

第 5 章

骨のエンドミル加工特性

5.1 緒言

筆者らが開発した人工関節置換術支援骨切除装置 [31] を実際に手術現場で用いる時, この装置が最高の機能を発揮するためには, 装置そのものの高い機構学的機能とソフトウェアの充実がまず必要となるが, それに劣らず必要とされるのが, 骨を如何に高精度で短時間に, かつ生体に対する侵襲を軽減しながら削るかということに尽きる. そして, 手術に成功するとともに, 術後成績を向上させなければならない. そのために, 骨切削に対する種々の加工条件や加工環境の影響を明らかにし, その加工情報を用いて骨切除装置が良好な加工を行なうことが望まれる.

前述の骨切除装置は, 主軸スピンドルにエンドミルを取り付け, そのスピンドルを多自由度駆動装置で制御することによって, 関節部の骨を所期の形状に切削する方式をとっているが, 加工としては通常のエンドミル加工と同等である.

骨の切削という特殊な加工が海外で問題になりだしたのは, 50 年ほど前に人工関節置換術が行われるようになってからである. 材料の近代的な加工研究の歴史は 100 年を越えるが, 骨が加工の対象となることはこれまでになかった. 一般的な材料加工の研究成果がそのまま骨の加工にも適用できたら骨の加工研究は必要ではない. その骨の加工研究をしなければならないということは, 骨という物質がそれほどに特殊な材料であるからということである.

しかしながら, これまでに行われた骨加工の研究は 2 次元切削による切削抵抗測定という基礎研究がほとんどで [33][34][35], 実際の整形外科的手術につながる加工法としてドリル加工やボーンソー加工の研究にとどまっている [36][37]. これは従来の術式がボーンソーを用いていたので当然のことであるが, 最近, この人工関節置換術を支援する加工装置が導入されるようになってから種々の工具の使用が検討されている [41][42][62][63]. また, 現在実用化を進めている骨切除装置はエン

ドミルを用いているが、骨のエンドミル切削に関する研究はこれまでほとんどなされていない。

何故ならば、骨切除装置にエンドミルが採用されるようになったのは最近のことでもあり、それまでにそのニーズがなかったからである。そのために、人工関節の手術を行なう医療現場から、骨のエンドミル加工における加工特性、被削材としての骨の材質的な破壊挙動、骨組織との関連でみられる加工の特異性などに関する研究からもたらされる加工技術情報が求められているのである。

そこで、本章では、豚骨のエンドミル加工を行い、骨の組織構造と切削特性および切削挙動の関係解明を試みる。

本来は人骨を用いた実験を行わねばならないが、種々の事情で人骨そのものを入手することが困難であること、これに対して、豚骨や牛骨は人骨とその組成や組織構造がほとんど変わらないこと [64] 等の理由により骨の切削に関する基礎研究は主として豚骨を用いて行なうことにした。ただし、一部で比較のために、医師を通して入手できた人骨の海綿骨も用いた。

5.2 実験方法

5.2.1 実験装置

5.4.5.1 節, 5.4.5.2 節, 5.4.4 節における各実験のためのエンドミル加工実験装置として, Fig.5.1(a) のマシニングセンタ (Mazak, VQC-15/40) および (b) に示すマシニングセンタ (森精機, Accumill4000) を用いた。

これらを用いてエンドミルの外周刃による乾式切削を行った。採用した切削条件は実験毎に異なるので, 原則として実験結果に付記する。

また, 5.4.3 節の実験のために卓上旋盤を改造して, エンドミルによる切りくず生成過程を可視化する装置を製作した。Fig.5.2 はその装置である。旋盤のチャックにエンドミルを取り付け, 刃物台上に被削材を固定し, 刃物台をエンドミルに送り込むことで切削を行った。そのときスクエアエンドミルの切れ刃先端角部での切りくず生成過程を CCD カメラを用いて観察した。

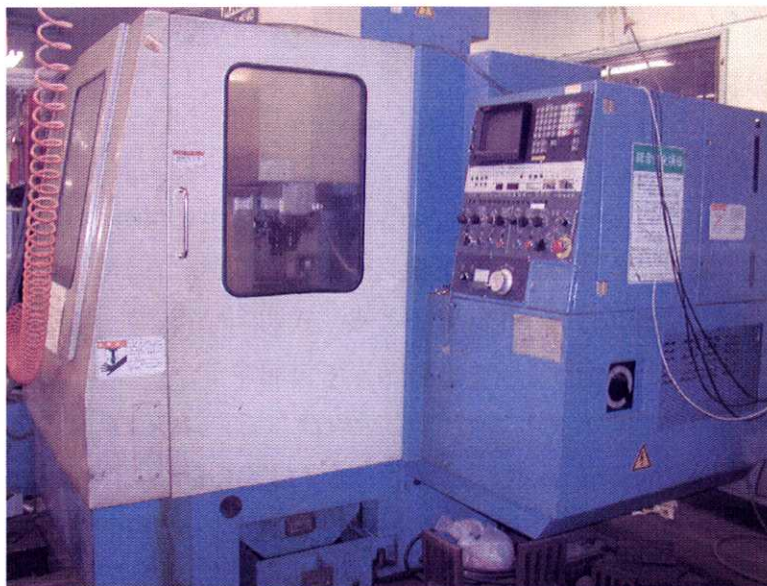
5.2.2 工具

工具としては, スクエアエンドミル (オーエスジー, EDN) を用いた。直径 10 mm, 二枚刃, ねじれ角 30° , すくい角 14° の高速度鋼エンドミルである。

これに対して, 骨切削に適した工具の切れ刃形状を知るために, ねじれ刃のスクエアタイプ, ねじれ刃の矩形刃タイプ, ねじれ刃の山形刃タイプ, ねじれ刃のラフィング刃タイプの 4 種類の切れ刃形状を持つエンドミルを用意し, 豚緻密質皮質骨を切削した。Fig.5.3 はその工具切れ刃形状を示す。採用した切削条件はそれぞれの実験結果に付記している。

5.2.3 切削抵抗の測定

切削抵抗測定のためにマシニングセンタのテーブル上に 3 分力動力計を設置し, その上に取り付けたバイスに被削材を固定して切削した。Fig.5.1(a) のマシニングセンタにおいては, 固有振動数が約 1 kHz である自作の動力計を用いた。また, Fig.5.1(b) のマシニングセンタ上では, 固有振動数が約 3 kHz であるキスラー社製



(a) Mazak, VQC-15/40
(Max. spindle speed: 3,000 rpm)



(b) Mori seiki, Accumill4000
(Max. spindle speed: 15,000 rpm)

Fig.5.1 エンドミル加工実験用装置

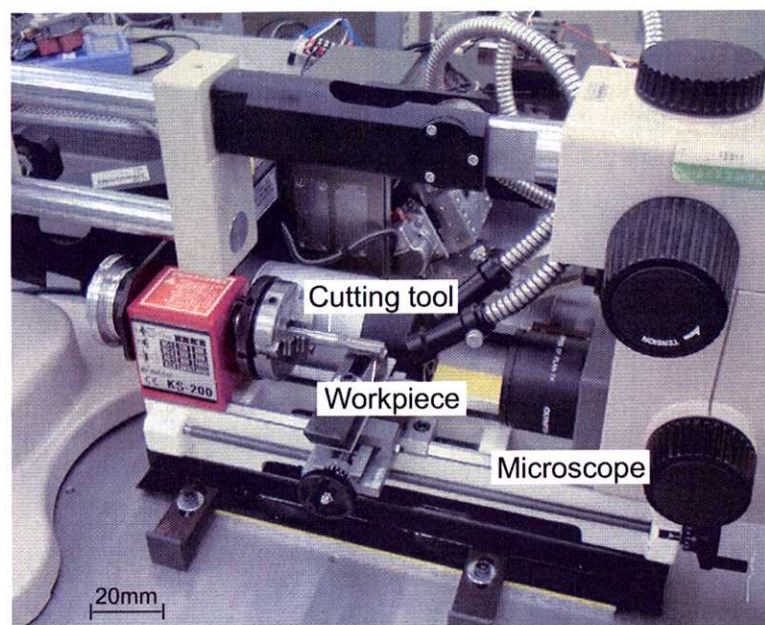


Fig.5.2 可視化実験用装置

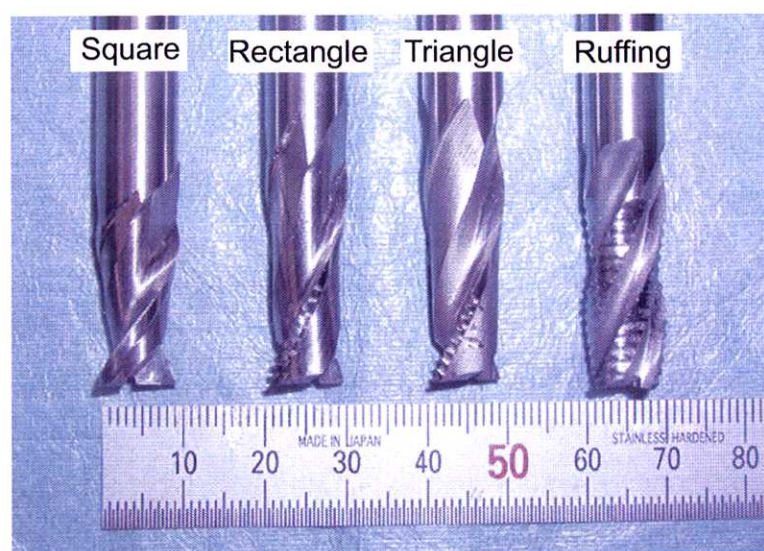


Fig.5.3 実験に用いた工具

9257B を用いた。

5.2.4 被削材と切削形式の選択

本章の実験では被削材として豚大腿骨から採取した皮質骨と海綿骨を主として用いたが、比較のために代替骨としての模擬皮質骨と模擬海綿骨も用い、一部で人骨の海綿骨も用いた。

これらの被削材の主な機械的性質を Table 5.1 に示す。本章での切削実験は後述するように、すべて骨軸に対して接線方向に行っているが、その方向の皮質骨のせん断強度は、密度が $1.62\sim 1.96\text{ g/cm}^3$ のとき $18\sim 52\text{ MPa}$ であった。これに対して、Reilly ら [65] は人骨の皮質骨で同じ方向の引張強度を測定して、 51 MPa の値を得ており、同様にねじりせん断強度も測定して、 68 MPa の値を得ている。これに対して海綿骨のせん断強度測定は行っていないが、模擬海綿骨のせん断強度から類推すると、 $15\sim 20\text{ MPa}$ ではないかと推察される。

実験条件は各研究目的に沿って選択したが、切削面と切削方向だけはすべて一定とし、第3章に示したタイプ T 切削、すなわち、オステオン軸に対して接線方向に切削した。

次に、被削材として用いた骨の試験片製作について述べる。

5.2.4.1 豚大腿骨の皮質骨

冷凍保存した豚大腿骨を解凍した後、Fig.5.4 に示すように、骨幹部から 10 mm 間隔で輪切り切断し、試料を採取した。この皮質骨試料を $35\text{ }^{\circ}\text{C}$ で1時間乾燥した乾燥骨 (dry bone) と、生体骨に近い含水骨 (wet bone) を実験に供した。この時、含

Table 5.1 実験試料の機械的性質

		Apparant density [g/cm ³]	Shear strength [MPa]
Model bone	cortical	1.70	50
	cancellous	0.64	14
Pig	cortical	1.62-1.96	18-52*
	cancellous	0.87-1.19	-

*) Shear strength in across direction to osteon

水骨は、屠殺後冷凍保存されたものを実験直前に解凍し、生理食塩水中にて保存した。乾燥前後の質量および体積より水分含有率を測定したところ、皮質骨では、約 10 %～20 %，海綿骨では、17%～約 30 % であった。

また、Fig.5.4 中に示すように、空洞部を補強するために樹脂で固定した後、骨幹部から採取した 10 mm 幅の被削材に対して、オステオン軸に直角方向，すなわち、骨幹部表面の接線方向に切削した。第 3 章で述べたように、いわゆるオステオン組織の接線方向 (骨軸に直角方向) に削るタイプ T の切削形式をとることにより、骨組織の配向性の影響を受けない実験が可能となる。

切削実験終了後、切削部から短冊型の試料を切り出し、アルキメデス法でみかけの密度を測定した。

5.2.4.2 豚大腿骨の海綿骨

海綿骨試料として、Fig.5.5 のように約 10 mm 立方の被削材を用いた。これは、皮質骨と同様に、冷凍保存した大腿骨を解凍し、Fig.5.6(a)(b) に示すように軟 X 線測定を行って骨梁方向を決定した後、骨梁の長手方向に沿って被削材試料を切り出した。その骨頭と外顆での海綿骨採取個所を Fig.5.6(a)(b) 中に示している。また、切削で骨組織配向の影響を受けにくくするために、切削方向は骨梁の長手方向に直角の方向をとった。

海綿骨試料においても、切削実験終了後、切削部から短冊型の試料を切り出し、アルキメデス法でみかけの密度を測定した。

5.2.4.3 人骨

ホルマリン固定された人間の大腿骨標本の骨頭部から、豚大腿骨の場合と同様に骨梁長手方向に沿って海綿骨の被削材を採取し、豚骨と同じ条件で乾燥骨として実験に供した。

5.2.4.4 模擬骨

生体骨の切削特性と比較するために、市販の硬質ウレタン樹脂模擬骨を用いた。模擬皮質骨の密度は 1.7 g/cm^3 で、引張強度が 90 Mpa である。これに対して、模擬海綿骨の密度は 0.64 g/cm^3 で、引張強度が 16 MPa，せん断強度が 14 MPa である。

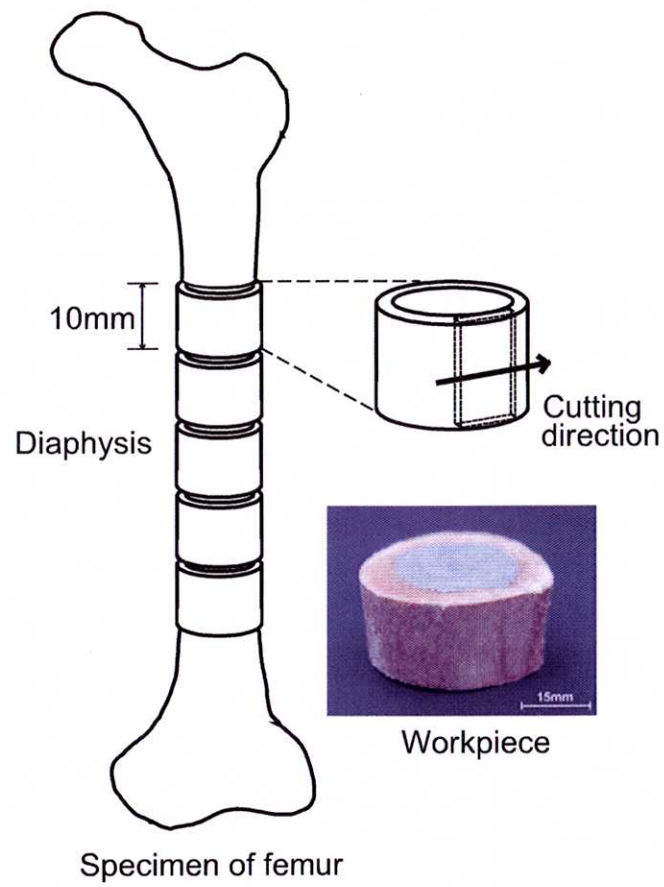


Fig.5.4 皮質骨試料

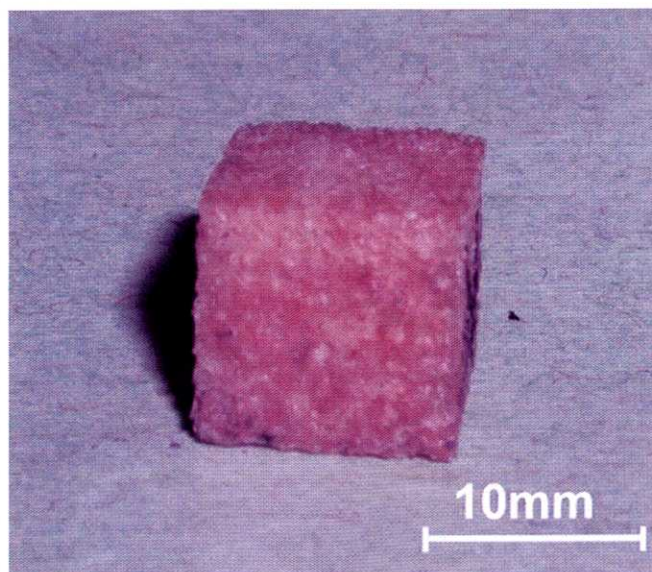
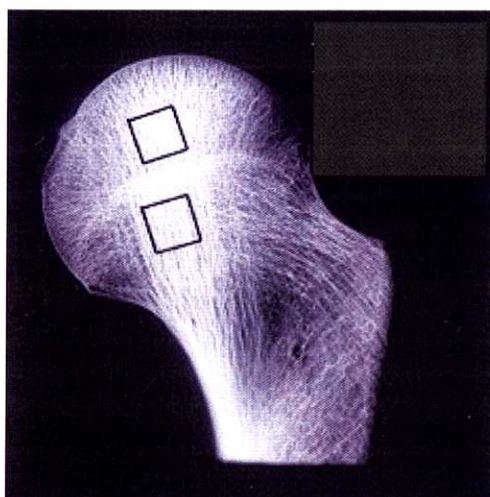
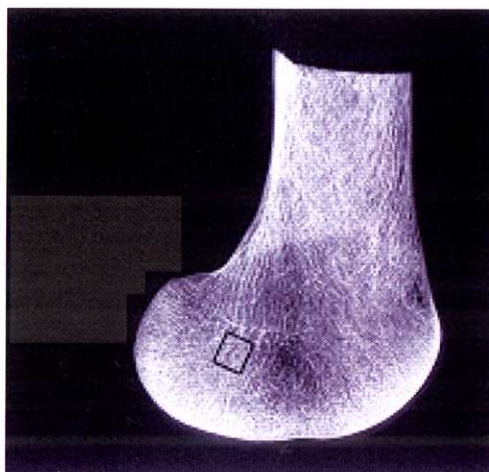


Fig.5.5 海綿骨試料



(a) Soft raies photo of femoral head



(b) Soft raies photo of femoral lateral condyle

□ : Place where the workpiece is extracted

Fig.5.6 大腿骨頭および外顆の軟 X 線像および試料採取位置

5.3 豚骨とモデルボーンの被削性の比較

ここで模擬骨も被削材として用いた理由について最初に述べておきたい。一般に生体骨は動物骨も人骨も、試料採取部位や個所によって組織構造や材質や機械的性質が異なるのが通例である。そのために生体骨を用いた実験には大きなバラツキを生ずる可能性がある。すなわち、一般の工業材料からみると均質性に欠ける材料ということになる。したがって、適当な代替骨もしくは模擬骨を用いて、均一性の高い実験ができないかという試みがなされてきた [66]。そこで、本章でも最初にこの問題を取り上げ、模擬骨がどの程度生体骨の切削挙動を再現するかについて、切削抵抗波形から考察し、模擬骨を生体骨の代わりに用い得るかどうかについての議論しておく必要があると考える。

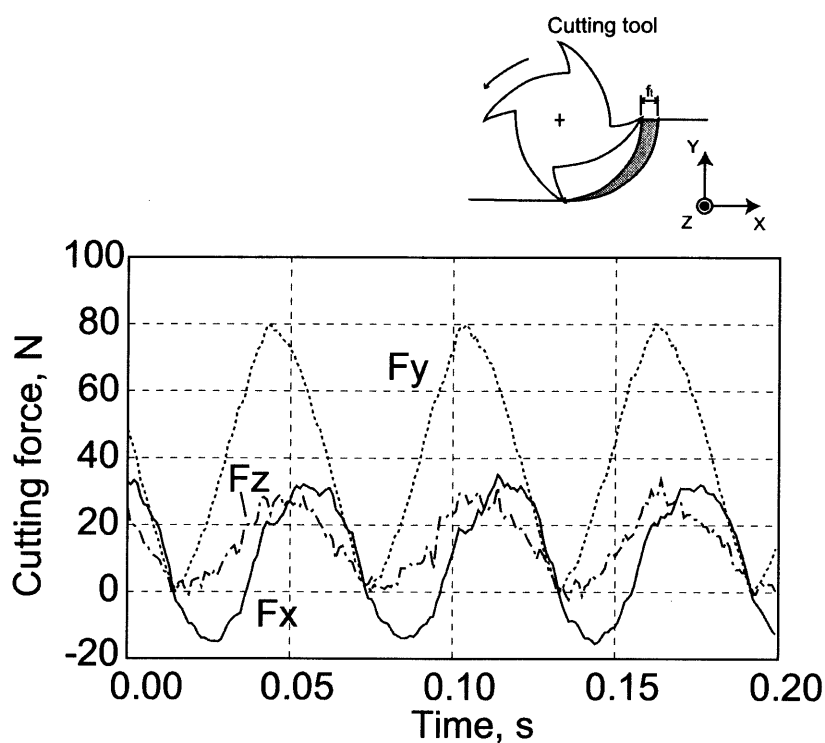
Fig.5.7 は模擬皮質骨と豚皮質骨のエンドミルによる上向き切削における切削抵抗波形の一例である。工具送り方向を X 方向とし、切削抵抗は、接線方向分力 F_x 、半径方向分力 F_y 、軸方向分力 F_z で表される。

模擬皮質骨は硬質ウレタン樹脂のために、この切削条件では高分子材料特有の流れ型切削挙動を示し、切削抵抗波形上に切削力の微細な変動はみられない。これに対して豚皮質骨では、切りくず厚さの増加とともに切削抵抗は微細に変動しながら増加するが、切りくず厚さが $30\ \mu\text{m}$ ほどになると急激に上昇する。すなわち、Fig.5.7(b) の a 点まではあたかも延性材料のような切削挙動を示し、連続的な切りくずを生成するが、a 点の切りくず厚さに達すると、後述するように切りくず層内に亀裂が発生し、ブロック状に破碎した切りくずを生成する。そして、次に被削材に衝突したときに切削抵抗は過渡的に b 点に達する。この間の現象は衝撃的である。

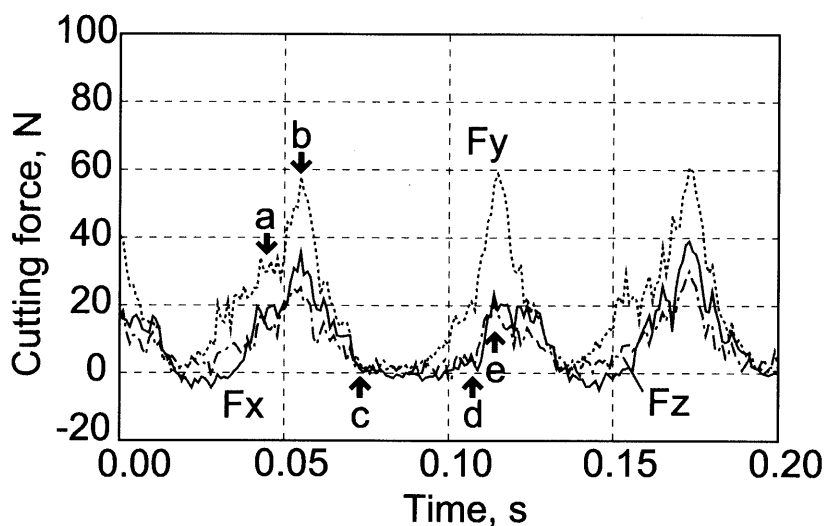
また、Fig.5.7(b) において、c 点でこの切れ刃での切削は終了し、続いて次の切れ刃による切削が開始されるが、上向き切削特有の切削現象である切削開始点での切れ刃の上滑りがみられることがある。この図の c から d までが上滑りの期間である。そのために、次の切れ刃による切りくず厚さが減少するので、切削抵抗の接線方向分力は d から e のように低くなる。

いずれにしても、この (a) と (b) の切削抵抗波形を比較してみると、両者の切削挙動は異質であることが分かる。したがって、この模擬皮質骨を皮質骨の代替材料として使用することは適当ではないと判断した。

これに対して、Fig.5.8 は模擬海綿骨と豚海綿骨の切削抵抗波形の一例である。これらの切削抵抗波形を見る限り、両者の波形は非常によく類似しているので、硬質発泡ウレタンである模擬海綿骨は乾燥海綿骨の代替材料として使用できる可能性



(a) Model bone, cortical

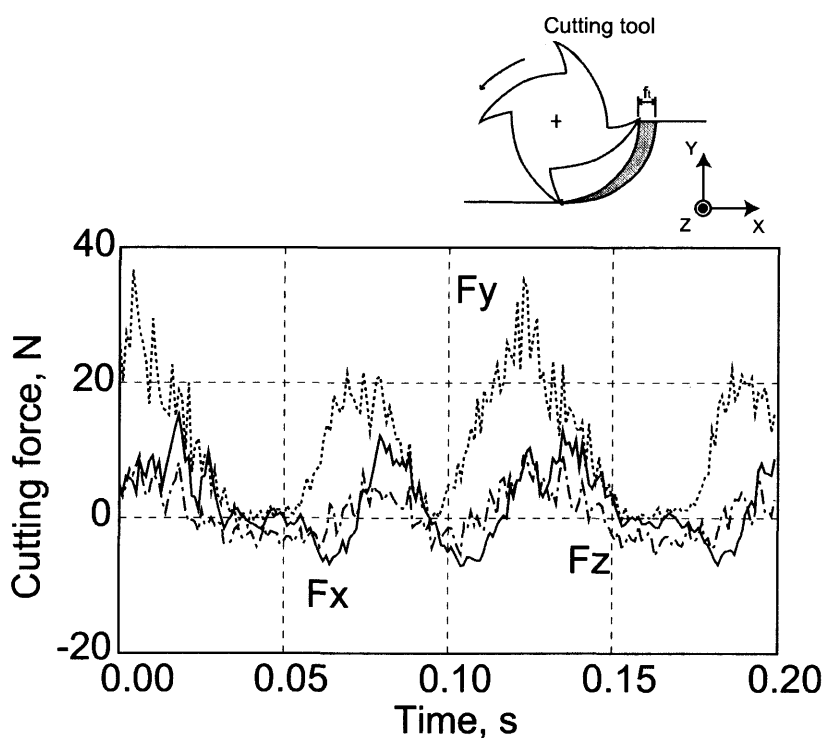


(b) Pig, cortical

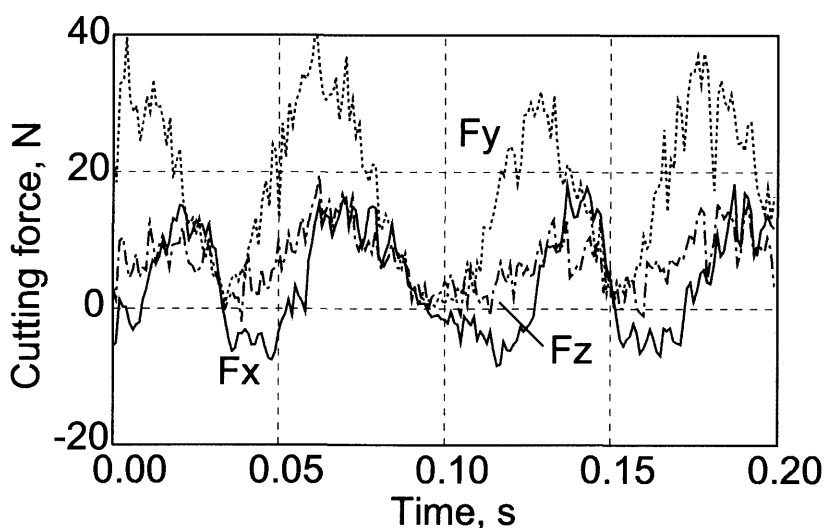
Fig.5.7 模擬骨と豚皮質骨の切削抵抗波形比較

Material: model and pig cortical bone, Density: 1.7g/cm^3 (Model), 1.95g/cm^3 (Pig)
 Cutting speed: 15.7m/min , Feed per tooth: 0.06mm/tooth , Radial depth of cut: 5mm
 Axial depth of cut: 10mm , Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, helix angle: 30° , Rake angle: 14° ,
 Side and Up cutting, Feed dir.: X axis

がある。海綿骨は第3章でも述べたように、骨梁で構成された構造であるので、乾燥すると多孔質のミクロなハニカム構造となり脆い材料となっている。その結果、切削力によって微細なき裂型破壊を発生する可能性が高く、このことが切りくず生成形態に影響していると考えられる。しかしながら、模擬海綿骨と人骨の海綿骨の組織を比較してみると、大きな相違があるので、切削抵抗波形の類似だけで模擬海綿骨を全面的に利用してよいとは言えないところもあり、模擬海綿骨の使用を最小限に止め、ほとんどの実験において実際の人と豚の骨を用いることとした。



(a) Model bone, cancellous



(b) Pig, cancellous

Fig.5.8 模擬骨と豚海綿骨の切削抵抗波形比較

Material: model and pig cancellous bone, Density: 0.64g/cm^3 (Model), 1.17g/cm^3 (Pig)
 Cutting speed: 15.7m/min , Feed per tooth: 0.06mm/tooth , Radial depth of cut: 5mm
 Axial depth of cut: 10mm , Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, helix angle: 30° , rake angle: 14° ,
 Side and Up cutting, Feed dir.: X axis

5.4 豚骨のエンドミル加工特性

骨切除装置において、エンドミルを用いて骨切除加工を効率よく行うためには、まず骨のエンドミル加工特性の実態を把握しておく必要があり、得られたデータを骨切除装置にフィードバックする必要もある。それらの観点から、ここでは骨のエンドミル切削特性に及ぼす主要な切削条件と骨材質の影響について述べる。また、その研究結果から、骨切除において切除部位に対してできる限り機械的負荷を減じて力学的な侵襲性を軽減するとともに、骨切除時間を短縮し、高精度加工と高能率加工を実現するにはいかなる加工条件を採用すべきかを提案する。

5.4.1 含水骨と乾燥骨における仕上げ面精度の検討

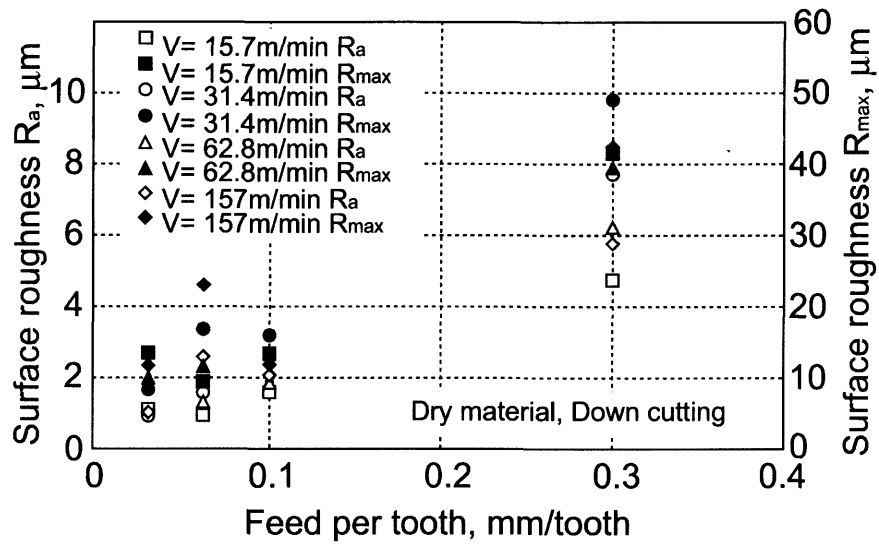
前述したように、人工関節手術において、良好な術後成績を得るためには、設置した人工関節と骨との間の術後固着強度が重要であり、そのために切除した骨面の仕上面精度が問題となる。一般的には、表面粗さが小さい程、骨と人工関節が密接し、固着強度が増加すると考えられる。また、本論文では主として被削材に乾燥骨を用いているが、乾燥骨を用いることの妥当性を検討するためにも同じ個体かつ近接する骨幹部位の含水骨と乾燥骨をエンドミル加工したときの表面粗さの相違に関して述べる。

Fig.5.9 に、含水骨と乾燥骨に関してエンドミル加工を行った際の、切取り厚さに対する表面粗さ (R_{max} , R_a) を示す。切削速度をパラメータとし、Fig.5.9(a) は乾燥骨の場合、Fig.5.9(b) は含水骨の場合である。どちらの場合においても、一刃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、切取り量が大きくなって生じた亀裂型破壊がその一因と考えられる。表面粗さとしての要求精度は、専門家によっても意見が分かれるところであり、どの程度の表面粗さが一番人工関節に適しているかの解析は十分になされていない。表面粗さが小さい程良好な強度が得られるという立場に立つと、図の加工条件では、一刃送り量を 0.1 mm 以下にする必要がある。

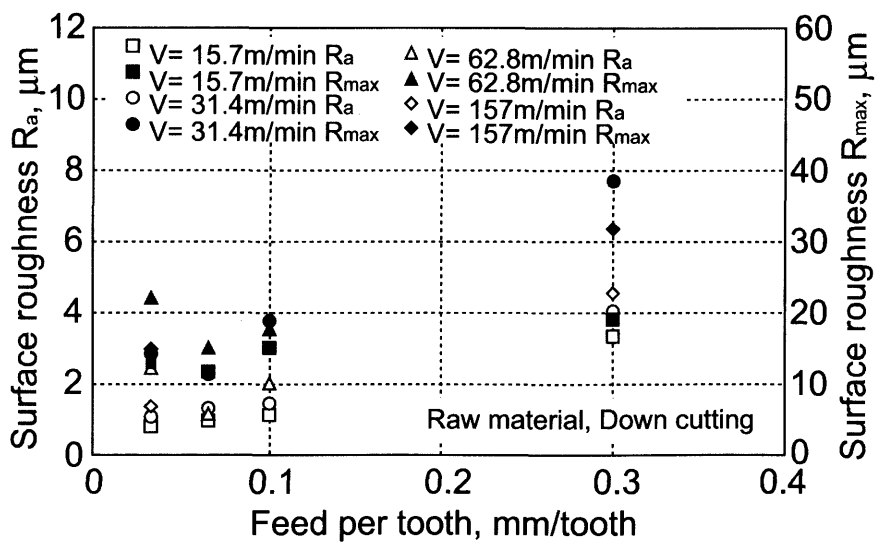
切削速度と表面粗さについては、含水骨、乾燥骨どちらにおいても顕著な傾向は見られない。ただし、一刃送り量が大きく、 0.3 mm/tooth になると、そのばらつきは大きくなり、 R_{max} において $20 \mu\text{m} \sim 50 \mu\text{m}$ の範囲に分散している。そのことから、安定した切除精度を得るためには、一刃送り量を小さくした方がよい。

また、乾燥骨と含水骨を表面粗さおよび切削抵抗に関して比較した結果を Fig.5.10 に示す。この図 (a) に示すように表面粗さにおいて R_a , R_{max} ともに乾燥骨で大きくなり、同図 (b) に示すように切削抵抗も、乾燥骨が大きくなる傾向にある。この原因の一つとしては、乾燥によって骨が硬化したためと考えられる。硬化によって切削抵抗が増加したとともに、脆性材料としての性質を強めたために、表面が粗くなったものと推測される。実際、顕微鏡下における 2 次元切削を行うと、乾燥骨において亀裂型切りくずを生成する切取り厚さにおいても (例えば $40\ \mu\text{m}$)、含水骨においては亀裂を伴わずに切削を行うことが可能である。

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含水骨も十分に切削可能であるが、乾燥骨と含水骨ではその切削挙動が異なることも考えられ、十分な検討が必要である。



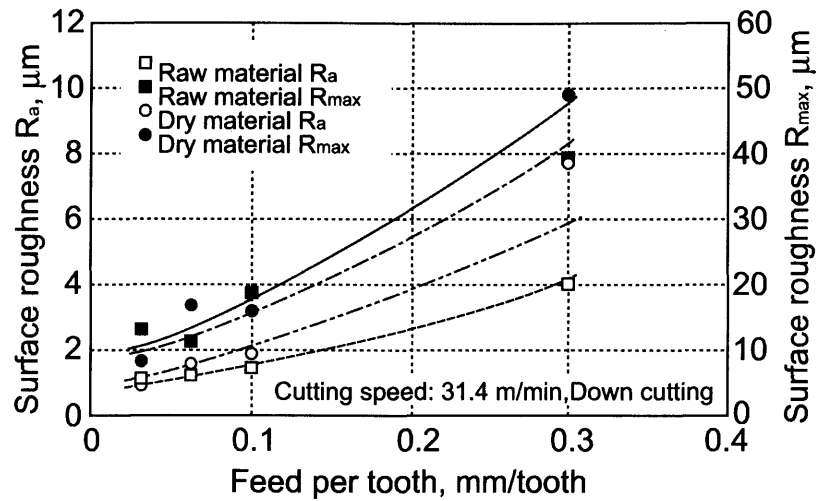
(a) Dry bone



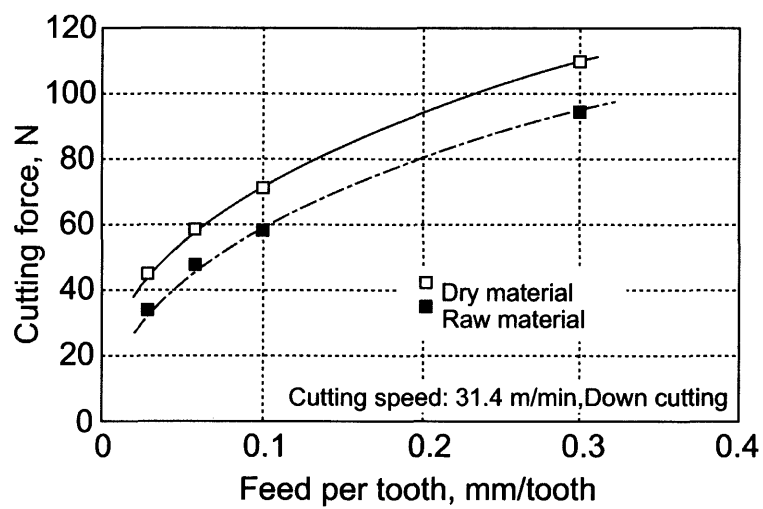
(b) Wet bone

Fig.5.9 エンドミル加工による仕上げ面精度評価

Down cutting, Axial depth of cut: 5mm, Radial depth of cut: 1mm



(a) Surface roughness



(b) Cutting force

Fig.5.10 表面粗さおよび切削抵抗波形にみる含水骨と乾燥骨の比較

Down cutting, Cutting speed: 31.4m/min,
Axial depth of cut: 5mm, Radial depth of cut: 1mm

5.4.2 骨組織と加工変質層の関係

金属加工において、仕上げ面に母材と性質や組織を異にする表面層が形成されることが知られている。この表面層は、加工変質層と呼ばれ、その深さは切削条件や被削材質によって異なるが、1 mm に及ぶこともある。この加工変質層は工作物の経年変化や疲労強度に影響し、また、断続切削では切削面表層の加工硬化により工具切れ刃のチッピングなどの工具損傷の原因にもなる。そこで、本節では、骨加工においても金属同様に加工変質層が存在するか否か、存在するとすればどのような形態になるのかに着目した。

まず、顕微鏡観察による加工変質層の有無を組織上で検証した後、加工変質層の生成に関係する主要な力学的因子として、熱損傷による変質と塑性変形による変質に分類し、それぞれにおいて検討を行った。本来であれば、加工硬化に関しても議論すべきであるが、骨という材質の特性上、硬度分布のばらつきが大きく、加工前後での正確な評価が困難であるため、今回は組織の変性のみに着目した。

5.4.2.1 顕微鏡観察による加工変質層の検証

顕微鏡観察においては、加工表面近傍の組織を見比べた上で変質があるかどうかを判定することになるが、そもそも切削中にどのようなことがおきているかが解明されていないため、実際のサンプルがどのように見えてくるかは不明である。ただし、コラーゲン組織とは明らかに異なる何かが見えるということは可能性としてあり、明らかに形態的に異なる層が存在していることを確認できれば、「コラーゲン繊維層と、コラーゲン繊維が変性した層がある」ということが言えるであろう。そこで、組織変性の有無を直接確認する手段として、以下のような観察を行い、加工面の性状の相違を検討した。

(1) 走査型電子顕微鏡による切断面の直接観察

Fig.5.11 に示すような試料の加工切断面を、蒸着なしで観察の可能な低真空走査型電子顕微鏡 ((株) キーエンス, VE-8800) にて観察した。この時、顕微鏡試料作成時に発生する力の影響を避けるために、試料を切断し、その切断面を低真空 SEM にて直接観察した。

Fig.5.12 は、含水骨の切削面に直角に切断した切削面近傍の SEM 写真である。もし切削による変質層が観察されるものならば、Fig.5.12 中の“Cutting plane”近傍に内部とは異なった組織が観察されるはずである。Fig.5.12 中 (a) では、内部の組織の流れが切削面にまで達していて、その限りでは切削面直下に加工変質層らしきものは見られない。これに対して、Fig.5.12(b) は同じ

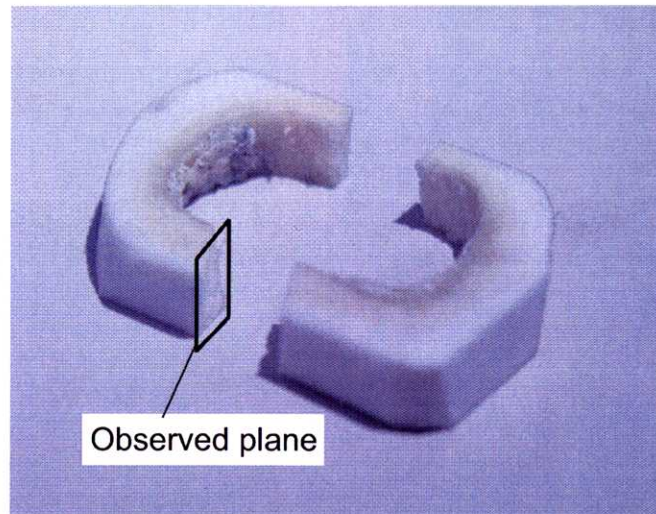
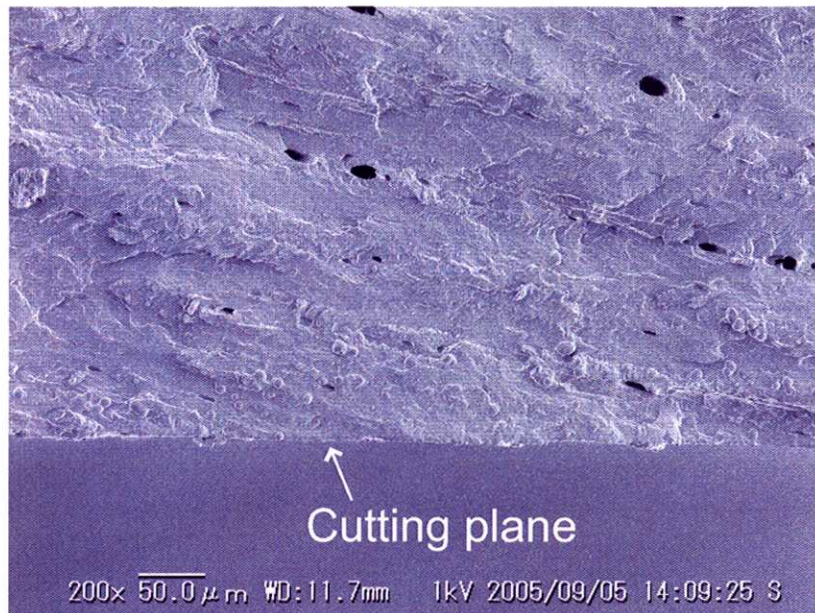


Fig.5.11 切断面の観察試料

試料の別の場所を観察したものである。加工面直下に局部的ではあるが、内部組織とは多少異なる組織が観察される。同様のことは、Fig.5.13 の乾燥骨の場合でも観察される。

この切削面直下での内部とは異なった組織が加工変質層であると断言することはできないが、加工の影響を何らかの形で受けている可能性はある。

加工変質層であるとした場合、Fig.5.12 中 (a) にそのような跡が見られない理由としては、次のような解釈をとることができる。すなわち、皮質骨の組織は、周知のようにコラーゲン線維の束から構成されるオステオン組織で成り立つ典型的な異方性を示す。そのために、切削したオステオン組織の場所によって削られ方が異なり、切削面直下にほとんど切削の影響を残さない箇所や、切削の影響を残す箇所などがランダムに存在するのではないかと考えられる。その一つの根拠となることは、第3章でも述べたように、オステオン構造はセメント線付近にて破壊され易くなり、セメント線に近い箇所を削った箇所ではその切削の影響が切削面直下に残った可能性が高いと考えることができる。



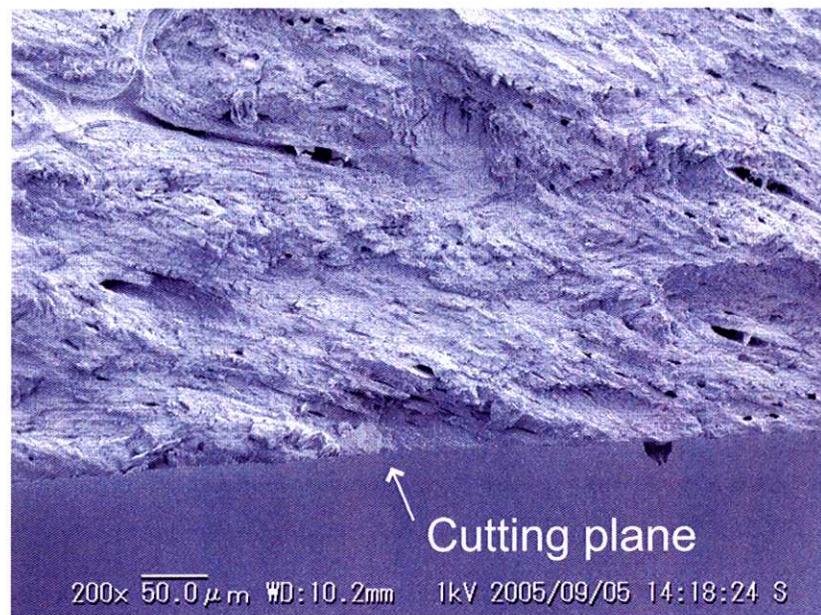
(a) x200



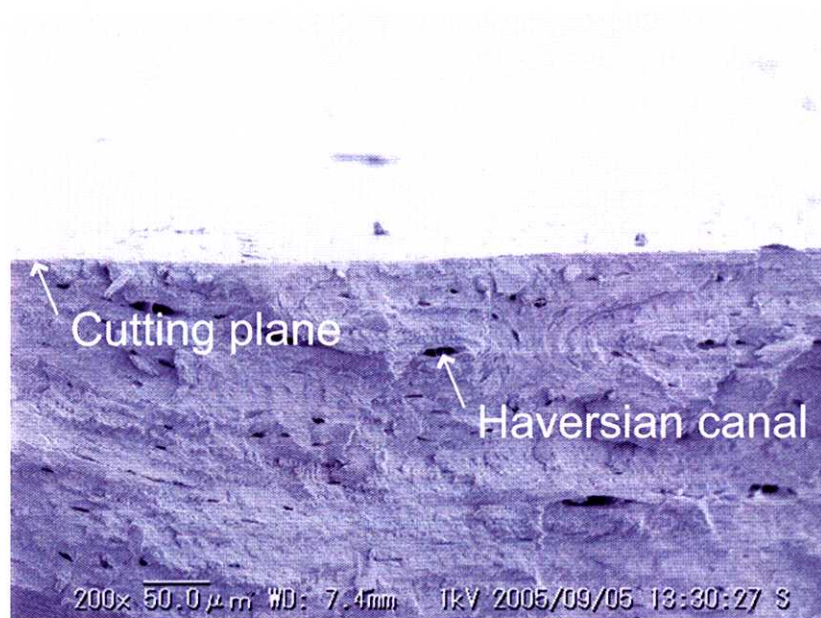
(b) x200

Fig.5.12 断面の直接観察 (含水骨)

Material: pig wet cortical bone, Side and Up cutting, Measured cutting temp. 50deg., Type T cutting,
Cutting speed: 78.5m/min, Feed per tooth: 0.001mm/tooth, Radial depth of cut: 1mm
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 30° , Rake angle: 14° ,



(a) x200



(b) x200

Fig.5.13 断面の直接観察 (乾燥骨)

Material: pig dry cortical bone, Side and Up cutting, Measured cutting temp. 70deg., Type T cutting,
Cutting speed: 78.5m/min, Feed per tooth: 0.001mm/tooth, Radial depth of cut: 1mm
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 30° , Rake angle: 14° ,

(2) 超音波顕微鏡による内部観察

次に、試料作成による物理的な影響を受けずに観察可能な方法として、超音波顕微鏡による内部組織状態の観察を試みた(日立建機ファインテック(株), HSAM220).

100 μm 程度までの内部観察を試みたが、表面凹凸の影響および装置周波数(200MHz)の影響により、内部への超音波入射は困難で、表面近傍での測定にとどまった(Fig.5.14). しかも、超音波顕微鏡は「相対比較」装置であるため、これらの画像のみからでは加工変質層の存在を判断する事は難しいとの判断に至った.

(3) 透過顕微鏡による薄切片観察

ミクロトーム等にて試料の薄切片を作成し、その組織状態を透過顕微鏡にて観察することを検討したが、試料作製時に生じる力学的損傷を回避することは難しく、今回の実験では行わなかった.

以上、顕微鏡観察によって加工変質層の存在を確認しようと試みたが、画像のみからではその判断は難しい結果であった. そこで、次節以降で、加工変質層の要因である塑性変形と熱損傷に分類して検証を試みる.

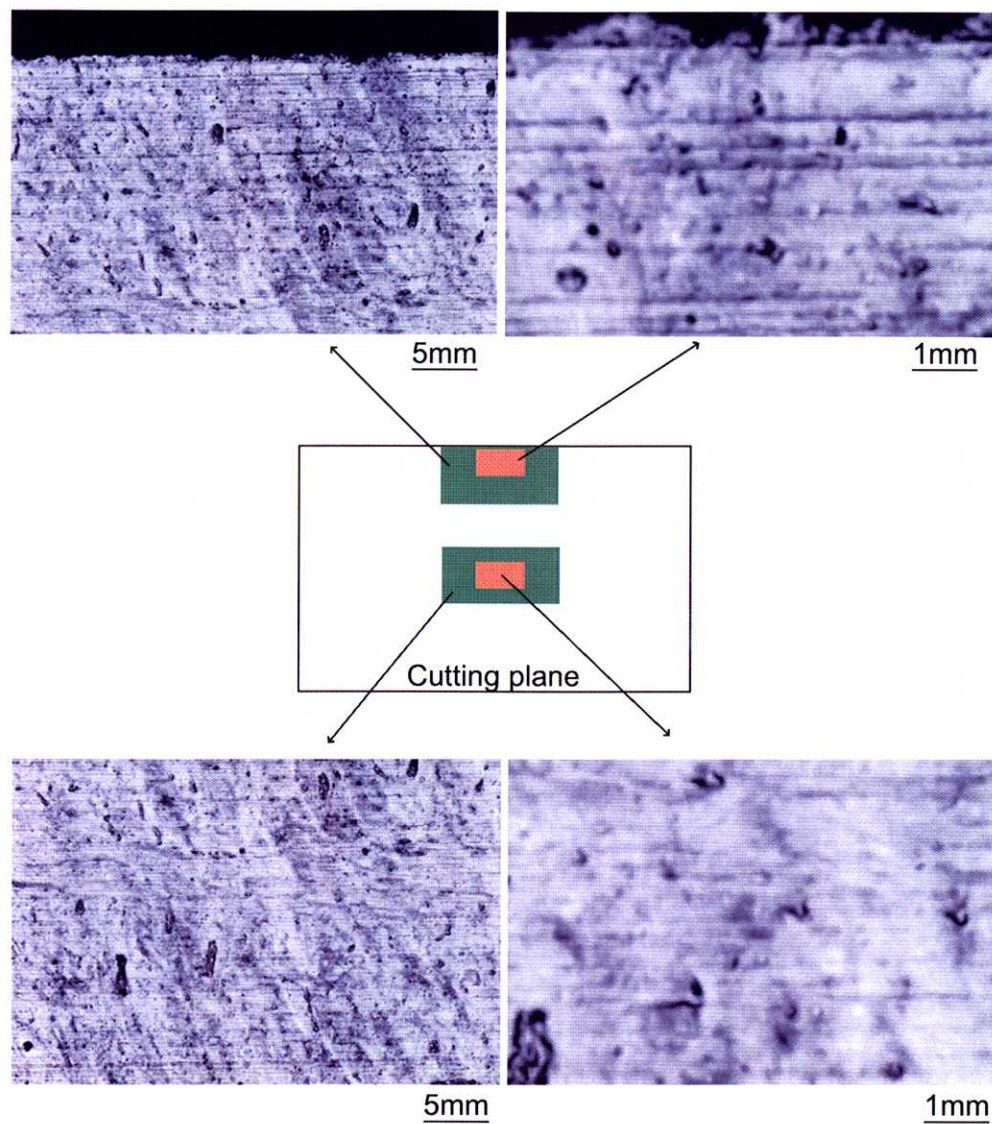


Fig.5.14 超音波顕微鏡による表面近傍観察 (乾燥骨)

Material: pig dry cortical bone, Side and Up cutting, Measured cutting temp. 70deg., Type T cutting, Cutting speed: 78.5m/min, Feed per tooth: 0.001mm/tooth, Radial depth of cut: 1mm
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 30° , Rake angle: 14° ,

5.4.2.2 塑性変形に起因する変質層

加工変質層を生じる1つの要因として、材料の塑性変形が挙げられる。この時、弾性回復しきれない変形部分が塑性変形層として残っていると考えられる。そこで、論文中第4章で用いた2次元切削装置を用いてバイト工具を押し込み、押し込み力と塑性変形量、応力歪みの関係を検討した。

試料としては、豚大腿骨の皮質緻密骨において含水骨を用い、押し込み工具としてはすくい角 5° 逃げ角 5° の2次元バイトを用いた。また、組織構造に対する押し込み方向としては、オステオン軸接線方向に工具を押し込む「タイプT」と、オステオン軸断面方向に工具を押し込む「タイプA」の2方向を選択した。

Fig.5.15(タイプT)、Fig.5.16(タイプA)に塑性変形の様子を示す。押し込み力が約15N以上になると、試料表面に弾性回復できない部分が存在するようになる。この部分が、塑性変形した部分であると考え、押し込み力を25Nにした場合、接線方向「タイプT」にて約 $10\mu\text{m}$ 、断面方向「タイプA」にて約 $5\mu\text{m}$ の残留変形量が測定できた。

試料としては、同一個体の同一部位を用いているため、材料強度はほぼ同じであると考えられるが、この塑性変形量の違いにどのような意味があるのかを検証する必要がある。この実験において用いた試料は、水分を含んだ含水骨であり、そのために試料の透明性が増したため、応力に応じた材料の歪み現象を観察することが可能であった。そこで、これらの押し込み方向に対して歪み分布の様子を押し込み力との関係で考察した。

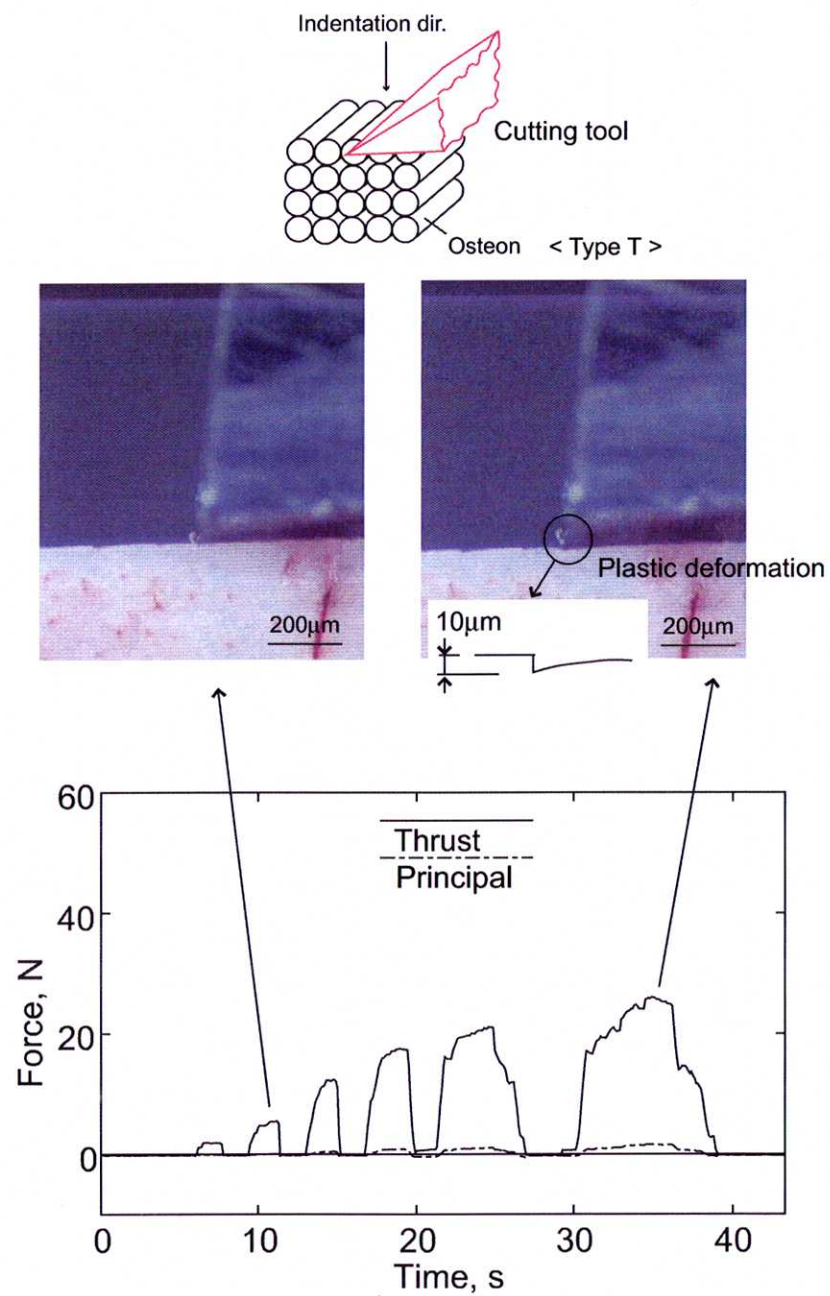


Fig.5.15 押込み力による塑性変形, タイプ T

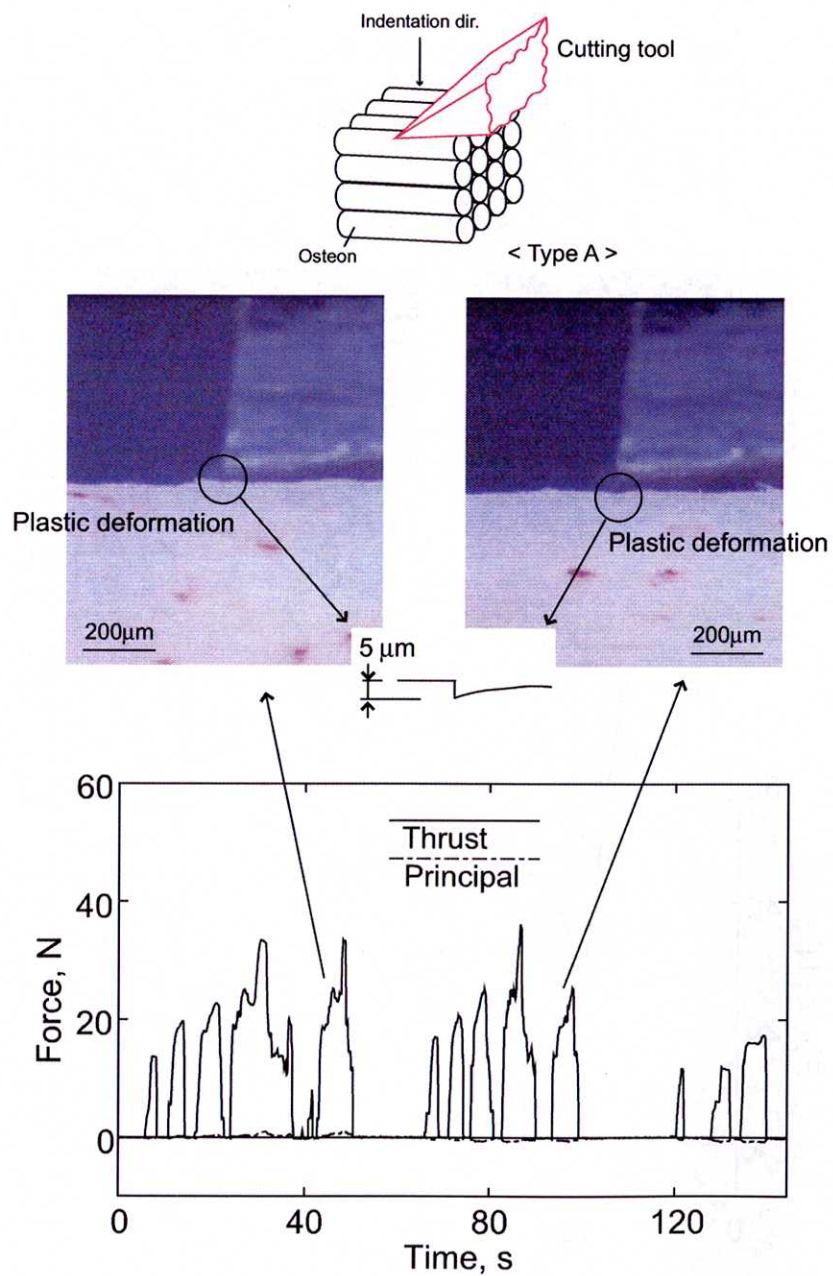


Fig.5.16 押込み力による塑性変形, タイプ A

押込み力 25 N を加えた場合の、応力によるひずみ状態を Fig.5.17 に示す。

ひずみ模様は、いずれの場合も刃先直下に広がり、Fig.5.17 中にて黒ずんで観察される。ただし、ひずみ模様の形態は、押込み方向によってその状態が異なる。オステオン接線方向の「タイプ T」においては、歪みは刃先直下に広がりとともに刃先前後にも広がり広範囲において歪みが観察される。一方、オステオン断面方向「タイプ A」でのひずみ模様は刃先直下に進行し、刃先前後方向にはあまり広がらない。この歪み模様は、Fig.5.18 に示すように、オステオン接線方向「タイプ T」において、歪み深さ 150 μm 、歪み幅 50 μm となる。一方、オステオン断面方向「タイプ A」においては、ひずみ深さ 50 μm 、ひずみ幅 40 μm となる。

このひずみ模様に関して、試料深さ方向に広がるひずみ深さと、水平方向に広がるひずみ幅と押込み力の関係を示したものが Fig.5.19 である。オステオンに対して接線方向に押し込んでも、断面方向に押し込んでも、押込み力を増加させるとひずみ量は増加するが、押込み力が 20~25 N を超えると、ひずみ変形量はほぼ一定に落ち着く。このグラフで特筆すべきは、オステオン接線方向に押し込んだ場合のひずみ幅の増加傾向である。押込み力を増加させるに従い、急激に変形量も増加する。この変形量は押込み力が 20 N 時で約 200 μm にも及ぶ。しかしながら、押込み力が 20 N を超えるとその増加カーブは緩やかになる。

この Fig.5.19 の現象を考察すると次のようになる。オステオンに対して接線方向に押し込む「タイプ T」の場合には、セメント線を含んだオステオン間の強度が低いために押し込み方向に対して直角方向へ変形や破壊が進展しやすく、ひずみ範囲が広げられる。これに対して、オステオンの断面方向に押し込む「タイプ A」切削の場合、第 3 章でも明らかにしたように、この方向のせん断強度は「タイプ T」方向の約 2 倍になる。したがって、「タイプ A」のひずみ模様深さが「タイプ T」の約 1/2 になっていることと、このせん断強度の違いとは密接な関係があると考えられる。また、ひずみ模様の幅が「タイプ T」の場合に比べて極端に小さいのは、押し込み力を強度の高いオステオン組織ですべて支え、オステオン間の強度の低いセメント線部にほとんど影響を及ぼさないためだと考えられる。この反対の場合が上述の「タイプ T」の場合である。

これらのことを総合すると、オステオンに対して接線方向にひずみが広がるが、断面方向には広がりにくい。そこで、Fig.5.20 に示すようなオステオンの変形が生じていることが推測できる。

以上をまとめると、背分力方向に 20N 以上の力が作用した場合、接線方向に 10 μm 、骨軸方向に 5 μm の塑性変形を生じ、接線方向に 200 μm 、骨軸方向に 50 μm の範囲に渡って歪みによる影響を受けると考えられる。

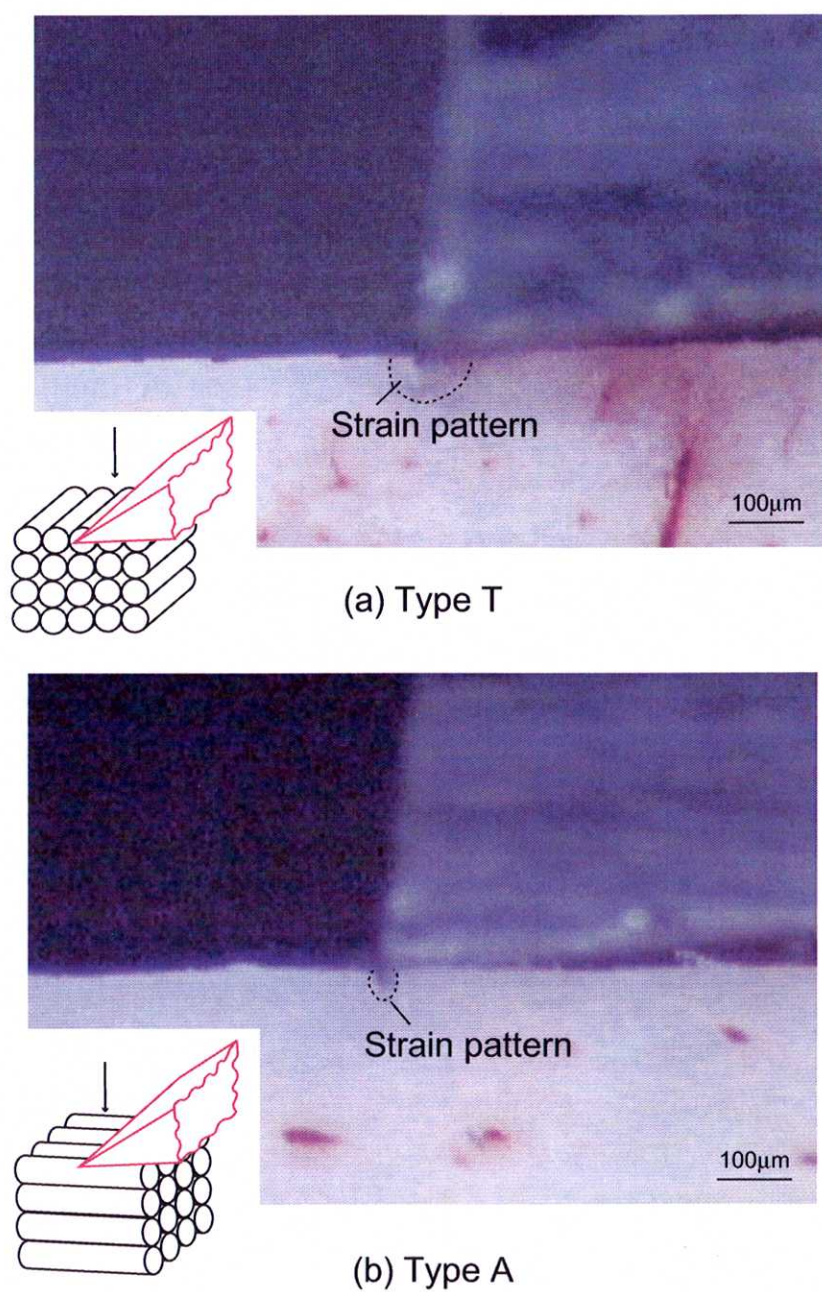
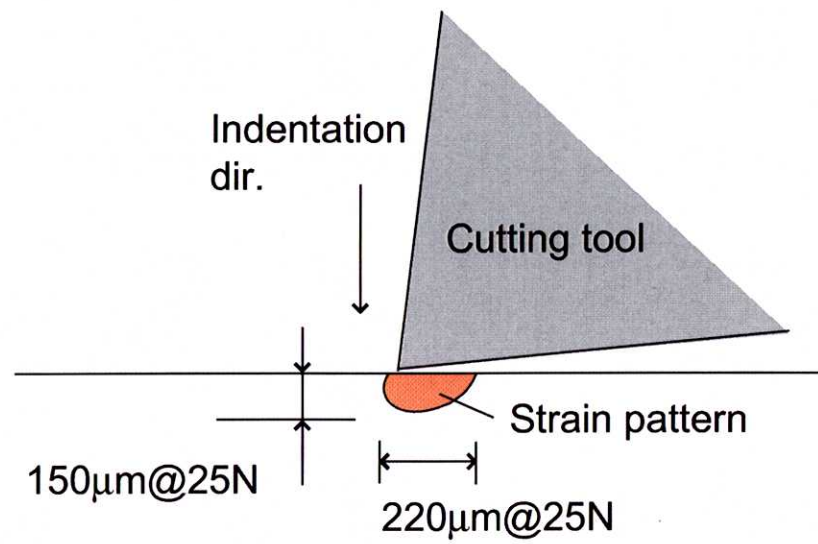
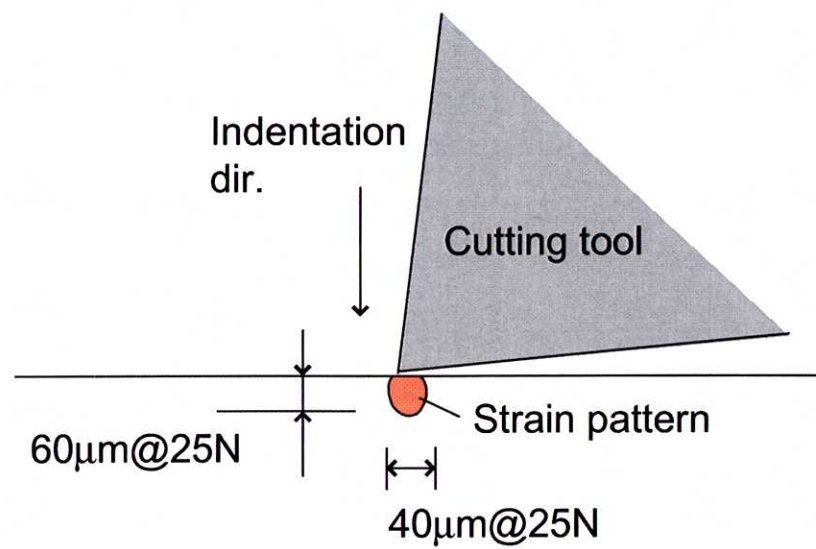


Fig.5.17 押込み力による応力歪み



(a) Type T



(b) Type A

Fig.5.18 押込み力による応力歪みの模式図

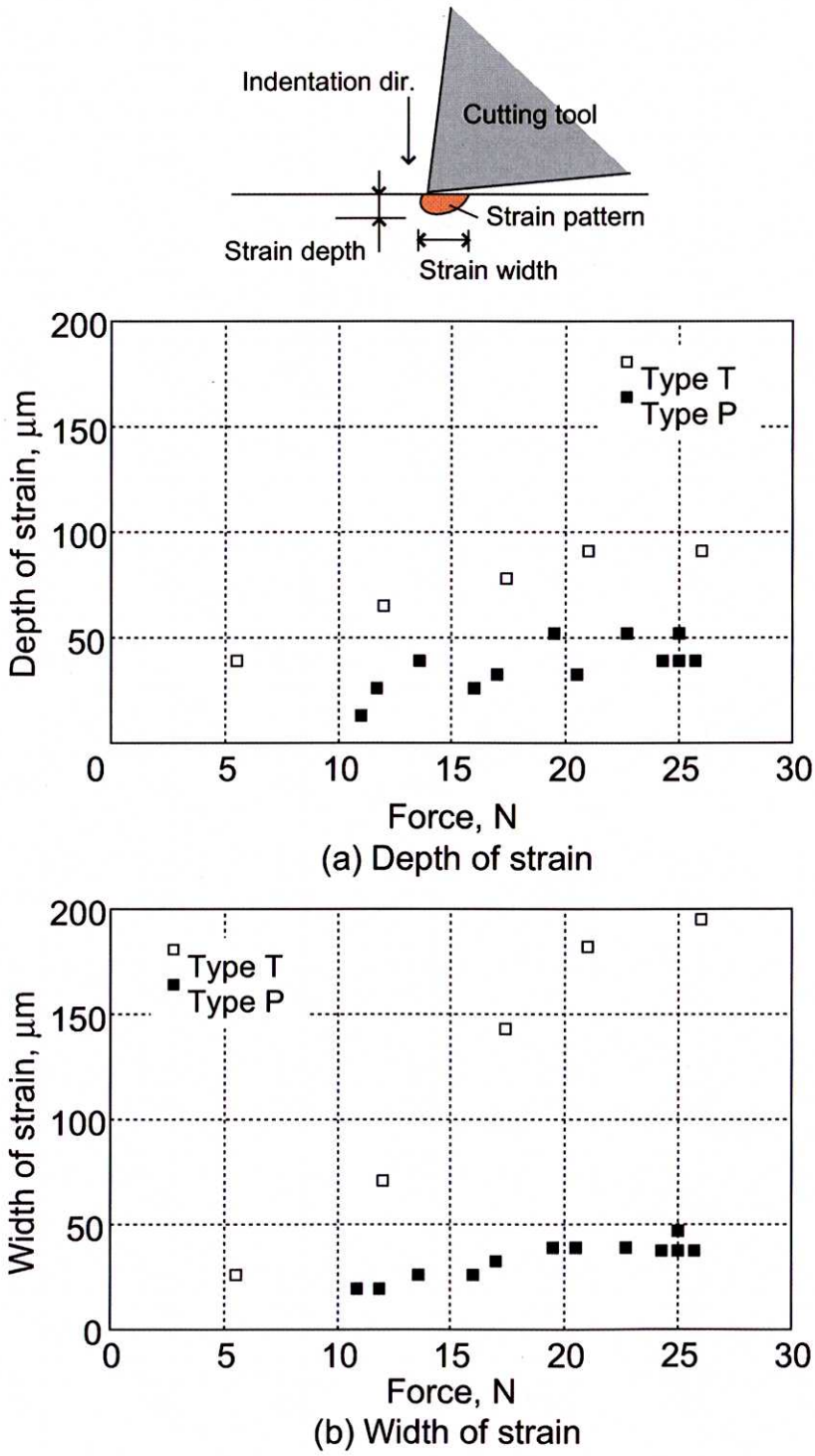


Fig.5.19 押し込み力と応力歪み範囲の関係

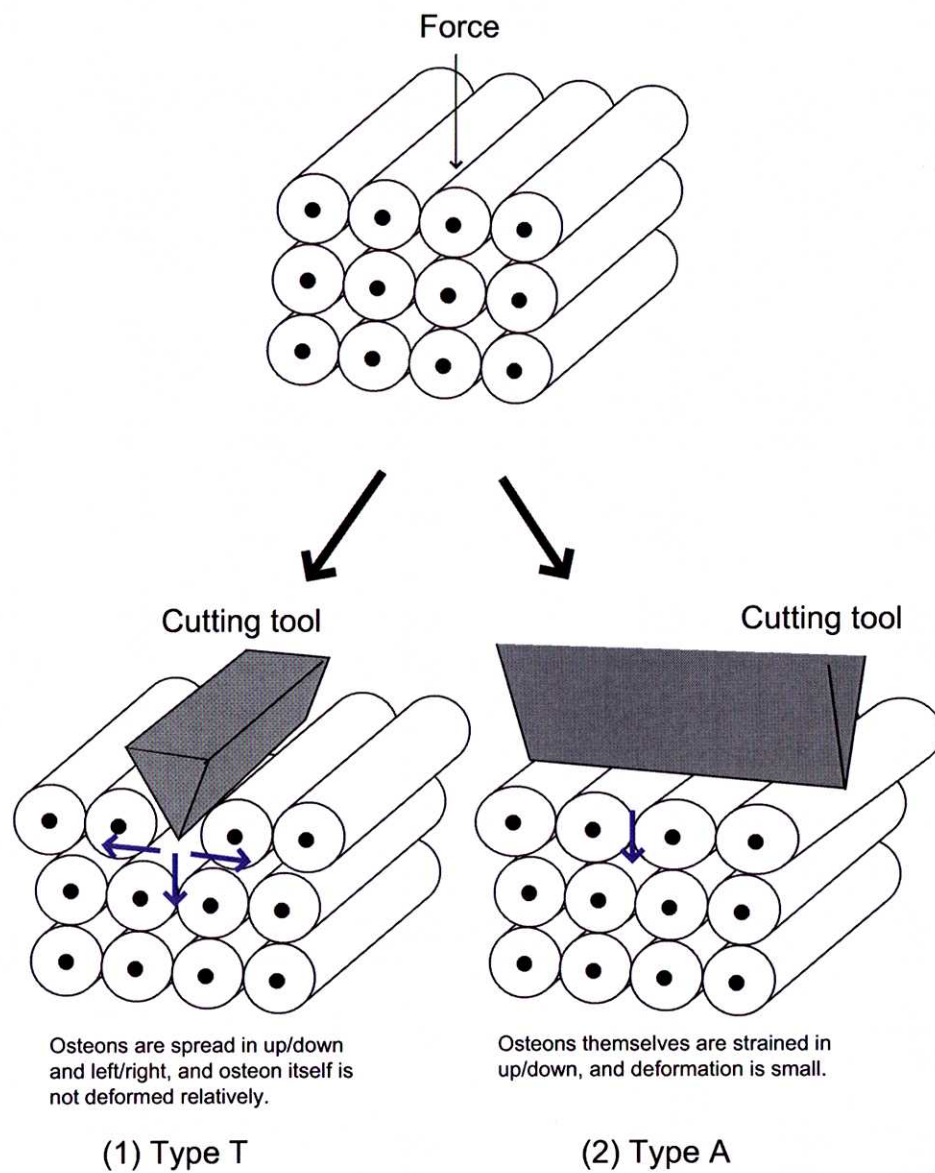


Fig.5.20 応力による歪変形模式図

5.4.2.3 熱損傷に起因する変質層

皮質骨をエンドミル加工した後、光源下にて加工面を観察するとわずかに光沢を帯びていることが確認できる。この現象は2次元加工装置による加工後にはほとんど確認されず、切削温度が約50℃以上になるようなエンドミル加工面に特有である。そこで、熱損傷による何らかの影響を受けている可能性があるとして以下に議論を進める。加工変質層を生じる一つの要因として、熱損傷による組織変性を想定した場合、骨加工においては、コラーゲン線維のゼラチン化が推測される。そこで、本当にコラーゲンがゼラチン化したのかどうかを検証することが必要となる。

骨の主成分の一つであるコラーゲンは、線維たん白質の一つで、動物の骨、皮、腱などの結合組織に広く分布している。脊椎動物が含有するたん白質の3分の1を占めるといわれている。それぞれ約10万の分子量をもったポリペプチド鎖が3本集まり、Fig.5.21に示すようにらせん構造のユニットを構成している。そして、このユニットが規則的に集合し、分子間結合を生じて、長い線維を形成している。線維自体の長さは約300nm、太さ約1.5nmであり、約30万(1ユニット)グリシン、イミノ酸(プロリン、オキシプロリン)が、それぞれ全体の3分の1、9分の2と特異的に多い。シスチン、トリプトファンは存在しない。ゼラチンのアミノ酸組成は、コラーゲンとほぼ同一である。

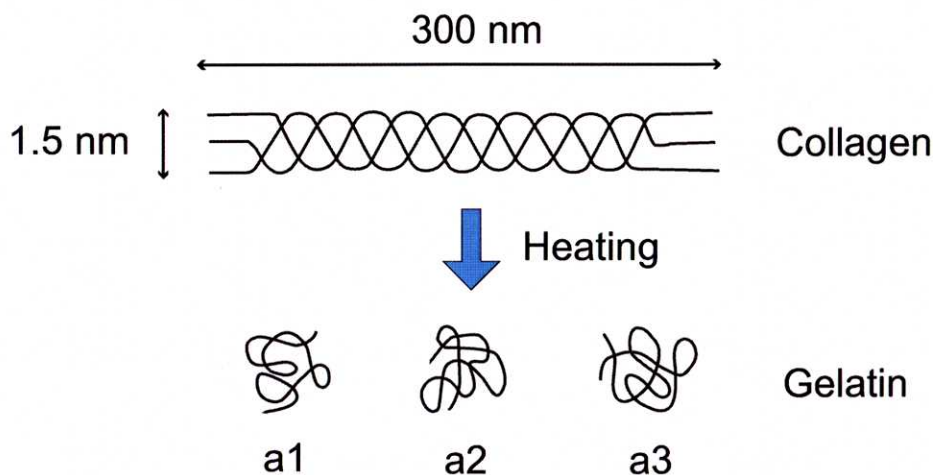


Fig.5.21 コラーゲンのゼラチンへの変質

一方、ゼラチンの検出方法としては、

- (1) ビウレット反応、キサントプロテイン反応、ニンヒドリン反応などの一般的なアミノ酸検出反応を用いる。

ゼラチン以外のアミノ酸がまったく存在しないのであれば、この反応で

呈色する場合はゼラチンがあるということが言える。ただし、他のアミノ酸がまったく存在しないということを証明する必要がある。

また、キサントプロテイン反応で呈色が確認できない、もしくは確認できたとしても発色が弱く、ビウレット反応やニンヒドリン反応では強く呈色した場合、存在するアミノ酸やペプチドはゼラチン由来であることを証明する必要条件にはなる。ゼラチンはコラーゲンを構成する三本鎖がほどけたもので、このペプチド鎖は芳香族アミノ酸の含量が極端に低いことが知られている。

キサントプロテイン反応は芳香族アミノ酸が存在しなければ進行せず、該当部位には芳香族アミノ酸がほとんどなく、その他のアミノ酸が存在することになり、分析対象物がゼラチンである可能性が示される。しかし、前述したようにコラーゲンとゼラチンは同じアミノ酸構成を持つため、両者の区別は困難である。

(2) 免疫染色法を用いる。

ゼラチンの存在を直接証明するには、免疫染色法による検出が考えられる。ゼラチンはコラーゲンを構成する三本のペプチド鎖が解けてばらばらになったものであるため、コラーゲンを認識する抗体によって、各々のペプチド鎖が検出できる可能性はあるのだが、ゼラチンを認識できる抗体が存在しない。

ただし、対象動物種のコラーゲンを認識する抗体のうち、市販のゼラチンを認識しないものを選択すれば、このモデルを証明できる可能性はあるが、実際の骨表面でゼラチンとコラーゲンの違いを抗体が認識できるということを証明する必要がある、これはほぼ不可能である。

以上より、化学・生化学的な方法のみでゼラチン化したことを立証することは難しく、顕微鏡にて形態的な違いを見ることが現実的となる。

ただし、ゼラチンは可溶性であるので、50～60℃の水中にて溶解することができる。そこで、一つの試みとして、切削温度約70℃、送り速度50mm/minの条件下でエンドミル加工をおこなった試料を、60℃の湯煎中に加工面の一部を約1分間浸し、刷毛を用いて表面部分を取り除いた。そして、その後レーザ顕微鏡を用いて加工面の状態を調査した。Fig.5.22に加工表面を、Fig.5.23に形状測定結果を示す。

Fig.5.23(a)に示すように、湯煎中にて洗浄した面は加工面より約10μm部分取り除かれていることが形状測定結果より分かる。この原因としては、コラーゲンがゼラチン化しており、ゼラチン部分が溶解したかあるいは、加工によって損傷、脆

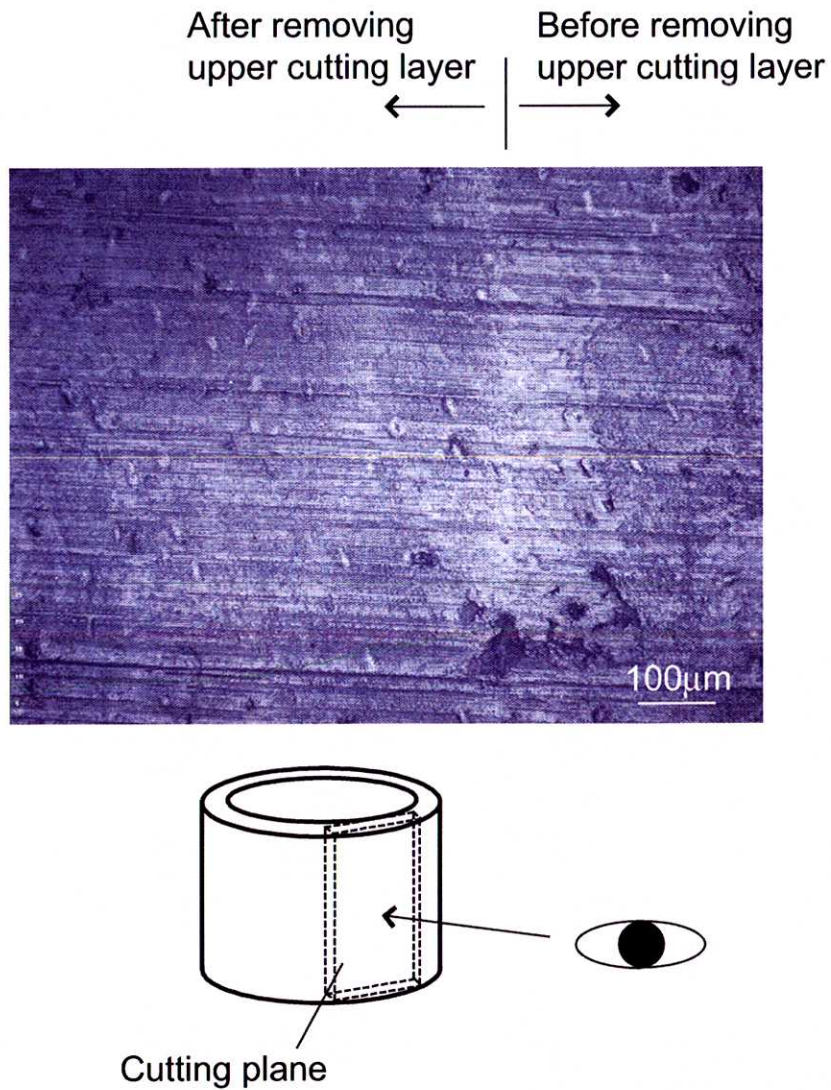
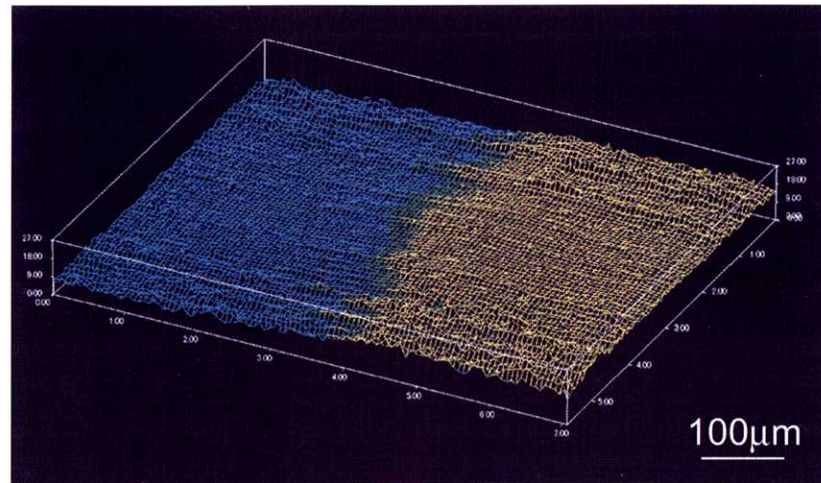
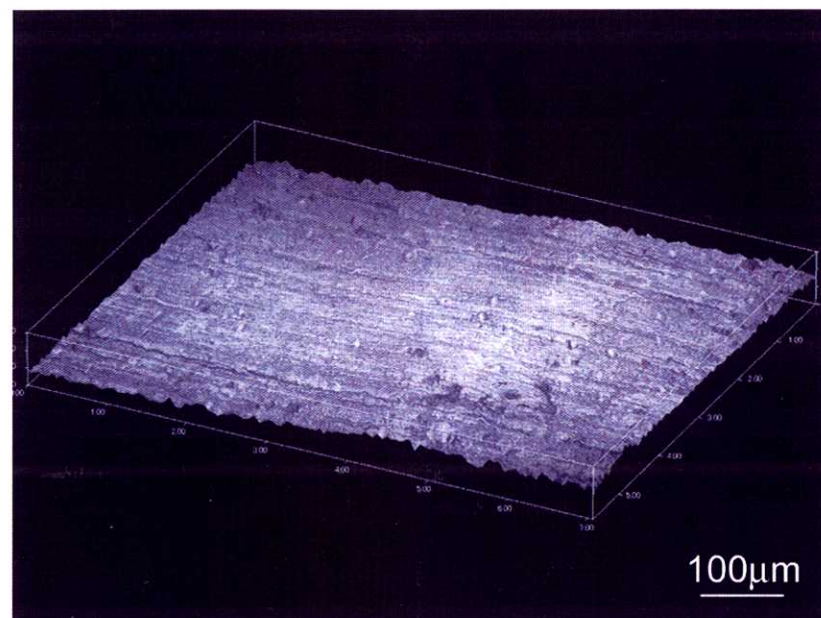


Fig.5.22 表層除去前後の加工面状態

Material: pig cortical bone, Side and Up cutting, Cutting temp. 70deg.
 Cutting speed: 78.5m/min, Feed per tooth: 0.06mm/tooth, Radial depth of cut: 1mm
 Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, helix angle 30° , Rake angle 14° ,



(a) Shape analysis



(b) Image of the analyzed plane

Fig.5.23 表層除去前後の加工面形状評価

弱した表層部分が欠落したことが考えられ、切削力、温度が組織に及ぼす影響を含め今後研究を進める必要がある。

特に、人工関節置換術においては、骨を機械加工した後、Ti合金製の人工関節と接合させている。そこで、接合後、骨が再生して人工関節と癒着していく過程において、加工によって変質した層がどの程度骨再生に影響を及ぼすのかを今後十分に検証する必要がある。

セメントを用いない現在の手術では、海綿骨中に入り込んだ人工関節のステム部に再生した海綿骨が絡みつくことによって接合強度を保っており、人工関節面と骨切削面の接合に関しては各人工関節メーカー共、試行錯誤しているような状態にあるのが現状である。

一般的に、骨再生が起こるためには破骨細胞や骨芽細胞の存在が必要となるが、想定している術式で関節部分を平滑化した場合、骨再生は海綿骨で起こる。また、骨切削後の平滑部と人工関節の接触部、すなわち、人工関節の張り出した部分の下面と骨切削部（切除部）の接触面においては、骨再生の担い手にあたるものがことごとく破壊されており、早期に骨再生が起こるということは考えにくい。人工関節によっては、切削面と接触する部分をメッシュ状にしておき、再生した骨が絡みつきやすいように工夫しているものもあるが、まだ研究開発の途上にある。そのため、切削面であっても接合が促進されるような加工方法を今後の検討課題としなければならない。

5.4.3 組織構造と切除メカニズムの関係

これまでに述べてきた切削抵抗波形によって、切れ刃の切削挙動をある程度までは捉えることができたが、それはあくまで間接的な推測に過ぎないことが多い。そこで、エンドミル切削における切りくず生成プロセスを知り、それと切削抵抗波形との関連性を調べることはエンドミル加工特性を知るために必要なことである。

ところで、2次元切削における切りくず生成については、第4章で詳述し、その形態を明らかにしたので、切りくず生成の基本的なことは理解できたのであるが、エンドミル切削における切りくず生成はこれまでに観察されていないので、両者の相関関係が明確ではない。そこで、実際のエンドミル加工に近い状態において切りくず生成観察を試みた。

Fig.5.2 に示したように、卓上旋盤を改造して、エンドミル切れ刃による2次元切削したときの切りくず生成プロセスが観察できる可視化装置を製作した。工具径 10 mm、すくい角 14° 、直刃二枚刃のエンドミルを旋盤のチャックに取り付けるとともに、刃物台に被削材を取り付けて切削した。この時、Fig.5.2 のように、工具断面側に顕微鏡レンズを向けて、切れ刃が切削を開始してから終了するまでのプロセスを観察した。そして、観察しやすくするために、エンドミルを低速回転 (30 rpm) し、一刃送り量を大きくとり (1 mm/tooth)、切削形態が2次元に近くなるように、軸方向切入を皮質骨で 200 μm 、海綿骨で 500 μm とした。また、被削材は 5.2.4 節に示した豚皮質骨 (密度 $\rho=1.95\text{g/cm}^3$) と豚海綿骨 (密度 $\rho=1.12\text{g/cm}^3$) を用いた。ただし、この実験では切りくず生成の観察とともに、切りくず生成に同期した切削抵抗も測定し、切りくず生成過程と切削抵抗波形との比較を行った。

皮質骨の上向き切削における切りくず生成を切れ刃の進行とともに示したのが Fig.5.24 であり、工具回転角によって切りくず形状や亀裂がどのようなになるかを図解したのが Fig.5.25 である。これによると、切削開始直後の切りくず厚さの小さな段階では、切りくずはあたかも延性材料の切削における切りくず生成と同様に、連続流れ型の切りくずを生成する。しかしながら、工具回転角が大きくなって切りくず厚さが増加すると、切れ刃先端で切りくずの層内に切削表面に平行に被削材内部に向かって亀裂が発生する。そして、その時期を境として、亀裂を原因とした破壊によるブロック状の切りくずを生成するようになる。この亀裂発生の原因は、第4章でも述べたように、切削せん断面で発生するせん断応力に起因するものと考えられる。

続いて切りくず厚さが一層増加し、設定一刃送り量 (1 mm/tooth) に近づいてくると、工具切れ刃すくい面延長上の被削材内部に向かって発生する亀裂も見られる

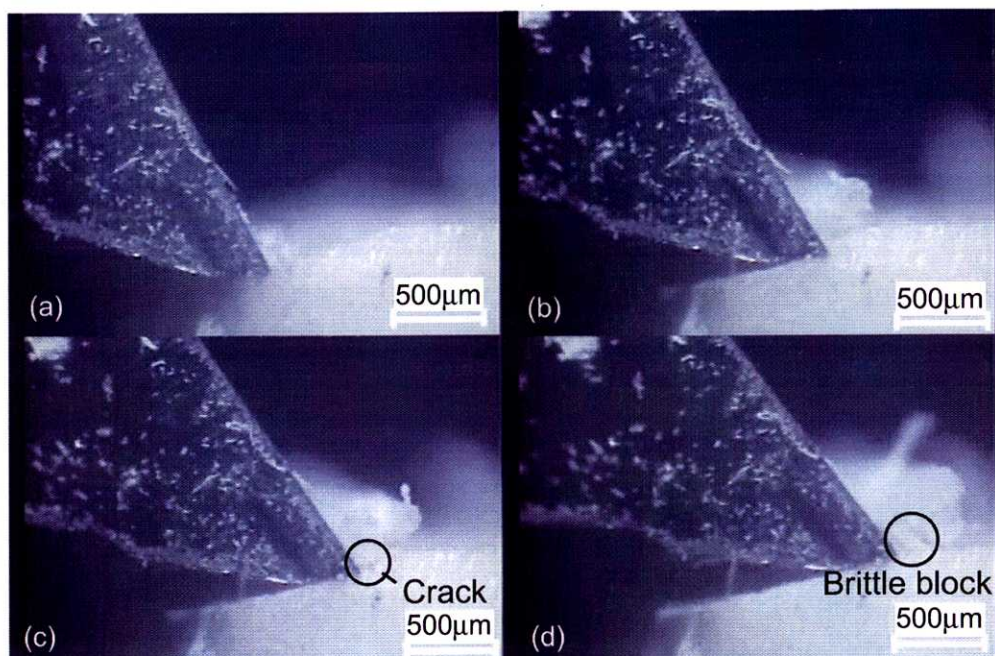


Fig.5.24 皮質骨の切除過程

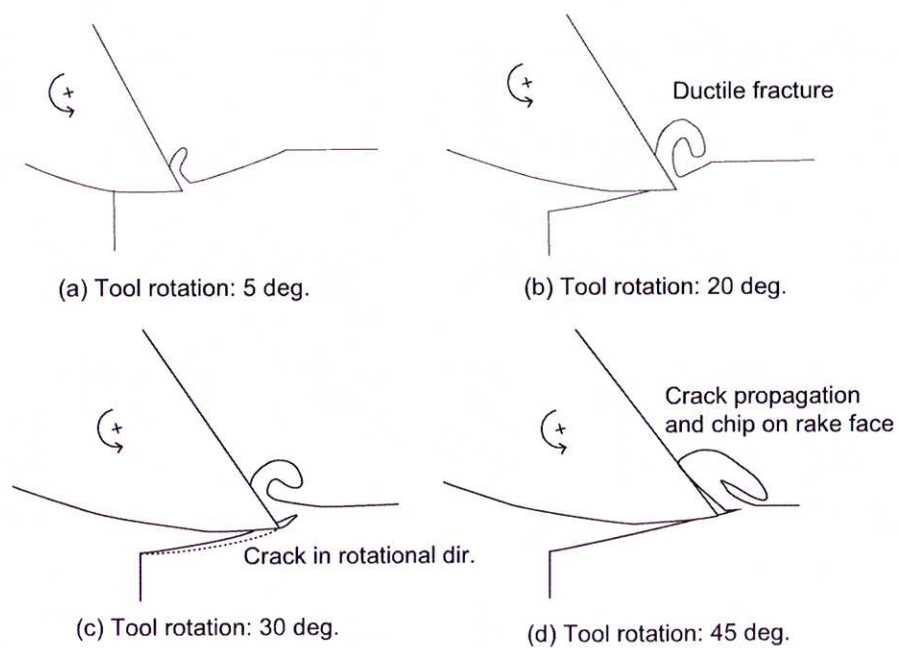


Fig.5.25 皮質骨の切除メカニズム

ようになり、切削挙動が一層亀裂型で断続的になる。この亀裂発生の原因は、切れ刃先端直下に発生する引張応力のためであると考えられる。

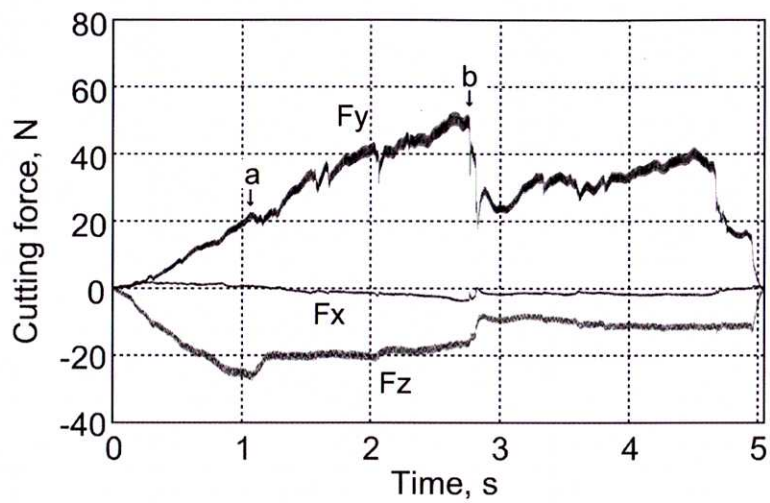
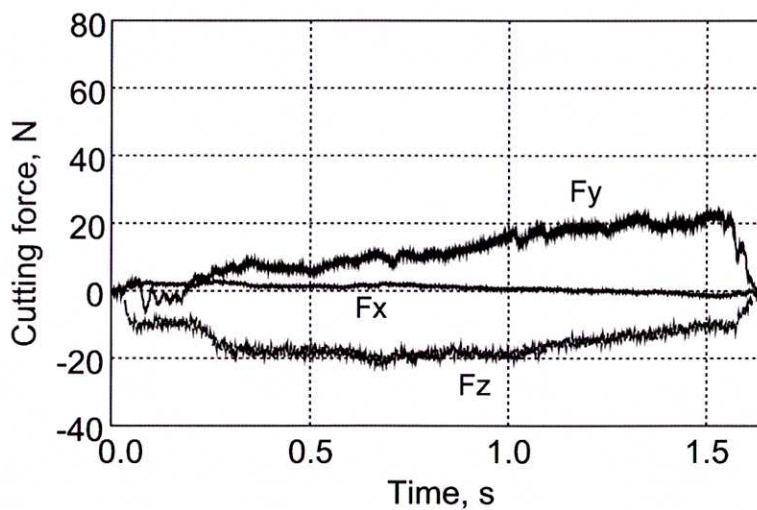
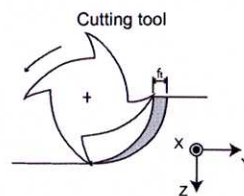
このことを切削抵抗波形でみると Fig.5.26(a) のようになる。すなわち、この図の半径方向分力 F_y で、a のところまでは切りくず厚さも小さいために、切りくずは連続流れ型になり、切削抵抗波形もほとんど変動しないが、a の時点で亀裂が発生したために切削抵抗は変動を始める。それ以後はこれを繰り返すので、切削抵抗は図のように変動を繰り返し、b 点で大規模破壊を生じるとともに切削抵抗が急激に変動する。この Fig.5.26(a) の場合の一刃送り量は $60\ \mu\text{m}$ であるが、その程度でも亀裂型切りくず生成が見られる。一方、Fig.5.26(b) に示すように、一刃送り量を $10\ \mu\text{m}$ にまで小さくすると、切削抵抗の変動は小さくなり、切取り厚さが大きくなるにつれて切削抵抗も直線的に大きくなる。この時、生成される切りくずとしては、連続流れ型の切りくずが生成される。切りくず厚さがいくらかから亀裂型切りくず生成になるかについては、ここからの結果で正確に判断することはできないが、第4章の微小切削における切削挙動のところでも述べたように、切りくず生成の流れ型と亀裂型の境界になる切りくず厚さは約 $10\ \mu\text{m}$ くらいであることが推察される。

以上のことから、エンドミルのような回転工具による切削でも、切れ刃の切取り厚さがある厚み以上になると、皮質骨は一見脆性材料のような切りくず生成挙動を示す。そのことは第4章での観察結果とよく一致しており、それを裏付けるように、亀裂型ブロック破壊状の切りくずを生成する。

Fig.5.27 および Fig.5.28 は、海綿骨の上向き切削における切りくず生成と工具回転角との関係を示したものである。ここで用いた海綿骨の組織構造は第3章で示したように、複雑な骨梁構造をなしており、5.2.4.2 節に述べたように乾燥しているので、骨梁と脂質だけが残っていると考えられる。したがって、気孔率の高い多孔質のものであるから、強度が低くしかも脆い状態であると理解してよい。

切削直後の切りくず厚さが小さいときには、微細な粉末状の切りくずを排出する。この粉末状切りくずは海綿骨の骨梁が亀裂を伴って微細に破碎したものと考えられる。続いて切削が進むと、Fig.5.27(b) および Fig.5.28(b) に示すように、切れ刃の下で被削材内部へ亀裂が発生し、その亀裂部分から被削材は大きく取られるように破壊し除去される。そして、このような現象は、一つの切れ刃が切削を終了するまでに2~3回繰り返される。この亀裂は切れ刃すくい面延長上で被削材内部に発生する引張応力による破壊とみられる。Fig.5.29(a) に示した豚海綿骨の切削抵抗波形上に発生する微細な切削抵抗変動は、この亀裂発生とそれに続いて発生する亀裂型破壊と材料除去の繰り返しによって生じたものと考えられる。

Fig.5.30 は豚皮質骨の切りくずであり、Fig.5.31 は豚海綿骨の切りくずである。皮質骨の切りくずは流れ型形状を示しており、小さな切りくず厚さの段階で排出さ

(a) Feed per tooth: $60 \mu\text{m/tooth}$ (b) Feed per tooth: $10 \mu\text{m/tooth}$ 

(c) Definition of cutting force direction

Fig.5.26 直刃エンドミルを用いた皮質骨加工時の切削抵抗波形
 Axial depth of cut: $200 \mu\text{m}$, Radial depth of cut: 5 mm , Up cutting
 Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 0 deg. , Rake angle: 14 deg.

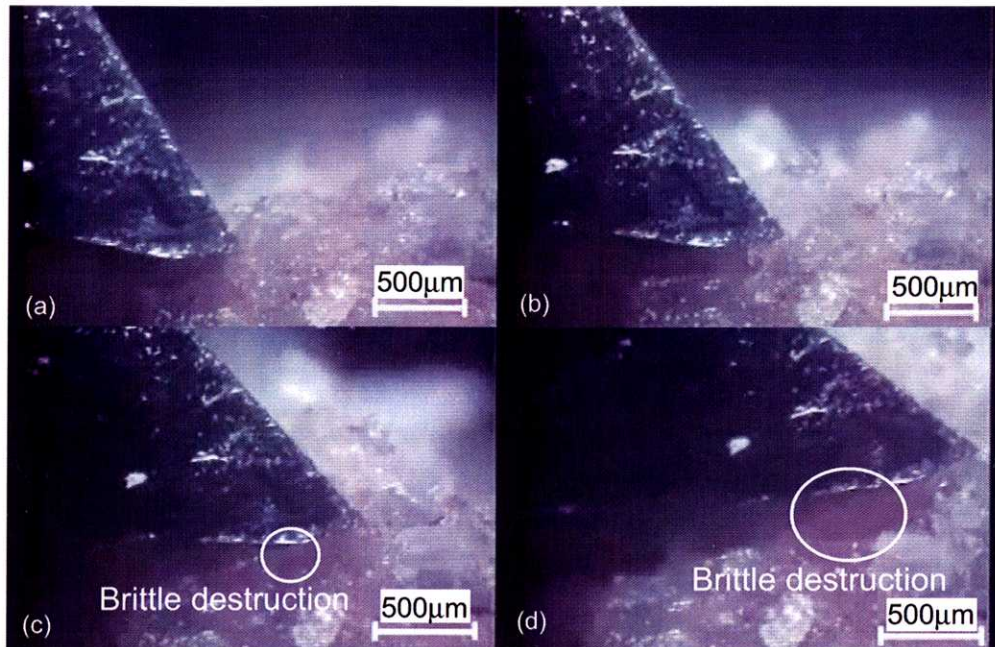


Fig.5.27 海綿骨の切除過程

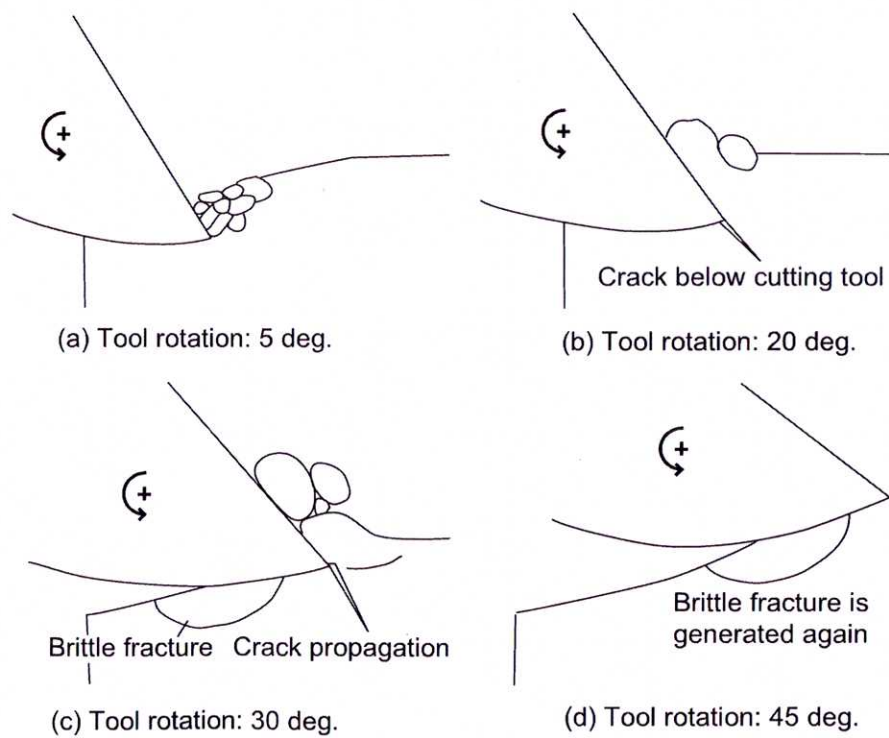
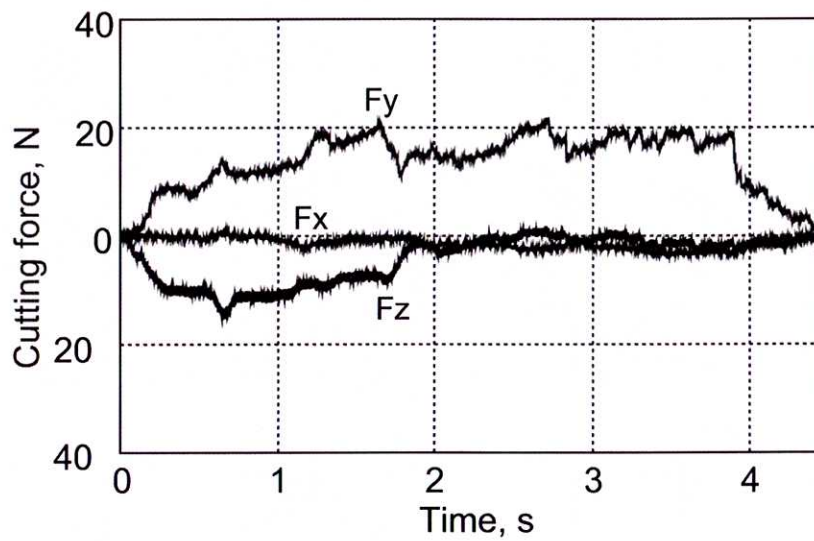
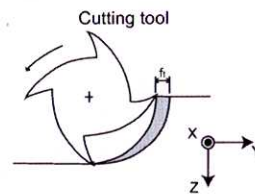
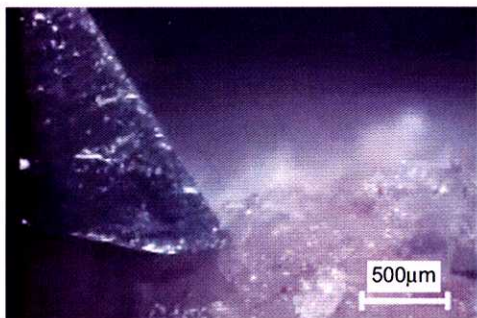


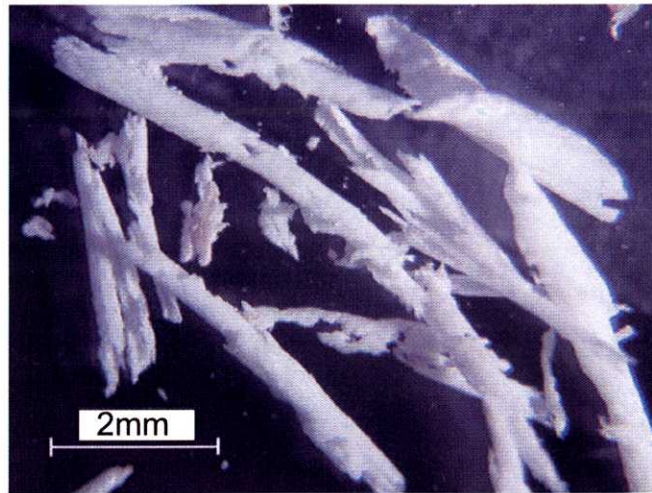
Fig.5.28 海綿骨の切除メカニズム

(a) Feed per tooth: $100 \mu\text{m/tooth}$ 

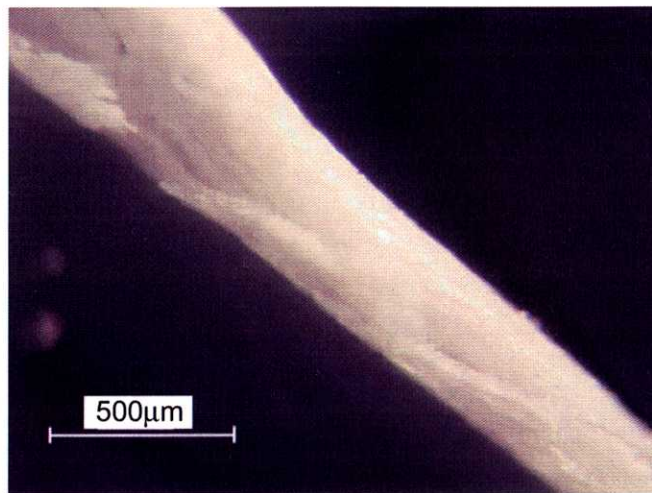
(b) Definition of cutting force direction

Fig.5.29 直刃エンドミルを用いた皮質骨加工時の切削抵抗波形
 Axial depth of cut: $500 \mu\text{m}$, Radial depth of cut: 5 mm , Up cutting
 Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 0 deg. , Rake angle: 14 deg.

れたものと考えられる。切削の終了段階では切りくず厚さが大きくなるために、亀裂型破壊によって切りくず厚さのサイズのブロック状もしくは破片状の切りくずとなる。これに対して、海綿骨の切りくずは皮質骨の場合と大きく形状が異なる。写真でも分かるように、粘着質の小さな切りくずが集合したように観察される。これは、乾燥した被削材を用いたが、残留する脂質のためであろうと考えられる。



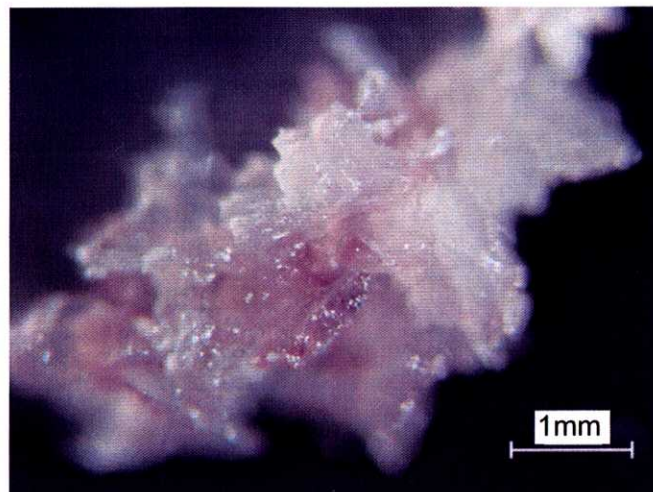
(a)



(b)

Fig.5.30 皮質骨切りくず

Cutting speed: 31.4m/min, Axial depth of cut: 10mm, Radial depth of cut: 5 mm,
Up cutting, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 30 deg., Rake angle: 14 deg.



(a)



(b)

Fig.5.31 海綿骨切りくず

Cutting speed: 31.4m/min, Axial depth of cut: 10mm, Radial depth of cut: 5 mm,
Up cutting, Cutting tool: $\phi 10$, 2 flutes, Helix angle: 30 deg., Rake angle: 14 deg.

5.4.4 組織の疎密と比切削抵抗の関係

ここでは、骨の機械的性質のすべてに深く関与し、それが被削性も左右すると思われる骨の密度と比切削抵抗との関係を明らかにする。

Fig.5.32 は豚の皮質骨の緻密質部から多孔質部にいたる各部位の密度と比切削抵抗の関係を示す。ここでも皮質骨の組織異方性の影響を避けるために、5.2.4 節で述べた様に骨軸の接線方向に切削した。また、皮質骨層が薄いために、ここでの実験では、工具半径方向の切り込みを 1 mm とした。

Fig.5.32 にみられるように、皮質骨の密度と比切削抵抗とは対数グラフ上で良好な直線関係を示す。また、仮りに切削の 3 分力の合力を主切削抵抗とし、それから求められる比切削抵抗と、工具半径方向の切削分力から求められる比切削抵抗を示した。皮質骨の上向き切削の場合には、工具送り方向分力と工具軸方向分力に比べて工具半径方向の分力の割合が比較的低いために、工具半径方向分力から求めた比切削抵抗は 80 MPa も低くなる。

これに対して、Fig.5.33 と Fig.5.34 は豚海綿骨と人海綿骨の密度と比切削抵抗との関係を示す。いずれも Fig.5.32 と同様に三分力の合力を主切削抵抗と考えたときの比切削抵抗と半径方向分力から求めた比切削抵抗を併せ示す。この両者の比切削抵抗差はいずれも約 30 MPa で皮質骨の場合よりもその差は小さい。そして、皮質骨と同様に、両者ともに両対数グラフ上で良好な直線関係を示す。

海綿骨に関しては、引張や圧縮強度は密度の 1.7 乗ないし 2 乗に比例するという“べき関係”(Power-law relationship) の存在が報告されている [67]。また、これらの強度と密度のべき関係は動物の種にかかわらず成立するので、人骨の代わりに豚骨を使っても大きな違いはないと考えられている [64]。これに対して、切削加工での切削過程が圧縮応力状態に近いと考えてもよいので、密度と比切削抵抗の関係も両対数グラフ上で直線関係を示してもおかしくないと考えられる。

その一方で、皮質骨の場合はどのように考えたらよいのであろうか。中村 [64] によると、皮質骨の質を問題にするとき、最も重要な現象は「ひび(クラック)」であるという。この「ひび」はコラーゲン分子レベルでの構造異常による分子ないし原子間の離間で、具体的には、骨基質蛋白とコラーゲンの結合破断、コラーゲン分子間結合の剥離、コラーゲン分子内での原子間結合の破断などが骨組織として「ひび」として現れるという。

すなわち、この「ひび」は皮質骨組織における欠陥であり、組織の疎密による脆弱化はこの「ひび」現象に近いとみてよいであろう。また、Schaffler ら [68] によって、皮質骨の強度と剛性は「ひび」の増加とともに指数関数的に低下することが明

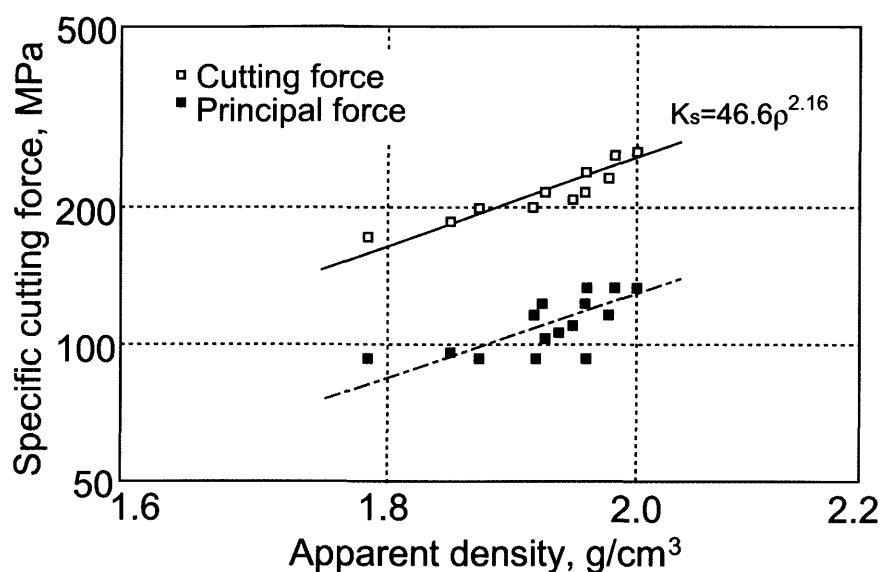


Fig.5.32 みかけ密度が比切削抵抗におよぼす影響, 皮質骨

Cutting speed: 15.7m/min, Feed per tooth: 0.1mm/tooth, Up cutting,
 Radial depth of cut: 1mm, Axial depth of cut: 10mm,
 Cutting tool: $\phi 10$, square endmill, 2 flutes, Helix angle: 30deg., Rake angle: 14deg.

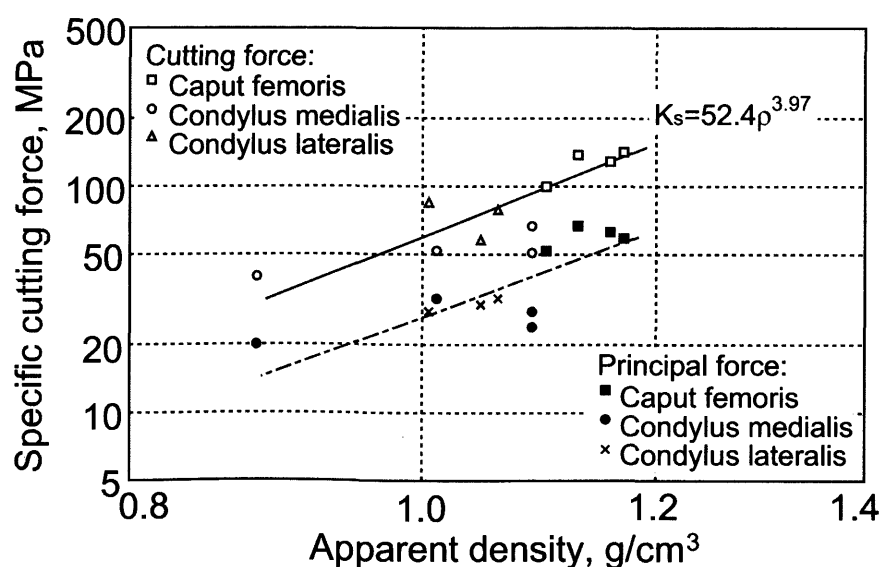


Fig.5.33 みかけ密度が比切削抵抗におよぼす影響, 海綿骨

Cutting speed: 31.4m/min, Feed per tooth: 0.05mm/tooth, Up cutting,
 Radial depth of cut: 3mm, Axial depth of cut: 10mm,
 Cutting tool: $\phi 10$, square endmill, 2 flutes, Helix angle: 30deg., Rake angle: 14deg.

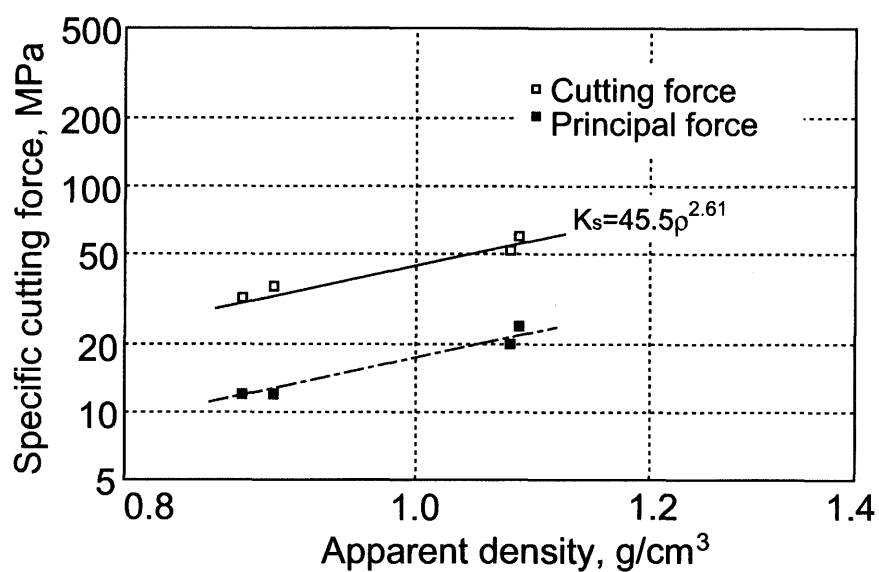


Fig.5.34 みかけ密度が比切削抵抗におよぼす影響, 人骨

Cutting speed: 31.4m/min, Feed per tooth: 0.05mm/tooth, Up cutting,
 Radial depth of cut: 3mm, Axial depth of cut: 10mm,
 Cutting tool: $\phi 10$, square endmill, 2 flutes, Helix angle: 30deg., Rake angle: 14deg.

らかにされている。この「ひび」は骨組織の変質や多孔質化を招くので、当然のことに「ひび」の増加は密度の低下を招くことになる。したがって、皮質骨の場合も、密度の低下は強度の指数関数的な低下に直接的につながるものと考えねばならない。このように考えると、皮質骨の切削における比切削抵抗と密度の関係が「べき関係」になることの妥当性が説明できる。

人骨の場合は、同一の骨頭部の海綿骨から被削材を採取したにもかかわらず、採取する個所によって密度が異なっており、骨切除装置で関節部を切削する場合に、切削部位によってこの密度の違いの影響が出るものと考えられる。

5.4.5 加工条件が切削抵抗に及ぼす影響

5.4.5.1 切削速度の影響

最初に、切削速度が切削抵抗にどのような影響をもたらせるかについて述べる。鋼の切削において、構成刃先を生成しない場合には、一般に数十 m/min 以下の切削速度では、切削速度の増加にともなって切削抵抗が減少することが報告されている [69][70] が、これについては次のような解釈がとられている。

すなわち、切削速度の増大は切れ刃すくい面の温度を上昇させ、平均摩擦角 β が減少する一方、せん断角 ϕ は増加するので切削抵抗は減少する。そして、切削温度上昇は被削材を軟化させ、切削せん断応力 τ_s を下げる作用をする。これに対して、切削速度の上昇はひずみ速度の上昇をもたらせるので、切削せん断応力 τ_s が上がることも考えられる。その結果として、それらの効果を合成すると切削速度の増大によって切削抵抗が減少した、という説明がなされている。一方、低切削速度域で構成刃先を生ずる場合には、上述の解釈に、構成刃先によるすくい角増加の影響で切削抵抗が低速域で一度減少し、高速域で構成刃先の消滅にともなって切削抵抗が増加するという解釈が加わるので、構成刃先を生じない場合の効果を合成すると、50 m/min あたりまでは切削速度の上昇にともなって切削抵抗がかえって増加するという説明もなされている [71]。これに対して骨の場合にどのような関係が得られるかを検討する。

5.3 節の Fig.5.8 でも述べたように、模擬海綿骨が豚海綿骨とよく似た切削抵抗波形を示し、海綿骨の代替材料として使用できるであろうということが明らかになったので、ここでは模擬海綿骨と豚海綿骨を用いて両者を比較しながら切削速度の影響を検討した。また、一部で比較のために皮質骨のデータも付記した。

Fig.5.35 は切削抵抗に及ぼす切削速度の影響を示したものである。この図は模擬

海綿骨，豚海綿骨，豚皮質骨を 15～47 m/min の切削速度で上向き切削したときと下向き切削したときの半径方向分力を示している．狭い切削速度範囲のためにデータの一般性は低いが，この切削速度範囲に限定すると，切削抵抗に対する切削速度の影響はほとんどみられない．

第4章で示した豚皮質骨の2次元切削観察によると，低切削速度域でも構成刃先の発生は認められないので，切削速度の上昇による切削抵抗の増大は考えられない．それならば，切削速度の上昇とともに切削抵抗が減少するかということでもない．

これについて，ここでの結果のように，15～47 m/min という低い切削速度域で切削速度が切削抵抗に影響しない理由を次のように考えることができる．第2章で人体の大腿骨を切削したときの温度を測定した結果，および，第6章で述べる豚皮質骨の切削温度の結果をみると，骨の切削温度はせいぜい 40～80 °C であり，しかも切削速度を多少変えても材料物性値が変わるほどの極端な温度上昇はみられない．ということは，平均摩擦角も大きく減少しないし，せん断角もそれほど増加しないということになる．そして，温度上昇がほとんどないのであるから，被削材の軟化もなくせん断応力もほとんど変化しない．これに対して，切削速度の変化の範囲も狭いので，ひずみ速度に大きな違いがないから，せん断応力もそんなに変わらないということになる．その結果，以上の効果を重ね合わせると，ここでの実験条件において，切削速度は切削抵抗に影響しないと考えてよいことになる．また，第6章で述べるように，高い切削速度になっても切削抵抗はほとんど変化しないために，材料物性値を変えるほどの温度上昇はみられない．

次に，上向き切削と下向き切削を比較すると，ここでの上向き切削の切削抵抗は低く出ているが，下向き切削での切削開始点における工具切れ刃と被削材との機械的衝突による過渡的切削抵抗分を除外すると，上向き切削の切削抵抗の方が高いのが通常である．特に半径方向分力が大きい．しかし，第3章でも議論したように，実際の人工膝関節支援骨切除装置のエンドミル切削で上向き切削の採用を避けるべきかどうかは別途検討が必要となる．

実際の手術現場では，上向き切削による上方への切削力によって，膝関節の下肢部が上に持ち上げられようとするために，手術関節部は常に不安定に振動するということが問題になるのも事実である．したがって，手術現場において術者がその都度，切削部分の骨切除環境と工具の切削向きとの関係を検討し適切な判断を下す必要があるが，現実の問題としては，骨切除加工における工具経路の選択によって，上向き切削も下向き切削も両者ともに避けられないことが多いので，この両切削方式のデメリットを切削条件の観点からどのように回避するかが重要である．これについては，次のような方法が考えられる．

この上向き切削の問題を解決し、加工能率も向上させるための有力な案は、一刃送り量を減じて可能な限り高速切削することである。このことは 5.4.5.2 節でも詳述するが、高速切削すると切削抵抗波形の変動がかえって減少し、また、それに加えて一刃送り量のある値以下にするとやはり切削抵抗の変動がほとんど出なくなり、高速で低切削抵抗で安定した切削を行うことができる。ただし、高速切削からもたらされる切削温度の上昇がある場合、それを水冷などの方法によって減ずる必要がある。この切削温度の問題は、第 6 章で論ずる。

5.4.5.2 一刃送り量の影響

エンドミル切削の一刃送り量を変えるということは、一刃が切削するときに描く軌跡の中で、最大の切りくず厚さが変わるということに相当する。そして、この一つの切れ刃が削り取る切りくず厚さは、ゼロから一刃送り量までの間で刻々に変化する。そのために、Fig.5.7 や Fig.5.8 に示したように、一刃の切削波形は山形となる。したがって、その山のピーク値が切削抵抗の最大値となる。実験では接線方向分力 (F_x)、半径方向分力 (F_y)、軸方向分力 (F_z) の 3 分力を測定しているが、ここでは、一刃送り量と直接的な関係のある半径方向分力だけを取り出して、一刃送り量との関係を調べることにした。

Fig.5.36 に一刃送り量と半径方向分力との関係を示す。ここでも 5.4.5.1 節の場合と同様に、被削材として模擬海綿骨を主として用い、比較のために一部で豚海綿骨と豚皮質骨も用いた。

図に示すように、切削抵抗は 1 刃送り量にほぼ比例して増加する。また、Fig.5.35 の結果からすると切削抵抗は切削速度に依存しないので、3.14 m/min というような低速切削を行っても、切削抵抗はほぼその比例関係の延長上になる。したがって、これらのことから、この実験のような比較的低い切削速度の場合には、切削抵抗は切削速度に依存せず一刃送り量の大小と切り込み量で決まると考えてよい。

切れ刃による切取り厚さが最大になるとき、すなわち、一刃送り量に相当する切取り厚さにおける切削抵抗を計測した結果、一刃送り量と切削抵抗とは直線関係にあった。しかしながら、上向き切削における切削開始点と下向き切削での切削終了点近傍において、切取り厚さがゼロに近くなるところでの切削抵抗と一刃送り量との関係がどうなるかについては、この Fig.5.36 の結果では分からない。したがって、ここでの結果は、比較的切取り厚さが大きいときに限定した場合の結果と解釈すべきである。

このことに関連して、金属では、切れ刃の切取り厚さ (切り込み量) が小さくな

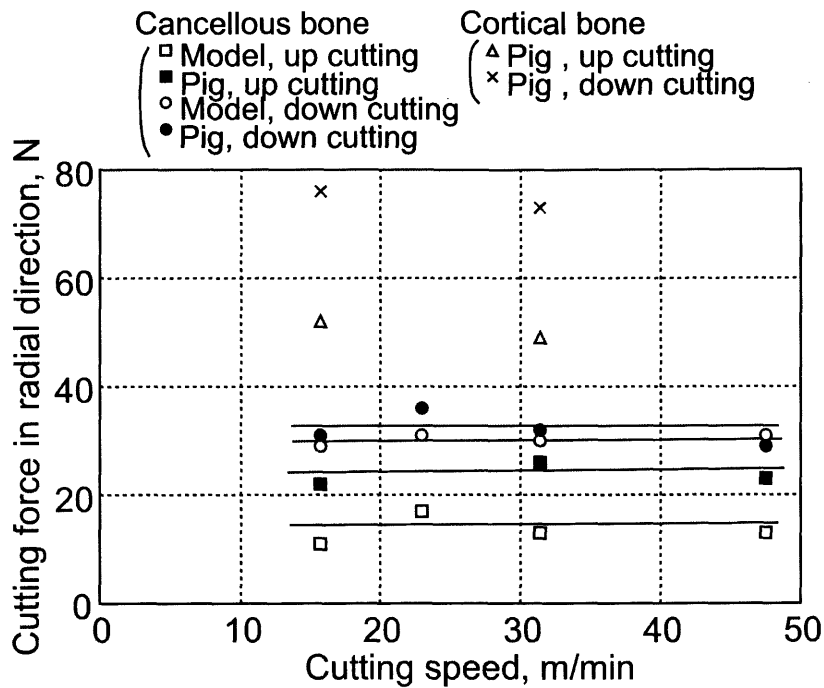


Fig.5.35 切削速度が切削抵抗におよぼす影響

Material: Model cancellous $\rho=0.64\text{g/cm}^3$, Pig cancellous $\rho=1.09\text{g/cm}^3$,
 Pig cortical $\rho=1.97\text{g/cm}^3$, Feed per tooth: 0.06mm/tooth, Axial depth of cut: 5mm,
 Radial depth of cut: 1mm, Cutting tool: HSS, $\phi 10$, 2 flutes, square endmill,
 Helix angle: 30° , Rake angle: 14° , Side cutting

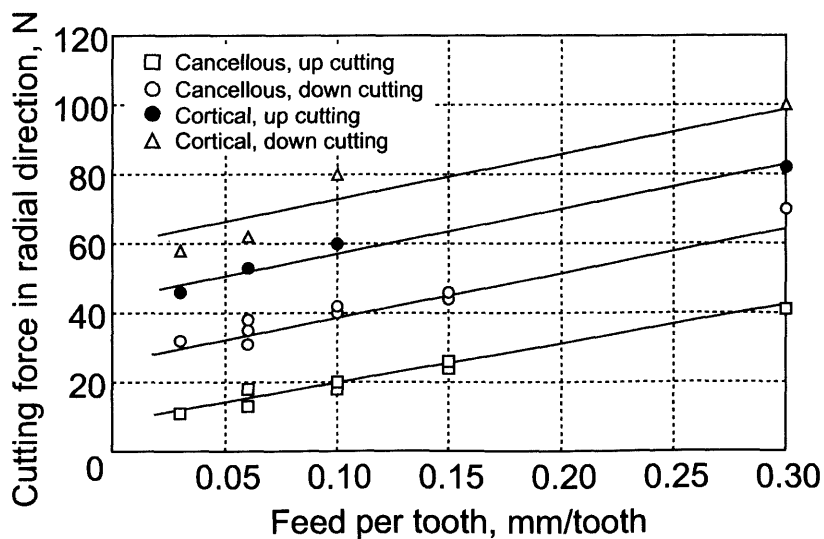


Fig.5.36 一刃送り量が切削抵抗におよぼす影響

Material: Model cancellous $\rho=0.64\text{g/cm}^3$, Pig cancellous $\rho=1.1\text{g/cm}^3$,
 Pig cortical $\rho=1.96\text{g/cm}^3$, Axial depth of cut: 5mm,
 Radial depth of cut: 1mm, Cutting tool: HSS, $\phi 10$, 2 flutes, square endmill,
 Helix angle: 30° , Rake angle: 14° , Side cutting

るほど比切削抵抗が高くなることを中山ら [72] が指摘している。その理由として、切取り厚さに対する工具切れ刃先端丸みの大きさが無視できなくなり、実質のすくい角が負に近づくことの影響、切取り厚さの減少とともに材料欠陥の存在確率が減少する、いわゆる寸法効果の影響、加工硬化層を削る割合が高くなる影響などを挙げている。

これに対して、骨の場合にも切取り厚さが減少すると比切削抵抗が急増するが、これについては第4章でも述べたように、切取り厚さの減少につれて切れ刃丸みの影響が無視できなくなり、実質のすくい角が負に近づくために切削抵抗が増大することが一番現実的な解釈である。ただし、材料欠陥の存在確率や加工硬化層の影響は可能性がある。

材質の異なる皮質骨を海綿骨と同列に比較ができないが、切れ刃が被削材に摩擦接触から切削を開始する皮質骨の上向き切削と切れ刃が被削材に衝撃的に衝突して切削を開始する模擬海綿骨の下向き切削の切削抵抗に近い値になるようである。Fig.5.7 と Fig.5.8 の比較でも分かるように、一般に下向き切削では切れ刃と被削材の衝突のために切削抵抗が高くなる。

また、この図で、模擬海綿骨の切削抵抗が豚海綿骨の切削抵抗よりも低く測定されているのは、密度と固有強度の違いによるものであると考えられる。同一の密度とせん断強度ならば恐らく両者の切削抵抗はほぼ同じ値になると推測できる。

5.5 骨と金属の切削特性の比較

本研究では、第3章から第5章に渡って、骨の組織構造から微小切削メカニズム、およびエンドミル加工特性について述べてきた。本節では、これまでに明らかになった骨切削の特徴を金属切削と比較することで、その特異性を整理する。切削加工の良否は被削性の評価によって行われることから、ここではその評価を、(1) 材料組織構造、(2) 切りくず形態、(3) 切削抵抗およびせん断応力より行う。

5.5.1 材料組織構造

骨という生体材料と金属との大きな違いは、まずその組織構造にある (Fig.3.3, Fig.3.4)。骨は主に海綿骨と皮質骨から成り立っている。海綿骨は、多数の骨梁が縦横に張り巡らされて、3次元の網目構造となっている。この骨梁構造は、外力を分散させる役割を果たしているといわれており、また、骨梁の構造形態は主応力の作用方向によって形状が決まる。したがって、大きな応力が作用する部分の直交切線密度は大きくなり緻密骨を形成する。逆に、直交切線密度の低い部位では密度が低く多孔質の海綿骨になるとされている。また、応力が作用しない部分の直交切線は存在せず空洞となって骨密度はない。

一方、皮質骨の最外層と最内層には、交互に斜めに配向した有機物質のコラーゲン線維で構成される外輪状層板および内輪状層板があり、それに挟まれるようにして棒状の骨単位もしくはオステオンと呼ばれる組織がある。この一つのオステオン単位の外層にはセメント線があって、オステオン間に存在する介在層板や隣り合ったオステオンの間を接合している。オステオンの中心部には、骨軸の長手方向や横方向にフォルクマン管やハバース管や血管が走っている。このオステオンは、ハバース管の周りで多数の細いコラーゲン線維が相互に反対の向きに何層も螺旋状に巻き付いて骨軸方向を長手方向として伸びている。また、このコラーゲン線維の上には、無機質の六方晶系の結晶構造をもつカルシウム塩の水酸化アパタイト $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ が沈着している。すなわち、この構造は、一軸繊維強化型複合材料の構造をなしている。

骨の加工は、これらの海綿骨、皮質骨に軟骨を加えた組織を切除することを意味する。そのために複数の材質を同時に加工する必要が生じる。

5.5.2 切りくず形態

5.5.2.1 切りくず生成における破壊形態

金属切削と骨切削における切りくず形態を Fig.5.37 に示す。ここでは難削性の高い緻密質皮質骨を主として取り上げることにする。したがって、「骨」の記述は原則として緻密質皮質骨を指す。骨の切削においては、亀裂型切りくずを生じる加工条件で切削すると、骨組織に対して刃先下方もしくは刃先直下にクラックが入り、それが時間とともに成長しながら、切りくずは圧縮されるためにせん断面で滑って飛散する。すなわち、この条件では切りくずは完全に亀裂型になり、切削面の仕上げ精度は悪くなる。ここで、破壊は大別して2種類ある。一つは、刃先近傍の引っ張り場に起因して発生する亀裂であり、もう一つは欠陥要因によって発生する局所破壊である。この刃先亀裂はその後主せん断方向に成長する。この亀裂が刃先下方に入るか刃先直下に入るかは、骨組織に対する切削方向によって異なり、オステオンに対して直角方向に切削する場合には、刃先直下へ発生進展する。

一方で、すくい角を大きくとり、かつ切り込み厚さをある一定以下にすることができれば連続型の切りくずを生成し、仕上げ面を良好に保つことも可能である。しかし、巨視的には連続していても、微視的にみれば数 μm 程度の局所的な破壊を伴っている。骨組織には前述したように一軸繊維強化型であることに加え、ハバース管やフォルクマン管などの欠陥が存在しており、それらが切削中に破壊発生の大きな要因となる。したがって、マクロには連続型切りくずと観察されても厳密には準連続型の切りくずが生成されていることが多い。

周知のように金属切削では、切りくず形態は(1)連続型、(2)不連続型(せん断型、むしろ型、亀裂型)、(3)構成刃先型に大別できる。無欠陥、均質、等方性の非晶質金属や、単結晶、または結晶粒に比べて十分小さな切込みによるマイクロ切削においては連続的なせん断すべりによって切りくずが生成される場合があり、連続型となる。

5.5.2.2 切りくず形態の生成範囲

骨と金属の被削材としての破壊特性と工具－被削材間の摩擦・凝着の関係から各種切りくず形態を概念的に整理したものが Fig.5.38 である [71]。被削材の延性が小さいと亀裂が発生しやすくなり、その破壊形態は流れ型から亀裂型に移行する。また、それに対応して切りくずも連続型から亀裂型へと変化する。一方、工具－被削材間の凝着が大きいと構成刃先やむしろ型切りくずが生成されることとなる。

骨の切削で考えると、大きなすくい角で切り取り厚さを一定以下にした場合、そ

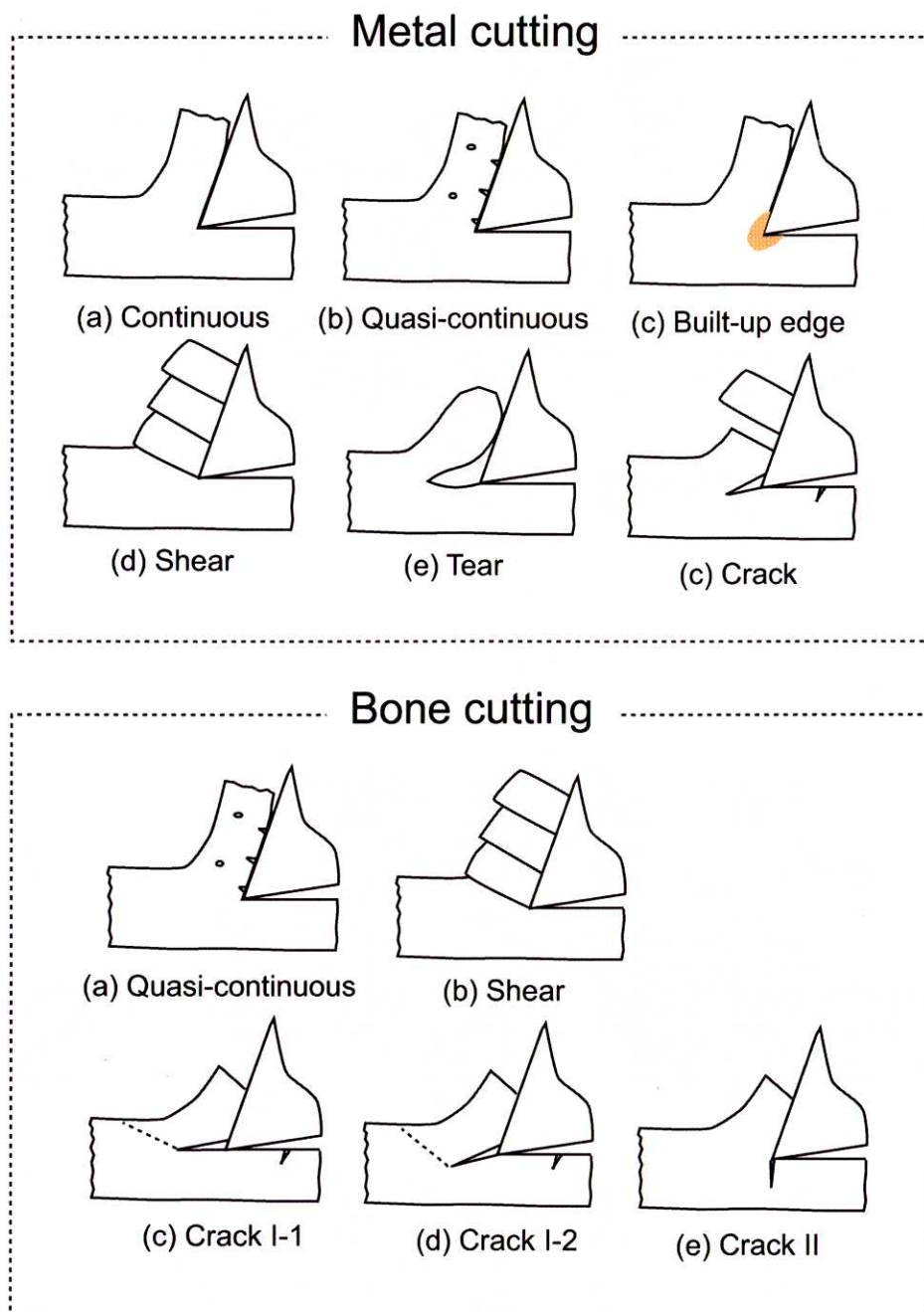


Fig.5.37 切りくず形態

の切りくず形態は準連続型となるが、すくい角が小さくなるとせん断ひずみが増大し、せん断型もしくは亀裂型となる。また、工具－被削材間の摩擦は、Fig.4.55 に示したように、すくい角が大きくなるにしたがい摩擦係数が増大する。しかし、切削速度の如何に関わらず、構成刃先は観察されなかった。以上のことからみて、金属切削との比較の観点から骨切削の場合の位置づけを示すと、Fig.5.38 で「Bone」と記したあたりではないかと考えられる。

金属切削においても、すくい角の大小、および、切削温度に応じてその切りくず形態は、準連続型からせん断型や亀裂型に遷移する。一般的に、すくい角大、切削速度 (切削温度) 大、切り込み (送り) 小、潤滑効果大なるに従い、切りくずは準連続型となる。このことは、原則として骨切削にもあてはまる。

5.5.3 切削抵抗およびせん断応力

5.5.3.1 切削条件の影響

金属切削においても骨切削においてもすくい角の増加に伴い切削抵抗は減少する (Fig.4.44, Fig.4.45)。軟鋼を遅い速度で切削した例では [61]、すくい角が 20° と

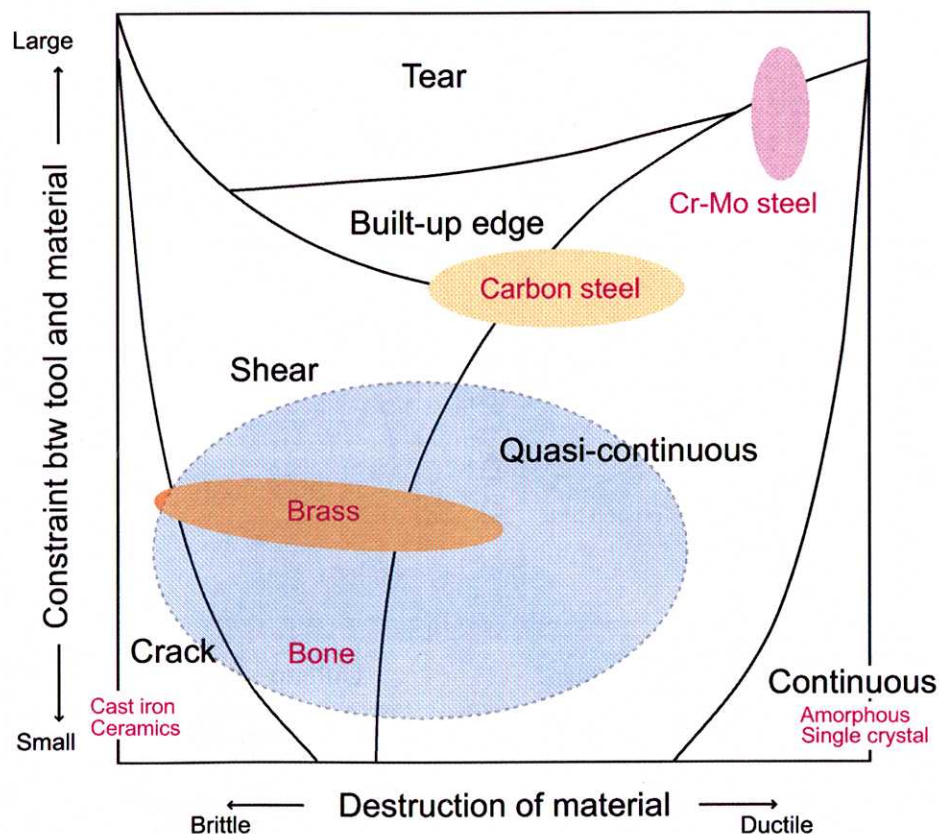


Fig.5.38 切りくずの生成範囲 ([71] に追加)

10°の場合には流れ型切りくずを示し、すくい角が小さな0°と-10°では不連続型の切りくずになる。これに対して、アルミニウムの場合には、すくい角の大小に係わらず、流れ型を示すが、すくい角が小さくなるほど切削抵抗と仕上げ面粗さが大きくなる。このことは、切削理論より説明される通りである。

また、切り込みが小さくなると比切削抵抗が増大する傾向は、金属切削でも骨切削でもみられる。この原因として、周知のように(1)刃先丸みの大きさが無視できなくなり、実質すくい角が減少する、(2)刃先近傍の切削温度が小さくなりせん断抵抗が大きくなる、(3)切り込みが小さいほど材料欠陥にあたる確率が減少することが指摘されている。

一方、切削速度の影響は金属切削において大きい。低速域では構成刃先が発生して実質すくい角が増大するために切削抵抗が小さくなるが、高速域では構成刃先が消滅して切削抵抗が増加する (Fig.5.39(a) 曲線 a)。そして、切削速度の増大に伴う切削温度の上昇は、摩擦角の減少およびせん断角の増大をもたらし、せん断応力を下げる働きをする (同図 (a) 曲線 b) が、ひずみ速度の上昇はせん断応力を増大させる (同図 (a) 曲線 c)[71]。

これらの要因を総合的に検討した結果が竹山らによって Fig.5.39(b) のように示されており、高速域ではせん断角の増大およびせん断応力の減少効果により切削抵抗は減少することが分かる。一方、低速域では、構成刃先の影響が大きい。また、構成刃先を生じない材料では、速度の増加に対して切削抵抗が単調に減少すること

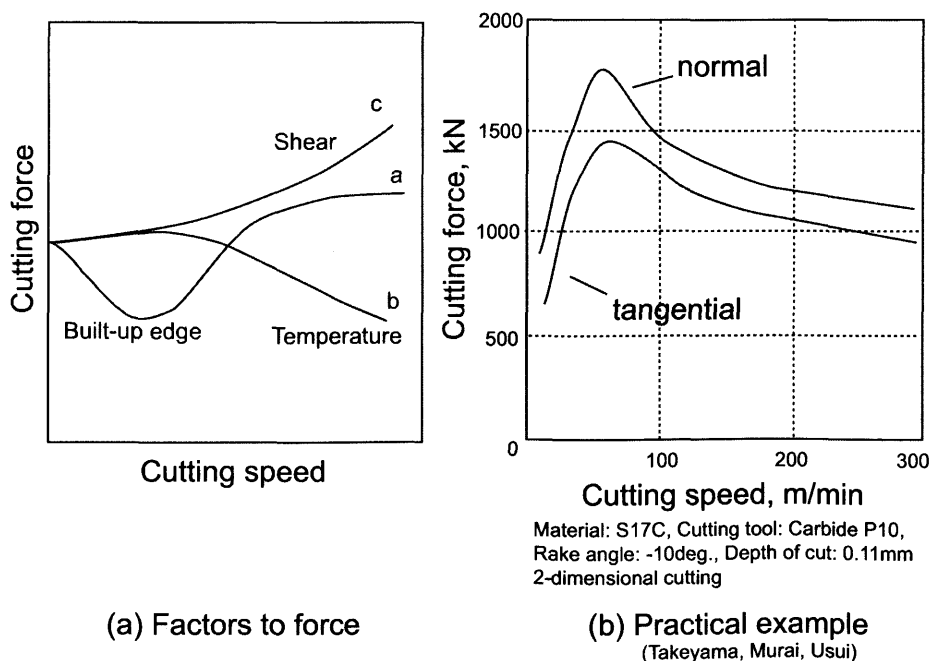


Fig.5.39 切削速度の影響

が報告されている。

これに対して、骨材料では、金属切削のような構成刃先を生じない上に、破壊強度の低さから切削抵抗も小さい。また、本研究で対象にした加工条件では、切削温度は最大 80 °C 程度にとどまり、骨の機械的性質に大きな影響をもたらさない。その結果、第 4 章の Fig.4.40 に示したように切削抵抗は切削速度にほとんど依存しないとみられる。

5.5.3.2 被削材種の影響

被削材の強度と切削抵抗の間に顕著な相関関係がみられることは周知の事実である。せん断応力は、せん断域のせん断変形に対する抵抗であるから、切削抵抗と密接な関係がある。

骨を切削すると流れ型の切りくずはせん断面でせん断破壊されて切りくずになる。金属に比べて塑性変形抵抗の小さな骨で、塑性変形を受けた切りくずが、切り込みよりもどの程度厚くなるか興味を持たれる。このことは、材料がせん断面でどの程度塑性変形を受けてせん断されたかを意味するからである。本研究では、4.3.5 節に述べたように、せん断面で塑性変形された切りくずの厚さを測定し、せん断角を計算するとともに、せん断角に関係する切削抵抗を測定し、せん断面のせん断応力を計算した。その結果を述べると以下ようになる。

豚皮質骨を切削したときの顕微鏡写真を Fig.4.49 に示す。骨切削における切りくず厚さを動画より測定すると、その厚さは切り込みより大きく、塑性変形していることが分かる。したがって、若干の弾性回復量を考慮しても塑性ひずみとして残留することが考えられる。この時、せん断角は、切取り厚さやすくい角の影響をあまり受けず、約 40 ° であった。

これに対して、たとえば銅の切削においては、切りくず厚さが大きく、せん断角が小さくなる (約 20~30 °) ことが知られており、塑性変形量が多いことが分かる。また、“かえり”と呼ばれる塑性流動も生じ、骨切削とは異なった現象を示している。このことは、引張り試験における、応力-ひずみ曲線において、金属の降伏点における塑性ひずみが大きいことから説明される。このように金属の方がせん断ひずみが大きく、切りくずを塑性変形するために要するせん断面のせん断応力および最大降伏応力は大きい。

5.5.4 仕上げ面性状

仕上げ面性状の内容は幾何学的なものとは物理・化学的なものに大別され、前者は仕上げ面あらさとして、また、後者は加工変質層として特徴づけられる。骨は材料

構造に欠陥を持っているため、仕上げ面粗さで単純に金属と比較することは難しい。しかしながら、骨切削において筆者らが実験を行った加工条件範囲では構成刃先は確認されていないので、構成刃先による仕上げ面の劣化は考えられない。一方、加工変質層においては、その具体的な現象は明らかにされていないが、塑性変形による変質層は骨切削においても存在すると考えられる。熱損傷に起因する変質層は、切削温度がコラーゲンの変性温度を超えた場合に生じることが予想されるが、その詳細な解析は今後の課題となる。

5.6 骨切除装置における加工時間短縮の検討

人工膝関節置換術において、骨切除装置の機能と能力が最大限に発揮され、高精度に人工関節が設置されなければならないことは言うまでもないが、同様に手術現場で要求されることは手術作業の迅速化である。人工関節の置換手術時には止血して患部の切除を行っており、すべての作業が最大でも2時間以内に終了する必要がある。このうち、骨の切除に割り当てることが可能な時間はわずか15分程度であり、その問題の鍵を握るのが骨切削時間の短縮化である。したがって、ここでは、その観点にもとづいて術者の要求に沿うように、骨切削時間を短縮するための加工条件について検討する。

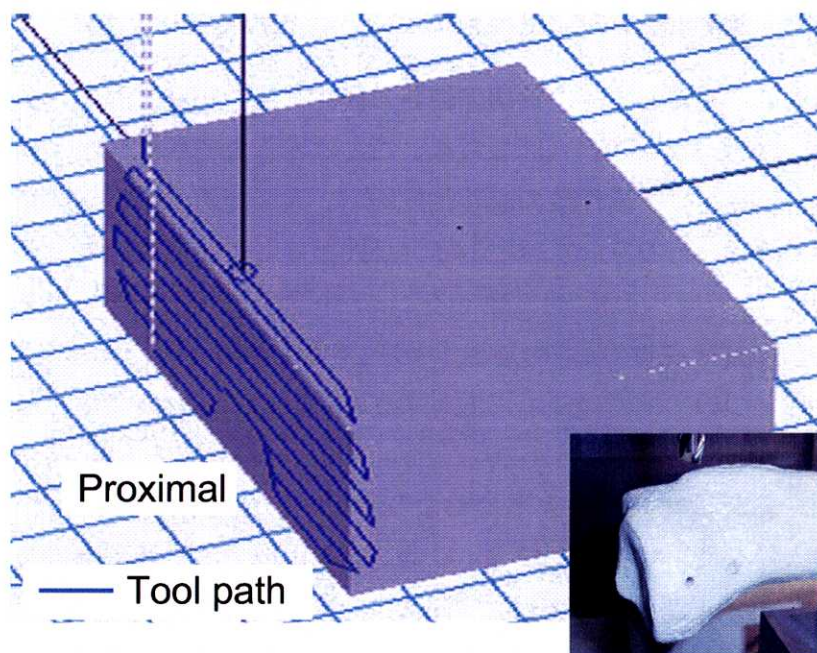
ここで用いる骨は、人体の大腿骨および脛骨の形状と材質を模した模擬骨である。実際の人骨を使用することが簡単にはできないので、ここでは模擬骨を使用することとした。人工関節としては、ナカシマプロペラ製 HTK-II タイプの M サイズを想定した。

手術現場から骨切除に関して要求される時間は、大腿骨および脛骨の切除時間が15分以内ということである。これをクリアできる切削条件を設定し、しかもその加工条件が骨細胞の壊死というような致命的な損傷を与えてはならないという厳しい条件が付いている。この骨の損傷は、切削熱から与えられることが大半であるので、このことに関しては切削熱の影響を回避する手段も含めて、第6章にて詳しく述べることであり、ここではまず、要求された加工時間をクリアする切削条件を求める。

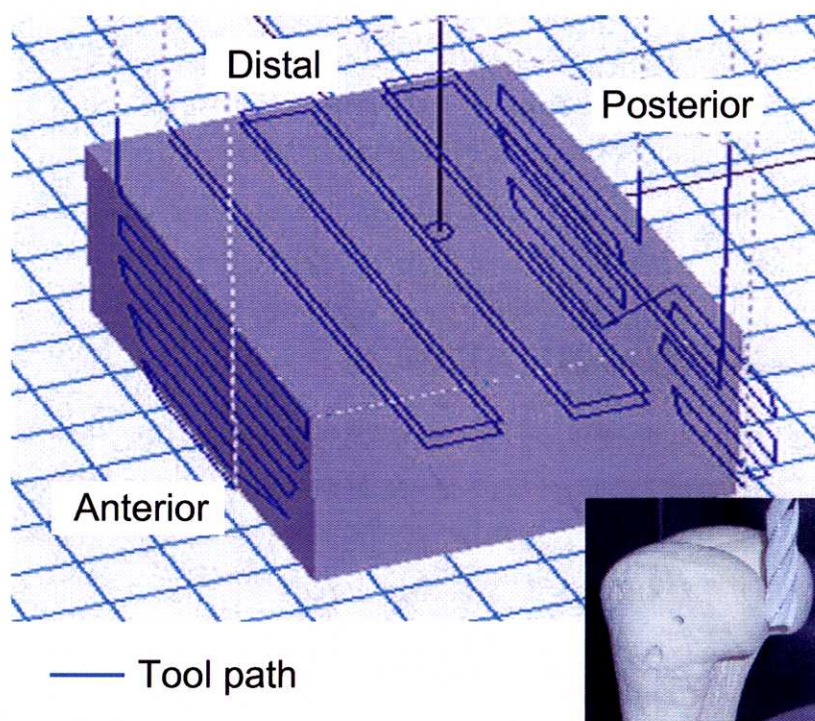
5.6.1 工具切削経路の設定と切削時間

Fig.5.40 は、この実験で脛骨と大腿骨の関節部を切削する場合の工具に与える切削経路である。脛骨は手術時と同じ一面用の経路で、大腿骨は本来切除面が五面あるところを三面に限定して工具経路を生成した。そして、それぞれが一パスで切削を終了し、切削時間が短縮できるように配慮した。実際には、切除面間で骨切除装置の姿勢を変更するための時間を無視することができない。

ここで、第3章の Fig.3.20 の大腿骨側と比較する。Fig.3.20 では1から5までの5面を削ることになっているが、ここでは1(前面)、3(遠位)、5(後面)の3面しか削っておらず、2と4の斜面になった面は削っていない。それに関しては二つの理由が挙げられる。その一つは、人工関節を設置するときに、設置精度1, 3, 5の三面の加工精度で決まるのでこの3面の切削を重点的に行わねばならないということ



(a) Tool path for the tibia



(b) Tool path for the femur

Fig.5.40 切削時間短縮実験における工具経路

である。もう一つの理由は、1, 3, 5 の三面の全加工時間を 10 min 以内に終わると、2 と 4 の 2 面を合わせた五面の全加工時間を 15 min 以内に終わることが可能である、ということから、この二面の加工を時間短縮の実験から省いても、全加工時間は把握できると判断したことによる。

Fig.5.40 の全経路長は、脛骨で 840 mm、大腿骨の遠位端が 880 mm、前面が 620 mm、後面が 540 mm で合計 2,040 mm になる。切除に際し、工具回転数を 5,000 rpm(切削速度 157 m/min) にとり、四枚刃のエンドミルを用いて、被削材の送り速度を 500 mm/min としたとき、全切削時間は 5 min45 sec である。また、二枚刃エンドミルを用いても、被削材の送り速度を 250 mm/min とすると、全切削時間は 11 min30 sec となり、いずれも医療現場から要求された加工時間をクリアする。

そこで、これらの切削条件の下でどのような切削特性が示されるかについて以下に述べる。

5.6.2 実験条件

この実験に用いた加工装置は、主として Fig.5.1(b) に示したマシニングセンタである。上述の 5.6.1 節でも述べたように、切削実験の対象となった面は、第 3 章の Fig.3.20 に示す五面のうち 1, 3, 5 の三面である。このうち 1 と 5 面は互いに平行な面で、3 面はそれに直角な面である。ところが、三軸マシニングセンタ上での切削実験では、工具も被削材も傾けることができないので、いずれの面もエンドミルの外周刃で削ることはできない。そのために、1 と 5 面はエンドミルの外周刃で下向き切削を行い、3 面はエンドミル端面を使った正面フライス切削を行った。

これに対して、脛骨側の関節面は平面に削るので、エンドミルの外周刃を用いて下向き切削した。切削実験条件の詳細を Table 5.2 に示す。骨切除面については 5.6.1 節に示した通りである。使用した工具は、直径 10 mm のスクエアエンドミルの二枚刃と四枚刃、そして、ラフィングエンドミルの四枚刃である。

5.6.3 模擬脛骨関節面の切削抵抗波形

Fig.5.41 は模擬脛骨の関節面を切削するときの切削形状と切削セッティング状態を示す。Fig.5.42 は Fig.5.40(a) の工具切削経路をとったときの切削抵抗波形である。この切削抵抗は合力で示している。ここで注目すべきことは、四枚刃のラフィングエンドミルの切削抵抗が同じ四枚刃のスクエアエンドミルの切削抵抗に比べて低いことである。切削時間を短縮するためには、多刃のエンドミルを用いて切削能率を高めることが必須の条件であるが、その場合に、切削抵抗が高くないこと

Table 5.2 切削時間短縮評価実験における加工条件

Apparatus	Machining center
Workpiece	Model bone of femur and tibia
Cutting plane	Tibia: proximal Femur: distal, anterior, posterior
Cutting tool	$\phi 10$ square endmill, 2 flutes $\phi 10$ square endmill, 4 flutes $\phi 10$ ruffing endmill, 4 flutes
Cutting type	tibia, femur anterior and posterior: side cutting femur distal: end milling
Cutting speed	157m/min (5000rpm)
Feed speed	2 flutes: 250mm/min 4 flutes: 500mm/min Feed per tool: 0.025mm/tooth
Radial depth of cut	5mm
Axial depth of cut	up to 10mm
Sampling frequency	4kHz

が望ましい。その意味では、ラフィング刃エンドミルは骨切除手術に適しているといえる。

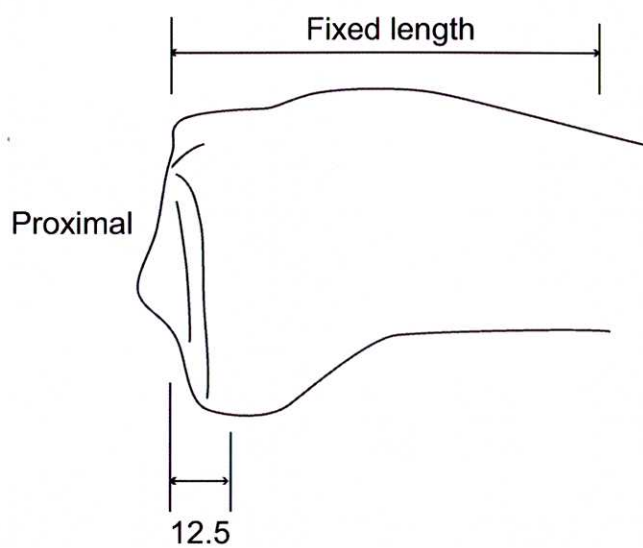
ただし、ラフィング刃はその切れ刃形状から考えて、切れ刃が被削材を微小に破碎するように削るために、切削表面の粗さは通常の連続刃エンドミルに比べて粗いので、もし仕上げ面粗さが問題となるときには都合が悪い。しかしながら、通常人工関節置換のための骨切削では、仕上げ面粗さよりも形状精度を重視することが多く、ラフィング刃エンドミルは骨切削に適する可能性が高い。

次に、Fig.5.43 は模擬大腿骨の切削実験状態を示す。(a) には点線で切除部分を示す。そして、(b) に示すように、エンドミルは骨軸に平行になっているので、前述のように、大腿骨頭の前面と後面はエンドミルの外周刃で、骨頭上部である遠位端はエンドミルの端面で切削されることになる。

Fig.5.44 は Fig.5.40(b) の切削経路をとったときの三種類の工具による切削抵抗波形を示す。この場合には、ラフィング刃による切削抵抗が特別に低いということではなく、比較的低い程度であった。

Fig.5.44 において、大腿骨の関節部の切削は、まず遠位端から始まる。そして、引き続いて前面を削り、最後に後面の切削を行う。後面の切削では、Fig.5.43 でも分かるように、関節が二股に分かれているために、Fig.5.44(a)(b) の切削時間が 200 sec 過ぎに 10 sec ほど切削抵抗が検出されない。これは工具が移動して隣の突起の切削経路に入り切削を開始するまでの遊び時間である。

大腿骨関節面、脛骨関節面の双方について、大きな切削抵抗を示す部分は皮質骨に相当するところであり、切削抵抗が低いところは海綿骨のところを削った切削抵抗である。



(a) Cutting parameters



(b) Overview of the equipment

Fig.5.41 脛骨切除実験の概観

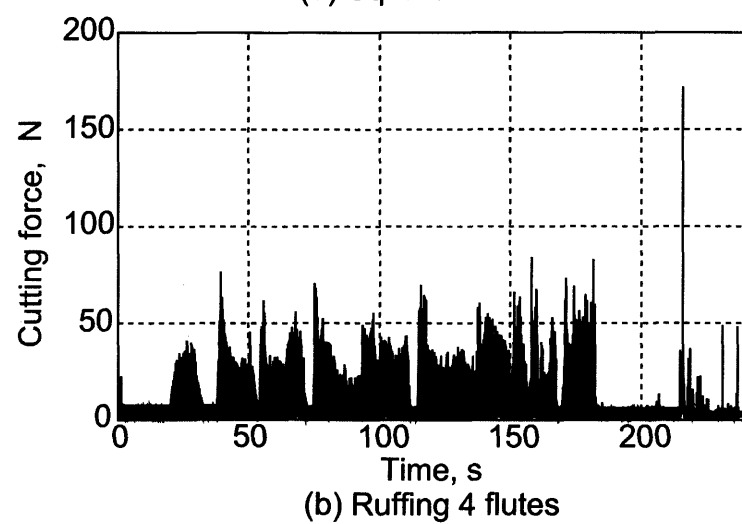
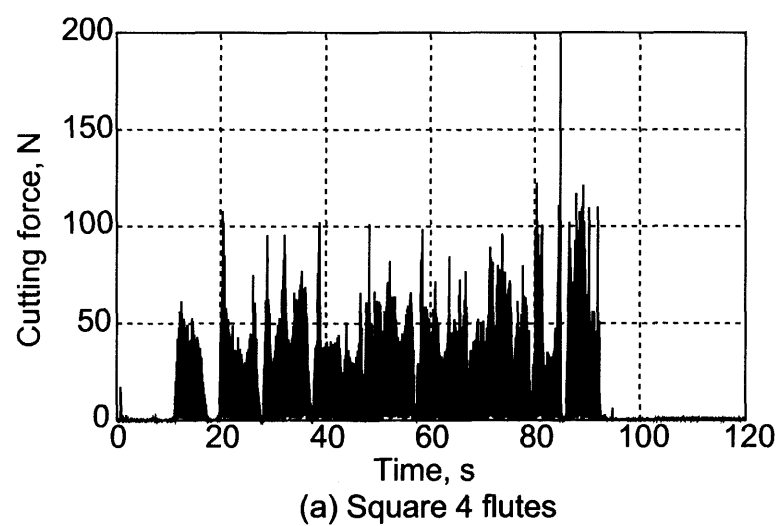
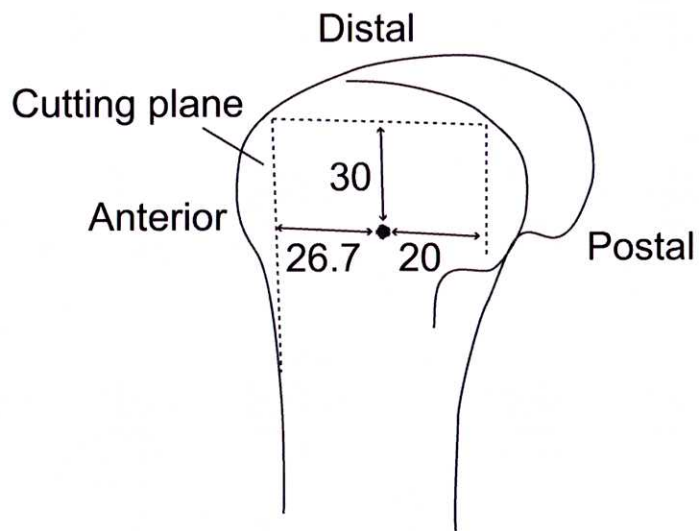
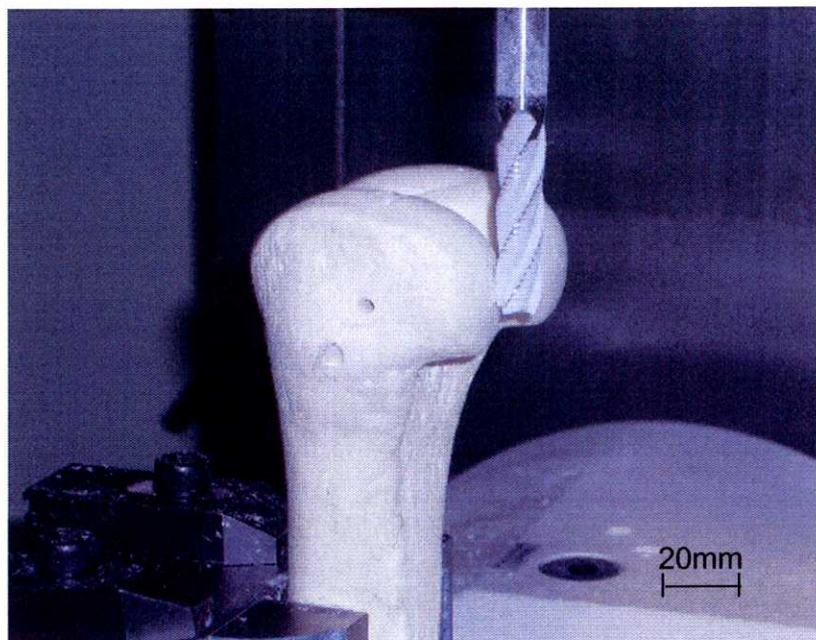


Fig.5.42 脛骨切除時の切削抵抗



(a) Cutting parameters



(b) Overview of the experiment

Fig.5.43 大腿骨切除実験の概観

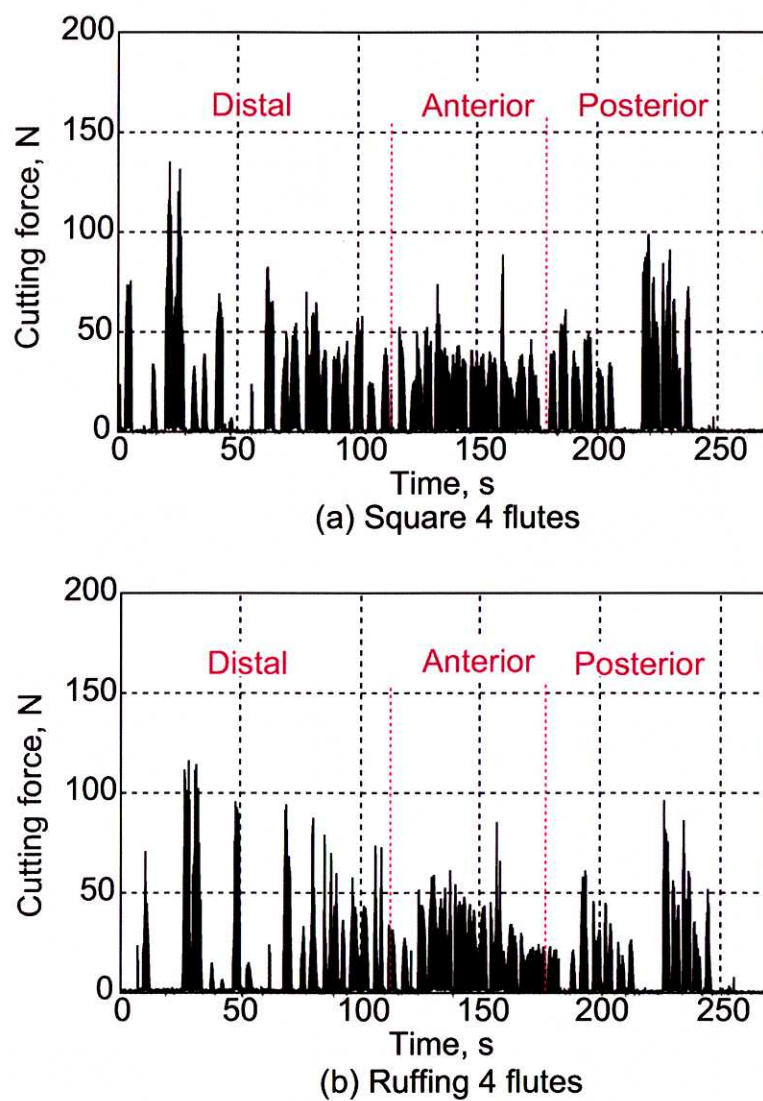


Fig.5.44 大腿骨切除時の切削抵抗

5.7 結言

第5章をまとめると次のようになる。

- (1) 模擬骨が骨の切削性代替材料として使用できるかどうかの検討をおこなうために、模擬皮質骨と模擬海綿骨の切削抵抗波形を豚皮質骨と豚海綿骨の切削抵抗波形と比較した。皮質骨に関しては、模擬骨と豚骨の切削抵抗波形が異なるので、模擬骨を代替材料にするには無理があることが分かった。これに対して、海綿骨に関しては、模擬骨と豚骨の切削抵抗波形がよく類似していることから、切削性の観点からは模擬骨を代替材料として使用しても差し支えないと判断できた。
- (2) 加工変質層の生成に関して、顕微鏡観察により組織の変質を検討したが、確たる証拠を突き止めることはできなかった。そこで、主要な力学的因子として、熱損傷による変質と塑性変形による変質に分類し、主に塑性変形による変質に関して実験的検討を行った。その結果、背分力方向に 20N 以上の力が作用した場合、接線方向に 10 μm 、骨軸方向に 5 μm の塑性変形を生じ、接線方向に 200 μm 、骨軸方向に 50 μm の範囲に渡って歪みによる影響を受けると考えられる。
- (3) 組織構造と切除メカニズムの関係を検討するためにエンドミル切れ刃による 2 次元上向き切削の切りくず生成を観察したところ、豚皮質骨では切削開始直後の切りくず厚さが小さいときには、連続流れ形の切りくずを生成したが、それ以上切りくず厚さが増すと、切りくずや被削材内部へ亀裂が発生進行し、亀裂型切りくず生成に変化した。これに対して、豚海綿骨では、切削開始直後の切りくず厚さの小さいときには、骨梁の微細な破壊による粉末状の切りくずを排出したが、切りくず厚さを増してくると、被削材内部で亀裂が発生し、その亀裂が被削材内部へ侵入して、被削材が大きく抉り取られる。
- (4) 組織の疎密と比切削抵抗との関係を求めると、皮質骨も海綿骨も密度と比切削抵抗は両対数グラフ上で良好な直線関係を示すことが分かった。
- (5) 加工条件が切削抵抗に及ぼす影響を検討した。15~47 m/min という比較的低い切削速度に限定すると、切削抵抗に対する切削速度の影響はほとんど認められない。
- (6) 上向き切削での切削抵抗は、下向き切削の場合に比べて低いが、接線方向分力が上向きになるために、上向き切削になったとき、膝関節部が持ち上げられ不安定になりやすい。これを避けるためには、膝関節部を下向きに強固に

固定するか工具半径方向の切り込み量や一刃送り量を減じて切削抵抗を減ずることが望ましい。しかし、後者の場合には、加工能率が下がるので、切削速度を上げて高速切削する必要がある。

- (7) これまでに明らかになった骨切削の特徴を金属切削と比較することで、その特異性を整理した。切削加工の良否は被削性の評価によって行われることから、ここではその評価を、(1) 材料組織構造、(2) 切りくず形態、(3) 切削抵抗およびせん断応力より行った。