微小切削にみられる豚皮質骨の被削性*

杉田直彦** 光石衛** 割澤伸一**

Micro Cutting Characteristics of Pig Cortical Bone under Micro Cutting

Naohiko SUGITA, Mamoru MITSUISHI and Shin'ichi WARISAWA

A machine tool for cutting human bone to assist the total hip and knee joint replacement has been introduced for the surgical operation in the hospital. However, both cortical and cancellous bones are anisotropic material, and it is difficult to cover all the characteristics. Therefore, it is hoped that the machining phenomenon and performance are acquired in the micro order. The authors have experimented cut surface roughness using bone cutting robot, and micro cutting under SEM and microscope using pig cortical bone. And, from the view of anisotropic material, the measurements of the cutting force and the dynamic observation of the cutting chip generation were done. As the result, a clear relationship between the bone structure and the cutting force variation was recognized from the waveform of the cutting force. In the 2-dimensional micro cutting, the specific cutting force depends on the undeformed cutting chip thickness and the tool rake angle. And it is desirable that the tool rake angle is larger for the surgery of arthroplasty.

Key words: cortical bone, micro endmilling, surface roughness, specific cutting force, shear stress

1. 結 言

近年、人工関節置換術において、術者を支援する骨切削支援ロボットの開発が進み、実用的に医療現場に導入されるようになってきたが、その背景には術者の経験を含めた個人的技能にもとづく骨切除テクニックの良否などの問題が存在する。したがって、それらをカバーするためには高性能の骨切削ロボットの開発とともに、工学的な研究に基づいた骨の加工情報を医療現場に提供することが必要とされている。

骨は、複雑な組織構造を持つ生体材料であるために、バイオメカニクスの観点から骨の力学的特性を求める研究が19世紀後半から盛んに行われ、組織単位で種々の機械的性質が明らかにされてきたが¹⁾、骨の切削が議論され始めたのは、実用的な人工関節が開発され、その手術が始まった1970年代以降のことである。

人工関節置換術では、従来からボーンソーを用いた医師の手技による骨切除が行われているが、術者の個人的技能による手術成果の変動を軽減するために、前述のように高性能の骨切削ロボットが開発されるようになってきた²⁾。ところが、その骨切削ロボットで問題となるのは、エンドミルを用いた工具系の低剛性による加工精度の低下である。それを改善するには装置を高剛性にするか、低剛性を補うために切削抵抗を軽減することが望ましい。後者の切削抵抗を軽減するには、1刃送り量を小さくした微小切削が必要である。

ところが、これまで行われた骨切削に関する研究は、大きな切込の2次元切削における切削抵抗から切削機構を解明しようとするものがほとんどであるために³⁾⁴⁾⁵⁾、切込100 μm 以下の微小切削域での切削挙動が明らかにされていない。また、実際の骨切削ロボットで行われるエンドミル加工に関しても筆者らの報告以外にはない⁶⁾。

そこで、本報告では上述のバイオメカニカルな2つの観点から、まず骨切削ロボットによる加工精度の現状に触れ、人工関節設置精度に影響する仕上面粗さについて述べる。また、1刃送り量および切り取り厚さが100 μm 以下の微小領域に注目し、エンドミル加工における豚皮質骨の組織と切削特性の関係を明らかにするとともに、微小切削領域における切削特性を切削抵抗から検討する。

2. エンドミル切削による仕上面生成精度と切削抵抗波形からみた切削特性

2.1 骨切除ロボットによる加工精度

まず最初に、開発した骨切削ロボット(図1)で人体標本を人工関節の設置形状に切削加工したときの切除精度評価を行った例についてその概略を報告する。

使用した工具は $\phi 6$, 3枚刃のスクエアエンドミルで、切

Fig.1 Bone cutting robot

* 原稿受付 平成16年12月20日

** 正会員 東京大学大学院(東京都文京区本郷7-3-1)

削速度 94.2 m/min, 1 刃送り量 0.04 mm/tooth, 軸方向切込 5 mm, 半径方向切込 2 mm の切削条件をとった。

この実験では、大腿骨用人工関節の設置面切除精度を角度誤差と切除面の平面度から評価した。図 2(a)(b) は人工関節と骨の切除形状を示す。切除ロボットの取り得る姿勢より、切除面 3 以外はエンドミルの側面切削を行い、切除面 3 においてはエンドミルの端面で切削を行う。切除加工した骨を三次元測定機(ミットヨ社製レニショーサイクロン)で測定した後、3D-CAD を用いて切除面データを抽出し、抽出したデータに対して最小二乗法にて平面を定義することで、(b) の面法線間の角度を計測した。

表 1 に設置面間の角度誤差を、表 2 に切除面の平面度を示す。これらの表によると、面 3-5 間の角度誤差と面 5 の平面度が悪い。面 5 は大腿骨遠位部の後面で、この面の平面度の低下が角度誤差にも影響していると考えられる。この後面部は、内顆と外顆にて球形に近い形状をしており、切削開始点における刃の食いつきの悪さが原因で被削材である骨が振動して、表面粗さの劣化を招いていると考えられる。

2.2 実験方法

立型マシニングセンタ(ヤマザキマザック製 VQC-15/40, 森精機製 Accumill4000)を用いて皮質骨のエンドミル加工実験を行った。また、人工関節置換の骨切除装置では、主にエンドミルの側面刃による切削を行うため、それと同様に工具の側面で切削した。切削条件は、軸方向切込 5 mm もしくは 10 mm, 半径方向切込 1 mm, 切削速度 15.7~157 m/min, 1 刃送り量 0.03~0.3 mm/tooth とし、切削工具は、直径 10 mm,

Fig.2 Evaluation of cutting result

Table1 Angle error between adjacent cutting planes

Plane	Planned[deg]	Measured[deg]	Error
1 - 3	95.0	95.7	0.7
2 - 3	135.0	135.1	0.1
3 - 4	135.0	135.1	0.1
3 - 5	90.0	91.4	1.4

Table2 Result of flatness

Plane	Standart deviation[mm]
1	0.080
2	0.063
3	0.032
4	0.062
5	0.126

2 枚刃, ねじれ角 30°, すくい角 14° の高速度鋼スクエアエンドミル(オーエスジー製 EDS)を使用した。

2.2.1 皮質骨の組織構造と性質¹⁾

骨組織を構成する主な物質は、皮質骨や海綿骨、軟骨などである。皮質骨は、緻密骨とも呼ばれ、脛骨や大腿骨などの長管骨の骨幹部に多く分布し、その内部に海綿骨が存在する。

組織学的には、皮質骨はハバース管(Haversian canal)を中心に、螺旋状に巻き付いたコラーゲン繊維が同心円状となって層状に配列した構造である。ハバース管内には血管が縦走し、フォルクスマン管(Volkmann's canal)内を走る血管と連絡している。このように、ハバース管を中心とした皮質骨の構成単位はオステオン(osteon)と呼ばれている。それぞれのオステオンは棒状でその軸は骨軸方向に沿っている。

ところで、皮質骨は前述のように緻密骨と呼ばれているが、詳細に観察すると、同一骨幹部切断面内でも場所によって非常に多孔質な部分が存在する。図 3(a)(b) は骨軸切断面の緻密質部と多孔質部の 1 例である。(a) は緻密質部の骨幹部切断面で、オステオン組織、オステオン間を結合するセメント線、ハバース管、コラーゲン繊維断面などが観察される。(b) は多孔質骨表面で、基本的には(a)と変わらないが、直径 50~200 μm の孔が 250 μm 前後の間隔で分布している。したがって、骨には上記のような組織の相違があり、緻密質部と多孔質部に分けて考える必要がある。

2.2.2 被削材とその採取方法

冷凍保存した豚大腿骨幹部を解凍後 35°C で乾燥したものを乾燥骨とし、生のまま 4°C の生理食塩水中で保存したものを生骨として、実験目的によって 1~10 mm の厚さで輪切りにした。そして、多孔質部と緻密質部から被削材を採取した(以後それぞれ、多孔質骨、緻密質骨と呼ぶ)。また、これらの被削材の機械的性質は表 3 に示す。ただし、硬度は部位

(a) Density $\rho=1.96\text{g/cm}^3$

(b) Density $\rho=1.78\text{g/cm}^3$

Fig.3 Microscopic image of cortical bone

Table3 Mechanical property of experimented cortical bone

Bone type	Apparant density [g/cm ³]	Vickers hardness [HV] load:0.1N	Shear strength [MPa]
compact	1.96	A:43-51 C:46-55	A:43 T:39 C:76
porous	1.78	A:30-37 C:36-40	A:25 T:23 C:47

note1) A,C in Vickers hardness mean the cutting plane and A,T,C in Shear strength mean the feed direction. Refer to Fig. 4 regarding measurement plane and direction.
 note2) Hardness is the mean value of 10 points.

や測定箇所によってかなりのばらつきがあるために代表例を示す。

次に、被削材の採取方法を図4に示す。図に示すように、大腿骨の骨幹部を輪切りにした後、加工の異方性を検討するための切削面と切削方向および観察面を決定した。すなわち、骨幹部外表面に平行で骨軸に平行な面がA面で骨軸方向がA方向、A面に直角で骨軸に並行な半径方向面がT面で、T面上でA方向に直角な方向をC方向とする。また、骨軸切断面(骨幹部切断面)をC面とし、その半径方向をC方向として図に示すように被削材を採取した。このように切削面、切削方向、観察面を定義すると組織の異方性との関係で6通りの切削モードが考えられるが、オステオンの構造上、幾何学的にみて同じモードとなる切削方向の切削抵抗にはほとんど差がないとの報告があるので⁵⁾、本研究では、A面をT方向に切削し、観察面をC面とするタイプ1型切削と、A面をA方向に切削し、観察面をT面とするタイプ2型切削、およびC面をT方向に切削し観察面をA面とするタイプ3型切削の3通りを選択した。

2.3 実験結果とその考察

2.3.1 表面粗さによる仕上面生成評価

人工関節手術において、良好な術後成績を得るためには、設置した人工関節と骨との間の術後固着強度が重要であり、そのために切除した骨面の仕上面精度が問題となる。そこで、仕上面評価の1つとして緻密質骨をエンドミル加工した

Fig.4 Experimental material and extraction from bone

面の粗さを図5および図6に示す。

図5は乾燥骨の場合の1刃送り量と表面粗さの関係を示す。1刃当り送り量が大きくなるにつれて、表面粗さが大きくなるのが分かる。とくに1刃送り量が0.3 mm/toothになると急増するのは、切り取り量が大きくなって生じた脆性破壊がその一因と考えられる。

また、乾燥骨と生骨を比較すると、図6(b)に示すように切削抵抗は、生骨において小さくなる傾向にある。これは、乾燥によって骨が硬化したためと考えられる。また、乾燥による硬化で脆性破壊が起こりやすくなったために、同図(a)に示すように表面粗さも乾燥骨で大きい。このように乾燥骨では、表面粗さ、切削抵抗ともに大きいので、乾燥骨を基準に工具を設計しておけば生骨も十分に切削可能である。

2.3.2 切削抵抗波形にみられる皮質骨材質の影響

これまでに、豚大腿骨骨幹部の皮質骨をマシニングセンタでエンドミル切削を行い、骨密度と比切削抵抗が指数関数関

Fig.5 Surface roughness by endmill cutting for dry material
 Dry material, Down cutting, Axial depth of cut: 5mm,
 Radial depth of cut: 1mm

Fig.6 Comparison between dry and raw material
 Down cutting, Cutting speed: 31.4m/min,
 Axial depth of cut: 5mm, Radial depth of cut: 1mm

Fig.7 Cutting force wave per tooth

Table4 Experimental conditions

Cutting conditions	Dry material, Cutting speed: 15.7m/min, Feed per tooth: 0.1mm/tooth, Radial depth of cut: 1mm, Axial depth of cut: 10mm
Cutting tool	$\phi 10$, 2flutes square endmill, Rake angle 14° , Helical angle 30°

係にあることを報告した⁶⁾。ところが、図3(a)(b)に示したように、同一の骨幹中でも場所によって組織の粗密が存在し、密度の低いものには明らかに孔が観察される。この孔は、主としてハバース管とその近傍の組織が劣化したことによるとみられる。そこで、このような骨組織の粗密と切削抵抗波形や切屑生成との間にどのような関係があるかを検討した。

図7はエンドミルによる切削抵抗波形を1切れ刃分示したもので、乾燥皮質骨に対して上向き切削でタイプ1型切削を行った。このときの実験条件を表4に示す。

図中に示した切削終了点までが、工具最下端切れ刃の切削プロセスとなる。いずれの場合も、工具回転角が約 12° で切り取り厚さが約 $30\mu\text{m}$ までは切削波形が滑らかな曲線を描いていることから、延性的な流れ形の切りくずを排出しているとみられる。そして切り取り厚さがそれ以上になると、切削抵抗波形に変動がみられ、切りくず生成挙動が異なってくると考えられる。

どの密度の場合も切り取り厚さが約 $30\mu\text{m}$ 以上になると、送り方向の切削抵抗変動が大きくなる。特に密度の小さい(b)の場合、切り取り厚さ $30\mu\text{m}$ 以上で切削抵抗変動が著しい。一般的に切り取り厚さがある一定以上大きくなると、切削方向の切りくず内部や切れ刃先端直下へ亀裂が発生進行するために、脆性的な切りくずが生成されるので、それが切削抵抗変動の一因と考えられる。

さらに、密度が小さい多孔質の場合、孔周辺の硬度が小さ

いために脆性破壊を起こしやすいことが分かっているが、切り取り厚さが小さい切削初期には孔の影響は切削抵抗波形上でほとんどみられないのに対し、切り取り厚さが増大すると孔の影響が無視できなくなる。2次元切削では、孔の間隔が短いほど、また孔径が大きいほど切れ刃上で孔が占める割合が大きくなるために切削抵抗が変動しやすいのではないかと考えられる。

3. 2次元微小切削における切削抵抗からみた骨切除挙動

3.1 実験方法

3.1.1 電子顕微鏡内2次元微小切削

直接観察しながら骨の微小切削に関する基礎的なデータを得るために、図8に示すような3分力動力計を組み込んだ2次元切削装置を電子顕微鏡内に設置し、この装置を用いて切削抵抗の測定を行った。ここで用いる工具は、すくい角 $5^\circ \sim 30^\circ$ 、逃げ角 5° の単結晶ダイヤモンド2次元バイトで、切削速度は $200\mu\text{m/s}$ とし、被削材は2.2.2節と同じ皮質骨の乾燥材を用いた。

3.1.2 光学顕微鏡視野下切削

図9は、この実験で用いた光学顕微鏡下での2次元切削可視化装置と計測システムの概略である。ここでは切りくず生成が明瞭に観察できる。 40mm 角のテーブルを有するXY微動電動ステージ上に3分力動力計を設置し、その上に被削材を固定して、テーブルを $125\mu\text{m/s}$ の速度で被削材を移動しながら切削する。2次元切削工具は高速度鋼バイトとダイヤモンドバイトで、すくい角 $+5^\circ \sim +35^\circ$ を用意した。被削材は2.2.2節と同じ皮質骨の乾燥材を用いた。

Fig.8 Apparatus of 2-dimensional cutting in SEM

Fig.9 Apparatus of 2-dimensional cutting in microscope

3.2 実験結果とその考察

3.2.1 切り取り厚さと比切削抵抗の関係

この実験に用いた被削材は、豚大腿骨の骨幹部を輪切りにした緻密質骨で、切削幅 1 mm、長さ 10 mm、厚み 5 mm の寸法である。

図 10 は工具すくい角をパラメータとしたときの切り取り厚さと比切削抵抗の関係を各切削タイプについて示したものである。

切り取り厚さが約 20 μm を越え、切りくず生成に脆性的な亀裂の発生が関与するようになると、切り取り厚さおよびすくい角が比切削抵抗に及ぼす影響は小さくなる。また、切り取り厚さが小さくなるにつれて、一種の寸法効果のために比切削抵抗は大きくなったと考えられる。

一方、タイプ 1 型とタイプ 2 型の切削に比べてタイプ 3 型切削では、いずれの切り取り厚さにおいても比切削抵抗は約 2 倍の値になる。皮質骨は長いコラーゲン繊維が螺旋状に巻き付いて同心円の層状をなすオステオンを基本とした構造のために、この骨単位自体の軸方向の強度は軸に直角方向の

強度よりもはるかに高いことがその原因であると考えられる。

3.2.2 工具すくい角と比切削抵抗の関係

図 11 は切削タイプをパラメータとしたときの、工具すくい角と比切削抵抗の関係を示したものである。タイプ 1 型と 2 型の切削では、すくい角 5° を除いて、10° から 30° の間ですくい角が比切削抵抗に与える影響は少なく、逆に、すくい角 5° の場合にのみ比切削抵抗が急増する。また、図 10(c) でも明らかなように、タイプ 3 型の切削においてすくい角が 30° になると、他のすくい角の場合に比べて比切削抵抗は著しく低下する。

これまでも述べたように、タイプ 3 型切削では骨軸方向の強度が高い影響で他の切削方向に比べて高い切削抵抗が予測されるが、すくい角を大きくすることによって工具の切れ味が改善され、結果として比切削抵抗を減じたと考えられる。また、切り取り厚さが 10 μm を超え、切りくず生成に脆性的な亀裂の生成がなんらかの形で関与するようになると、被削材の脆性的挙動が切りくずのせん断破壊を支配するようになり、すく

Fig.10 Relationship between depth of cut and specific cutting force

Fig.11 Dependency of rake angle to specific cutting force

い角の影響は減少する。

したがって以上のことを勘案すると、生体に対する侵襲性を低くするためには、切れ刃欠損を生じないよう工具の強度に十分配慮しながら、正の大きなすくい角の工具を用いることが推奨される。

3.2.3 比切削抵抗に対する材料組織異方性の影響

図 11 によると、オステオン断面半径方向 (骨幹部断面半径方向に対応) に切削するタイプ 3 型での比切削抵抗は他の 2 方向の切削に比べて大きい。この方向の切削では、連続流れ形の切りくず生成とはならず、亀裂をともなった不連続なせん断型切りくず生成となるので、流れ形切りくずとなる他の 2 方向と単純な比較はできないが、良好な加工面を得ることが難しい方向である。これに対して、実際の手術では皮質骨の快削性が要求されるので、人工関節の設計とその設置のための骨切除に際しては、タイプ 3 型切削の割合が少なくなるような形状や工具経路の配慮が望ましい。

このように、皮質骨はその組織構造の特異性のために、切削特性において明らかに異方性が認められる。しかし、これらの結果はあくまで緻密質骨の場合であり、皮質骨でも多孔質骨の場合には孔の分布と組織の脆弱のために緻密質骨とは異なった切削特性が予測される。

3.2.4 切り取り厚さによる切りくず生成形態の相違

光学顕微鏡下で緻密質骨を 2 種類のすくい角の工具で 2 次元切削を行い、2 種類の切り取り厚さをとったときの切りくず生成形態を図 12 に示す。いずれの切削も図 4 に示すタイプ 1 の切削方式で行った。

図 12(a) は、すくい角 5° の工具で緻密質骨を切削したときの切り取り厚さによる切削挙動の比較である。切り取り厚さが大きくなると、切りくず生成は脆性的になるとともに工具刃先前方へ亀裂が先行発生し、この亀裂は、途中でせん断面方向に向きを変えて、ブロック状の切りくずとなって排出される。従ってこの場合には、せん断面での単純なせん断破壊で切りくず生成となったとは考えにくい。

また、図 12(b) に示すすくい角 35° の場合に観察される切削挙動は、基本的に (a) の場合と大きな変わりはない。ただ、切削抵抗はすくい角 5° の場合の約半分になり、工具すくい角が大きくなることによる切削抵抗低減の効果がみられる。

4. 結 論

豚皮質骨のエンドミル切削における切削特性と仕上げ面評価を行なうとともに、2 次元微小切削において、切削抵抗と材質の異方性の関係に注目しながら、切りくず生成過程を動的観察することにより、骨切除ロボットに与えるべき適切な加工条件を得るとともに切削機構の一端を知ることができた。得られた結果は次の通りである。

- (1) エンドミル加工による仕上げ面の評価を行った結果、1 刃送り量が 0.1 mm/tooth 以下で良好な仕上面が得られ、 0.3 mm/tooth になると表面粗さが大きくなった。このことから骨切削ロボットでは 0.1 mm/tooth 以下の送り量が望ましい。また、エンドミル切削を行った際の切削抵抗波形について検討を行い、皮質骨の組織構造と切削抵抗変動との間には相関関係がみられた。
- (2) 2 次元微小切削において、比切削抵抗は切り取り厚さ

Fig.12 Examples of chip formation in type 1 cutting

や工具すくい角に依存するとともに、骨組織の方向にも依存する、いわゆる切削の異方性が認められた。特に、骨幹部断面の半径方向切削では、他の 2 つの切削タイプに比べて約 2 倍の比切削抵抗値を示した。

- (3) 人工関節置換術における皮質骨部切削には、切削抵抗を減じて生体に対する侵襲性を軽減することが望ましい。そのためには、切れ刃欠損を生じないよう工具の強度に十分配慮することを前提に、正の大きなすくい角の工具を用いることが推奨される。また、被削性の観点からすると、骨幹部切断面の半径方向切削の割合が少なくなる骨切除の工具経路設定が望ましい。

謝 辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金 (若手研究 (B) 課題番号 16760085) および平成 16 年度岡山県大学発新事業創出促進事業の助成を受けて行ったもので、ここに謝意を表する。

参 考 文 献

- 1) S.C.Cowin, Eds, Bone Mechanics Hand Book, CRC press, Boca Raton, FL, (2000).
- 2) M.Mitsuishi, et al., Development of a 9 Axes Machine Tool for Bone Cutting, Annals of the CIRP, 52/1 (2003) 323.
- 3) C.H.Jacob, M.H.Pope, J.T.Berry and Hoaglund, F., A Study of the Bone Machining Process -Orthogonal Cutting, J. Biomechanics, 7 (1974) 131.
- 4) W.R.Krause, Orthogonal Bone Cutting: Saw Design and Operating Characteristics, Journal of Biomechanical Engineering, 109 (1987) 263.
- 5) K.L.Wiggins and S.Malkin, Orthogonal Machining of Bone, Journal of Biomechanical Engineering, 100 (1978) 122.
- 6) M.Mitsuishi, S.Warisawa and N.Sugita, Determination of the Machining Characteristics of a Biomaterial Using a Machine Tool Designed for Total Knee Arthroplasty, Annals of the CIRP, 53/1 (2004) 107.