さいバイトでは算術平均粗さが高くなる結果となった．なお，ノーズ半径が大きくなるにつれ工具刃先は丸くなる．刃先の丸いバイトで算術平均粗さが小さくなる結果を得られたのは，多孔質チタンの表面に存在する多くの粒子をまんべんなく押しつけるように切削していると考えられる．刃先が小さければまんべんなく押しつけることが出来ないため，一部の粒子が剥離して表面粗さの増大につながる．しかしながら，刃先が丸くなって接地面が大きくなり，熱を発しやすくなるために構成刃先が生成しやすく表面性状に影響を及ぼすことが考えられる．したがって，本研究で得られた実験結果から，工具のノーズ半径は5μm~100μmの範囲内が良いと判断した．

刃物台の角度，振動の有無，切削油の有無を変更し比較した結果，多孔質チタンの表面性状に与える影響が大きい要因は次の通りになった．

振動の有無＞切削油の有無＞刃物台の角度

(2) ねじ切り加工

Fig.4にねじ切りを施した多孔質チタン，Fig.5にねじ山および谷のSEM写真を示す．Fig.4より，本研究における切削条件において多孔質チタンを欠損させることなくねじ切り加工が行えたことが分かる．多孔質チタンは脆性材料であるため，切削中の負荷により容易に欠損してしまうが，振動切削を用いることによりそのリスク軽減に繋がることが示唆された．Fig.5に示すねじ山のSEM写真より，純チタンの粒子が切削の際に潰れて表面を覆っていることが分かる．これは，切削することにより表面状態が緻密体と同じ状態になり，多孔質体としての特性を活かすことが出来ない．しかし，ねじ谷部のSEM写真では，表面上に純チタンの粒子を確認することが出来る．表面に純チタンの粒子を残すことによって体液が多孔質チタンに浸透しやすくなり，アパタイト生成量を増やして骨との間に強い結合力を生み出すことが期待出来る．生体材料としての利用を目的としているため，今後はどのようにして表面の純チタンの粒子を残しながら効率的な切削を行うか検討する．特に，歯科インプラントに近い直径の多孔質チタンを加工することが今後の課題である．

焼結された多孔質チタンとサンドペーパーで軽くこすった多孔質チタンの表面を比較すると，表面の純チタンの粒子は，少しこすっただけで容易に潰れてしまうことが確認できた．ねじ切り切削中は，バイトの切り込み深さが大きくなるにつれて，バイトとワークの接触面積が大きくなるため，切削抵抗も大きくなる．従って，ねじ山部は，バイトの刃先ではない面で押しつぶされるように削られるため粒子が延びてしまう．ねじ谷部は，バイト刃先の振動が最も大きくかつ安定した部分で削られるため，粒子一つ一つが剥離するように削られることが考えられる．その結果，ねじ谷部には，純チタンの粒子が形を保ったまま残り，多孔質体の生体利用として求められる表面が得られたと結論付けた．

ねじ切りによってバイトに構成刃先が生じたが，ねじ切り加工では切り込み量が大きくなるため，摩擦も大きくなる．それにより熱が発生し，構成刃先が生成されたと考えられる．今後はバイト刃先の状態が加工表面に及ぼす影響を検討する必要がある．また，ねじ切り加工を施した多孔質チタンを擬似体液やフッ化物溶液に浸漬し，アパタイト生成や腐食の観点から表面状態を観察すると同時に，引張試験や疲労試験など力学的試験を行い，実用性を評価することが必要である．

Table 1 Calculated average roughness (Ra) of porous titanium by various cutting conditions.

Cut depth (mm)		0.05	0.1	0.15	0.2
Nose radius (μm)	1	2.52	2.50	2.82	2.94
	5	1.98	2.10	2.00	1.98
	100	2.20	2.22	2.28	2.28
	1000	1.88	1.30	1.48	1.16

Table 2 Maximum heights (Rz) of porous titanium by various cutting conditions.

Cut depth (mm)		0.05	0.1	0.15	0.2
Nose radius (μm)	1	11.5	11.5	19.0	17.7
	5	10.7	11.9	11.4	10.7
	100	8.8	8.4	9.2	8.7
	1000	12.1	8.7	11.0	9.2

４．結言

SPSにより焼結した多孔質チタンを，超音波発生器を用いた振動切削によって各種条件下で切削した．表面粗さの評価を行うことで，難削材である多孔質チタンの切削における良好な切削条件を検証した．また，生体材料としての使用を想定し，ねじ切り加工を行って表面状態の検証を行った．

本研究で得られた結果を以下に示す．

１）振動切削では，設定条件により非常に結果が変動するため，工具選定や取り付け位置等が強く影響する．多孔質チタンの切削においては，切り込み量0.1mmのとき算術平均粗さ，最大高さ粗さともに安定する．また，バイトのノーズ半径の大きさが表面性状に大きく影響し，5μm~100μmの範囲内が表面粗さの減少に効果的であることが分かった．多孔質チタンの切削においては，切り込み量や刃先形状などは一般的に行われる切削の条件に準拠する．今後は，多孔質チタンの切削に適したバイト刃先の選定や，シャンクの設計などの面から研究する必要がある．

２）本研究における切削条件において，多孔質チタンのねじ切り加工が可能であることが示唆された．また，ねじ谷部の切削面にチタン粒子を潰さず残すことが出来た．その要因の一つとして，安定した強い振動で切削を行うことが不可欠であると分かった．

３）ねじ切り加工により得られたデータをもとに，切削面に純チタンの粒を残す方法の確立が，今後の課題として挙げられる．また，回転数や送り速度等，さらに細かく条件を変更して検証を行う必要がある．

５．参考文献

1)大久保健児：金属チタンとその応用，日刊工業新聞社，pp41-301，（1983）

2)Asaoka K，Kuwayama N:Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants，*J. Biomed. Mater. Res*，19，pp699-713，（1985）

3)Billotte W.G:Ceramic biomaterials,in:The Biomedical Engineering Handlbook.Bronzino J.D,ed.2ndedn, CRC Press LLC,FL,pp.38-111,(2000)

4)星光一，星鐵太郎：改定金属切削技術，株式会社工業調査会，pp10-17，（1969）

5)丹波滋郎：人工骨用生体材料の現状と将来展望　第1版，まてりあ，pp186-192，（2004）

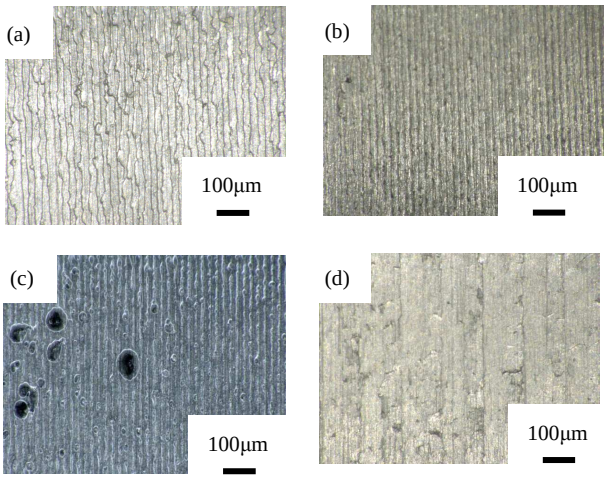


Fig.3 The cutting surfaces of porous titanium by various nose radiuses. : a) 1μm, b) 5μm, c) 100μm, d) 1000μm. (Cut depth is all 0.1 mm)

Fig.4 The screw-thread cutting of porous titanium.

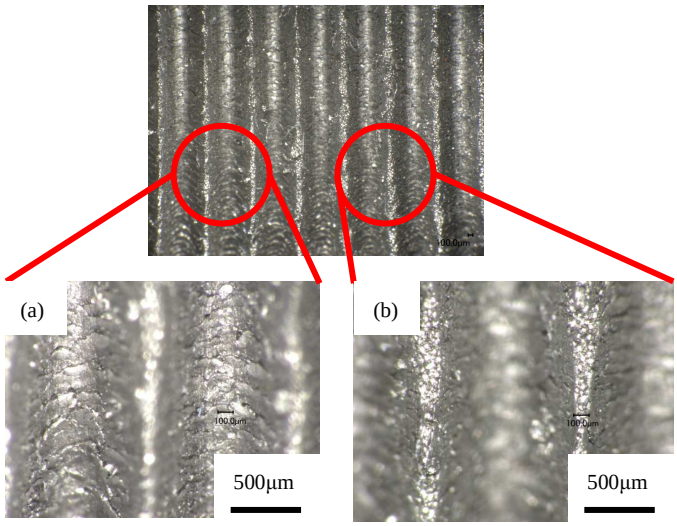


Fig.5 Screw ridge (a) and screw groove (b) of porous titanium.

（2013.9.30 受付）