

## 第 6 章

# 骨の切削温度と加工環境の冷却効果

### 6.1 緒 言

第 2 章で、骨切削ロボットの機能評価の一環として人骨の切削温度測定を少数例行ったが、骨の内部の温度分布などを測定するには至らなかった。一般的にみると骨の性質に温度が大きな影響を与えることは十分に予測できることである。骨細胞はある温度以上になると壊死すると言われ、そのことが手術とその術後成果を大きく左右するとされている。そして、その細胞が壊死する温度は整形外科の医療分野で約 50 °C であると言われている。

Krause[37]によれば、50 °C は細胞が壊死し始める温度で、70 °C になると骨細胞は回復不能状態になると述べている。骨細胞に限度以上の熱が加わると、酵素と蛋白質が変質するので細胞がダメージを受けた状態になるが、物質によってその温度は異なるようである。その一方で、固体状態のコラーゲンは比較的耐熱性があり、100 °C くらいまで変質しないようである [73]。また、コラーゲン線維とよく似た分子構造のポリアミド樹脂であるナイロンの熱変形温度が 70~80 °C である [85]。

骨に対する熱損傷は、温度と時間の複合結果とされている。この熱の影響は酵素と膜蛋白質の変性と細胞の壊死に現れる。コラーゲンは固体状態で 112 °C、イオン交換水において膨張した後で 66 °C の変性温度をもっている。ただし、コラーゲンは他の細胞に含まれる蛋白質よりも高い温度耐性があり、例えば、トリプシンは、44 °C で 50 % が不活性化する。

時間依存の温度閾値に関する研究は、Lundskog によってなされている [74]。骨壊死に対する温度と時間の関係は、骨細胞におけるジアフォラーゼの活性に依存する。彼らは、乾燥骨および含水骨において加熱時間 (10,20,30,60,120 秒) および加

熱温度 (70,75,80,90 °C) の関係を検討した。実験方法としては、熱源を皮質骨中に埋め込み、赤外線熱画像装置で温度分布を測定することにより、骨試料中に 50 °C の等温曲線が現れる位置を熱源からの距離で評価した。

その結果を Fig.6.1 に示す。熱源を 75 °C より低くした場合、熱源から 50 °C 等温曲線までの距離は測定できないほどであったが、80 °C で 10 秒加熱した場合には約 0.6 mm、120 秒加熱時で 1.7 mm の熱分布を観測した。この時、加熱温度が高くなるにしたがって熱損傷領域は増大するが、損傷領域を拡大させる因子としては、加熱温度よりも加熱時間の影響が大きい。例えば、すべての実験条件において、80 °C で 10 秒の加熱時間であれば 75 °C で 30 秒照射した場合よりも損傷領域は小さくなる。

また、水分の影響も顕著である。Fig.6.1 に示したように、含水骨 (含水量 7~9%) における熱損傷領域の面積は、50 °C 以上の加熱温度において乾燥骨よりも小さくなる。この傾向は、加熱時間が伸びるほど大きくなり、この含水骨における損傷領域は、乾燥骨に比して、90 °C 120 秒照射時で約 30 %、75 °C で約 45 % の減少をもたらす。

実際の骨切削における温度測定例として、前出の Krause[37] のボーンソーによる測定がある。170~259 °C であった温度が 25 °C の食塩水を 60 ml/min の流量で注水することにより 31~38 °C にまで下がったと報告している。また、生体の皮質骨の血流は間違いなく切削中の骨組織を冷却する効果があるはずであるという興味深い考察をしている。また、Malvisi[62] は、第 2 章で述べた骨切削ロボットに似た 5 自由度の工具保持アームに 2.5~12.5 mm 径のミリングカッタを取り付けて、人骨の大腿骨遠位端と脛骨近位端を切削し、表面から 1mm 下の温度を測定した。その結果、冷却なしで 46 °C の温度を測定したが、温度は骨のサイズや密度や測定場所によって多少異なることを報告している。

一般に金属のエンドミル加工においては、400~800 °C という高い切削温度が測定されている [75][76][77] が、もし骨の切削温度が金属の場合のように高温であるとしたら、エンドミルを用いた骨切削ロボットを実用的に使用することはほとんど不可能ということになる。しかし、前述の過去の研究での骨切削温度測定結果と比較すると、第 2 章の切削温度測定結果はそれに近い値なので、それからすると 50 °C 前後の切削温度になるのではないかと推測できる。

しかしながら、筆者らがこれまでに開発した人工膝関節置換術支援骨切除装置 [31][46] で使用する工具はエンドミルで、しかも加工能率を上げるために高速回転させるので、骨切削において高い切削温度が予測される。最近になって、どのような条件で骨を加工するとどのように削れるのか [78][79]、エンドミルによる骨の切削温度はどれくらいになるのか [80] について筆者らが若干の実験研究を行った結

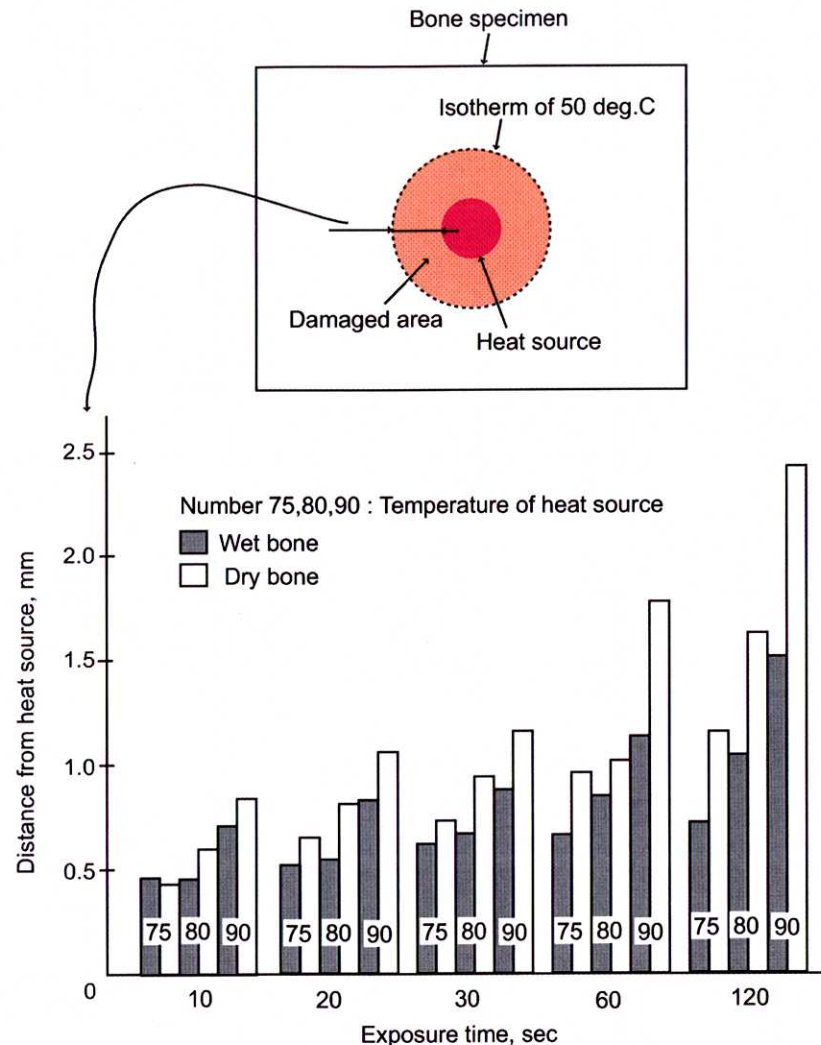


Fig.6.1 骨の熱照射時間と温度分布の関係 [74]

果、多くのことが明らかになってきた。

ところで、上述したように第2章で測定した人骨のエンドミル加工における切削温度は45℃前後であった。もし骨の切削温度がこの程度の温度ならば、骨切除装置による骨のエンドミル加工は、実用的に人工関節置換手術の中で使用が可能となる。そのためにも本章で基礎的な切削実験における骨の切削温度の測定を行い、そこから得られる温度情報を分析し、もし得られた切削温度が骨細胞に有害であるとしたら、どのような切削環境を設定すれば実的に骨切削が可能であるかという問題を解決する手法をこの研究の中で見出したいと考える。

第2章の人体標本実験で得られたように、切削温度が45℃前後という高くない温度であれば、温度計測の手段にすべき適当な方法は限られてくる。そのために本章では赤外線熱画像装置を切削部に近接する方法で切削直後の切れ刃表面温度の分

布を測定するとともに、被削材内部の切削点近傍に埋め込んだ熱電対で被削材内部の温度分布と切削点の温度を求めて、両者を比較することにより骨切削の温度を知ろうと試みた。

## 6.2 実験方法

### 6.2.1 温度測定システムの構成

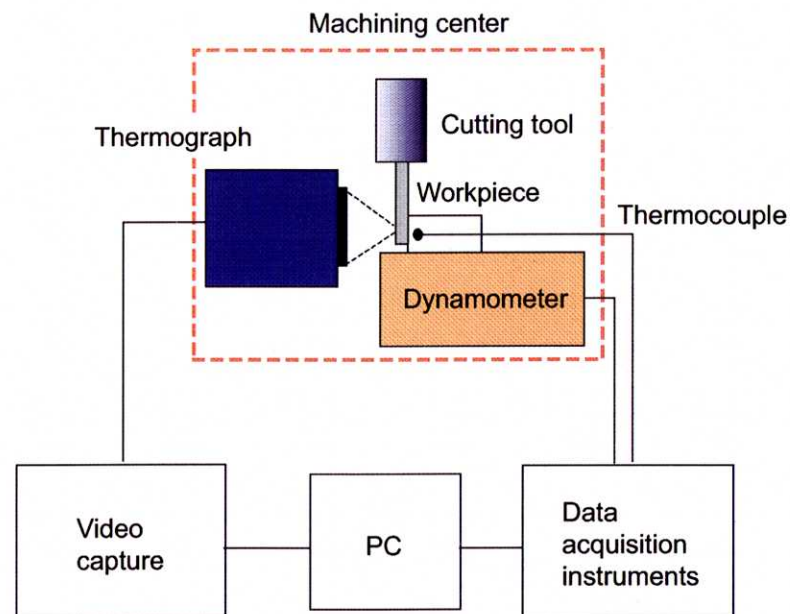
Fig.6.2 に切削温度測定の計測システムとその計測システムの実装状態を示す。マシニングセンタ (森精機, Accumill4000) のテーブル上に3分力動力計 (キスラー, 9257B) を設置し、その上に切削温度測定試験片を取り付ける。工具のエンドミル (不二越, 高速度鋼, スクエアエンドミル,  $\phi 10$ , 二枚刃, ねじれ角  $30^\circ$ , すくい角  $14^\circ$ , 突き出し長さ 70 mm) をスピンドル軸に取り付け、エンドミルの外周刃で試験片の側面を切削する。

このとき、二つの方式によって切削温度を測定する。その一つは、赤外線熱画像装置に近接拡大レンズを取り付けて切削部に接近し、工具切れ刃部を拡大してサーモグラフを撮影する方式である。赤外線熱画像装置は NEC 三栄製 TH5104R で、近接拡大レンズは NEC 三栄製 TH51-377 タイプである。この近接拡大レンズは被写体までの距離 58 mm, 走査範囲 21.5 mm, 最小検知寸法  $170\ \mu\text{m}$  である。

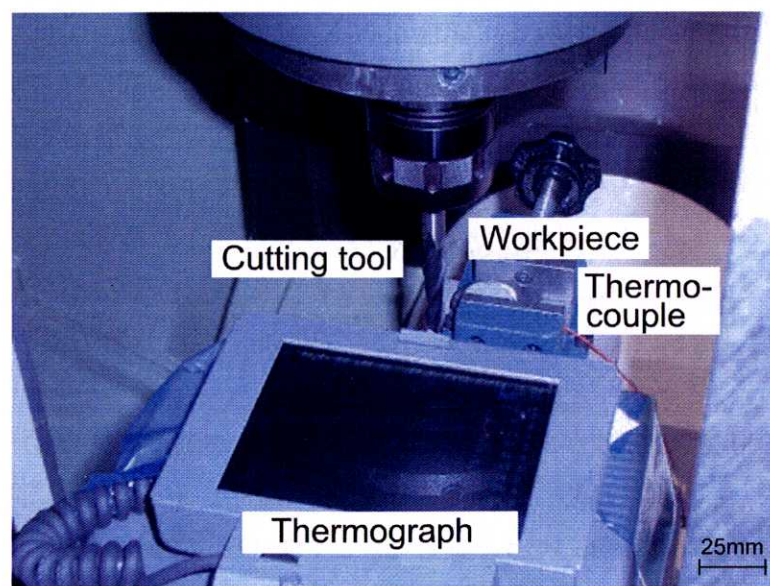
もう一つの方式は熱電対を用いる方式である。Fig.6.4 のように、測定目的に応じて試験片内部に熱電対を埋め込み、その熱電対の上を切削する。エンドミルは決められた一刃送り量で切削するので、切れ刃が熱電対に近接すると、一刃の切削毎に切削熱による熱起電力を熱電対に生じ、切削温度として計測される。熱電対は 0.1 mm 径の銅-コンスタンタン K 線である。この測定方式によって、試験片内部で熱電対から試験片表面までの温度分布を求めることができ、それをグラフ化することによって切れ刃が熱電対に達したときの温度、すなわち、切削温度を推定することができる。

赤外線熱画像装置から得られる画像情報は、動画として記録解析される。また、熱電対からの熱起電力と動力計からの切削抵抗をデータ収集装置に取り込み、同期させた一刃ごとの温度情報と切削抵抗情報を表示する。

計測環境として、サンプリング周波数: 2 kHz, 熱電対データ: ローパスフィルタなし, 切削力データ: ローパスフィルタ 200Hz とした。また、切削環境は、工具回転数 250 rpm (7.85 m/min) ~ 5000 rpm (157 m/min), 一刃送り量 0.03 ~ 0.375



(a) Construction of the temperature measurement equipment



(b) Overview of the temperature measurement equipment

Fig.6.2 骨切削温度実験系

mm/tooth である。Fig.6.2 に示すように、骨幹部を輪切りした試験片の円筒面をバイスで挟んで第4章で定義したタイプT切削を行った。そして、本論文の実験では、この切削タイプにおける切削温度だけを測定することにした。

### 6.2.2 切削方式

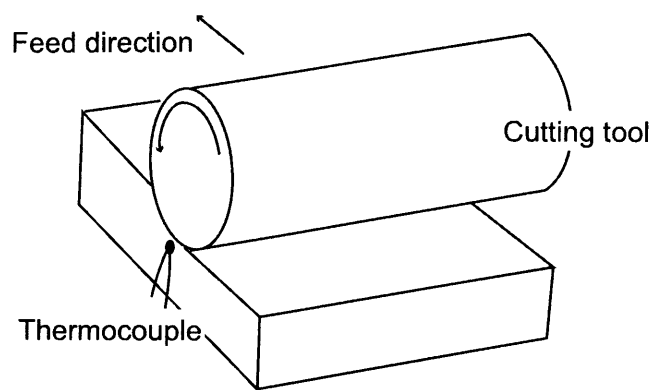
エンドミルで骨を削るときに三つの切削方式が実際に行われる。それをFig.6.3(a)(b)(c)に示す。(a)は横フライス切削方式で、膝関節の前面や後面の切削に適用される。これは工具が熱電対の上を通過しながら熱電対を切断するまでの間の切削温度を測定するものであり、これを“通過切削”もしくは“通過切削方式”と定義する。

Fig.6.3(b)は立フライス切削方式で、膝関節の遠位端の切削でおこなわれることが多い切削法である。これは正面フライス切削に相当する。工具切れ刃の使い方は異なるが、これも通過切削方式ということになる。

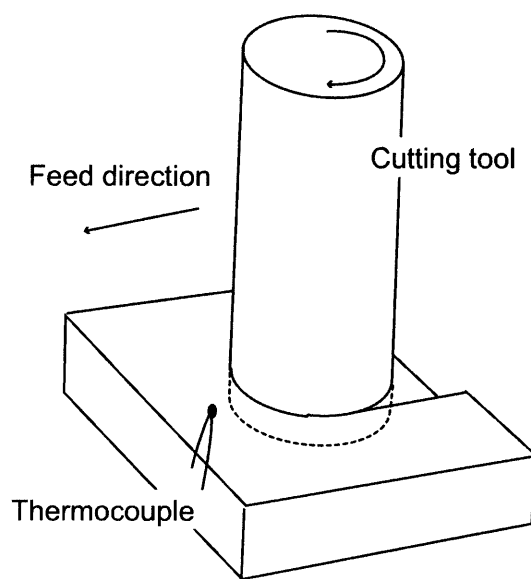
Fig.6.3(c)は定位置に固定された試験片に対して、工具を試験片の一点に押し付けて内部に向かって押し込みながら切削する場合で、膝関節の切削経路の分岐点や切り替えし点で局所的に行われる可能性がある。この場合には、工具は常に熱電対に向かって切削を続け、やがて熱電対を切断したところで切削を終了する。

この三つの切削方式を比較すると、(a)と(b)は熱電対上を通過する切れ刃による切削の温度であり、(c)は切れ刃が定位置で熱電対に向かって接近するときの切削の温度である。もし骨に蓄熱の効果があるならば、(c)の場合にはその影響で熱電対に近づくにつれて、(a)や(b)の場合よりも内部の温度分布が高温側にシフトすることが考えられる。このことから、ここでの切削温度測定の実験は(a)と(c)の切削方式で行うことにした。

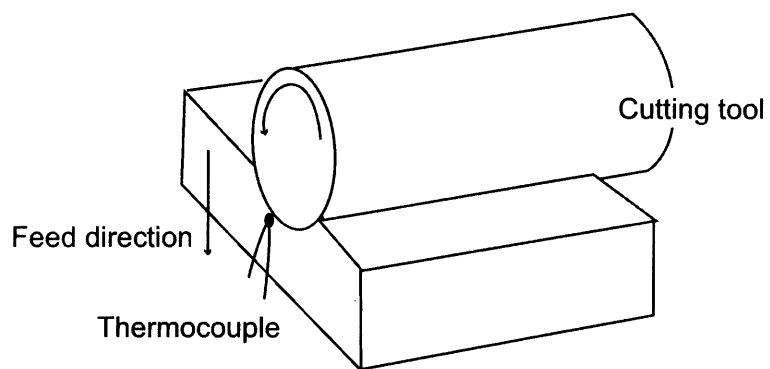
もう一つ切削形式の問題がある。本章ではすべての実験が第4章のFig.4.5(a)に示すタイプT切削、すなわち、骨軸の接線方向に切削する場合だけに限定して行われた。ただし、切削の方向によって異方性が認められるので、本来は切削温度にどのような影響をもたらすかを知らねばならない。



(a) Horizontal milling



(b) Face milling 1



(c) Face milling 2

Fig.6.3 切削温度測定における切削タイプ

### 6.2.3 切削温度測定試験片と熱電対の埋め込み

切削温度測定に供する骨は大腿骨の長管骨部を輪切りにして採取した試験片である。熱電対を埋め込まない場合には、リング状の骨の中空部に樹脂を埋め込んで、試験片全体を補強する。

これに対して、熱電対による温度測定の試験片では、Fig.6.4(a)(b)に示すように、リング状の皮質骨の緻密質部を二つ割にして、その断面に0.1 mm径(実測値0.07 mm)の銅-コンスタンタン熱電対を埋め込んだ。(a)に示すように、通過切削の温度測定試験片では、熱電対を埋めるための細い溝を試験片表面近くまで彫り、熱電対と接合面を瞬間接着剤で接合した。一方、(b)に示すように、定位置押込切削の温度測定試験片では、試験片表面下1 mmのところまで細い溝を彫り、(a)の場合と同様に熱電対と接合面を瞬間接着剤で接合した。

次に、骨と工具材料である高速度鋼の代表的な熱的特性をTable 6.1に示す。これは本章で用いた骨や工具材料そのものの熱的性質ではなく、文献から引用したものである[81][82][83][84]。この人骨は大腿骨であるが、具体的にどの部位の骨、あるいは皮質骨か海綿骨かの区別は不明である。比熱に大きな相違はないが、骨の熱伝導率は高速度鋼の1/100程度で非常に熱伝導の悪いことが分かる。

### 6.2.4 切削環境の冷却とその効果

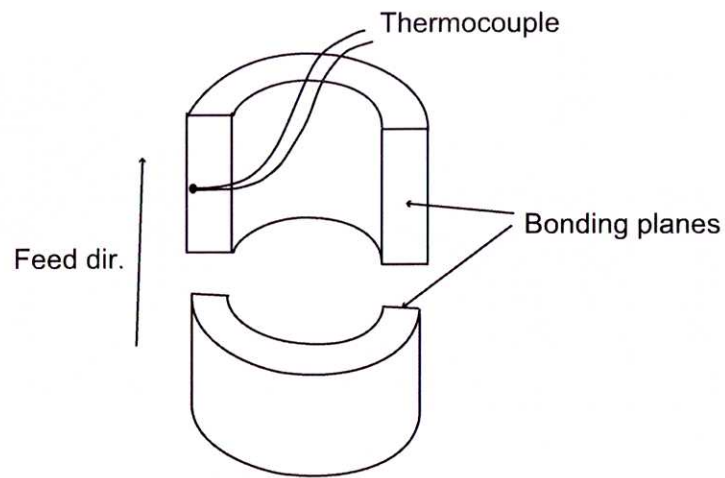
6.3.7節で述べるように、切削環境を冷却することが切削温度にどのような効果をもたらすかについて検討した。これは切削環境を冷却するので“冷却切削”ということになる。

切削環境の冷却は(a)工具冷却、(b)骨冷却、(c)工具と骨冷却の三通りの方法で行った。また、冷却はドライアイスを対象物に直接接触して行った。そして、工具

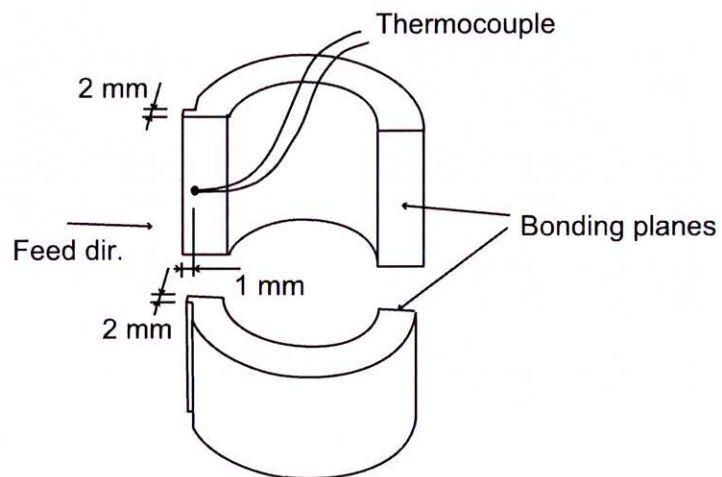
Table 6.1 人骨および高速度鋼の熱特性

Material	Thermal conductivity [W/m·K]	Specific heat [J/kg·K]
Human bone[81]	0.16-0.34	1140-2370
High speed steel	20-30	400-900

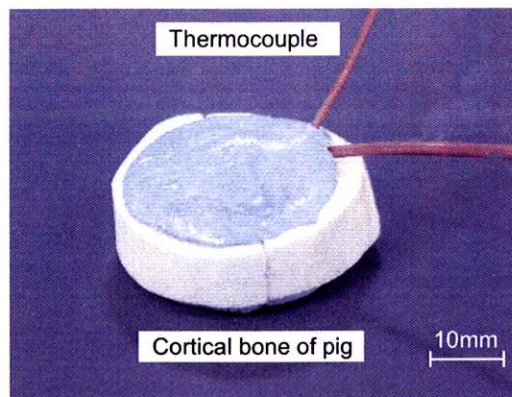




(a) Workpiece for "pass over cutting"



(b) Workpiece for "press against cutting at a point"



(c) Overview of the workpiece ( for (a) )

Fig.6.4 内部温度測定用試料

の低温脆性を避けるために、 $-10^{\circ}\text{C}$  以下にならないように配慮し、 $0^{\circ}\text{C}$  と  $-5^{\circ}\text{C}$  以上のところで切削開始温度とした。

Fig.6.5 は冷却した工具と骨の加工しないときの室温までの昇温曲線である。骨は冷却後そのまま室温中に放置して、室温までの温度回復過程をみている。工具は回転数  $0\sim 5,000\text{ rpm}$  のときの昇温曲線である。工具回転数が高いほど昇温しやすいのはスピンドルからの熱伝導と温度勾配に依存した周囲からの熱流入のためと推察される。

それよりもこの曲線は、実際の人工関節手術において、骨切削のための回転工具を使用するときの手術時間の制限に重要な指針を与えることが分かる。例えば、工具回転数を  $5,000\text{ rpm}$  にとると工具は約  $5\text{ min.}$  で室温に戻るが、 $1,000\sim 2,000\text{ rpm}$  では室温に戻るまで約  $15\text{ min.}$  を要する。実際に切削中の工具にはこれに切削温度が加わるのもっと高い温度になるが、それを低く抑えるためには、工具や被削材のような切削環境を冷却することが有効であることが理解できる。したがって、この昇温曲線からすると、骨切除装置がなんらかの方式の冷却装置を装備して、常温以下での冷却切削が可能であるように配慮すると、切削による骨の組織ダメージを回避することができる可能性が高い。

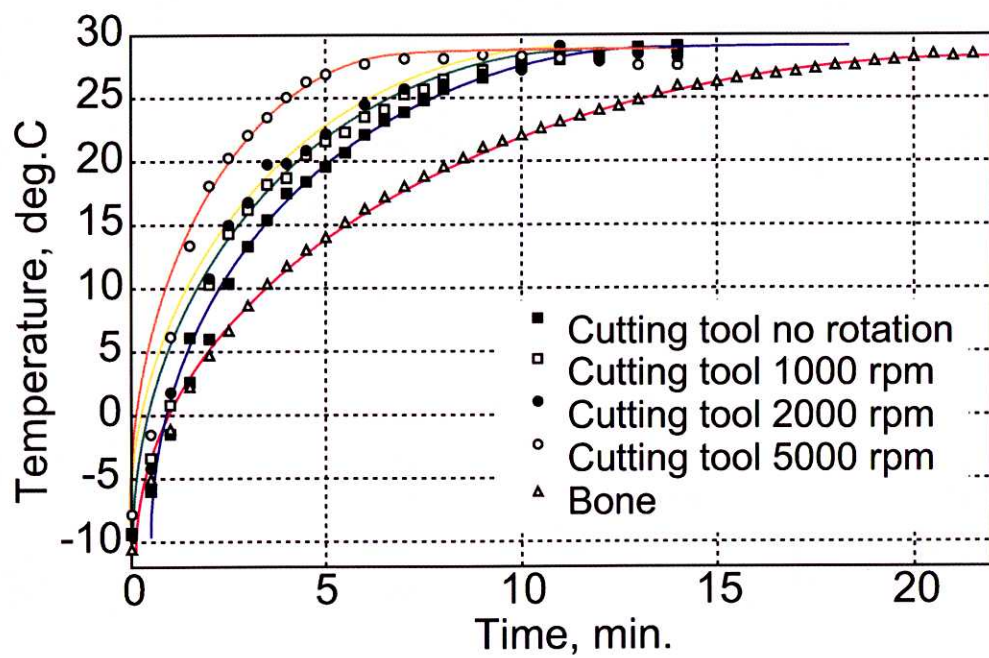


Fig.6.5 冷却した骨試料および工具を雰囲気中に放置した時の昇温過程

## 6.3 豚皮質骨のエンドミル切削温度

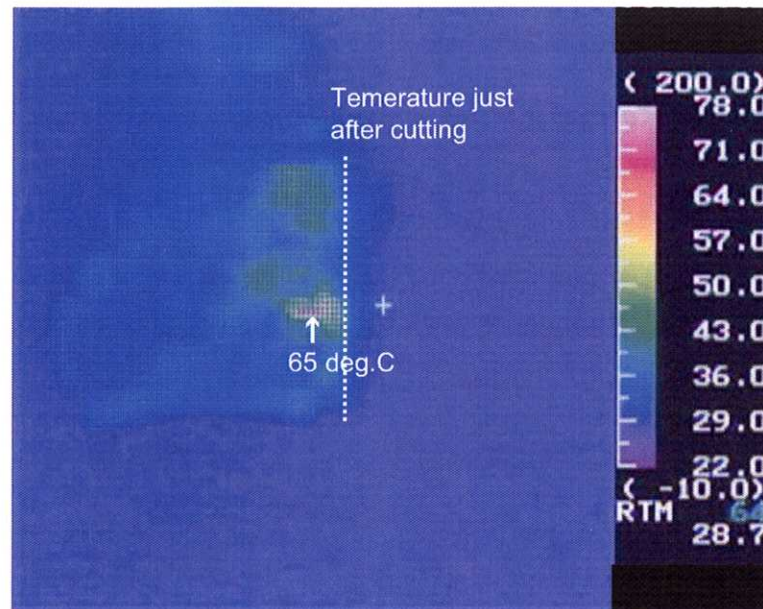
### 6.3.1 通過切削における切削温度とその分布

6.2.1 節で述べたように、切削温度測定を行う切削形式は、エンドミル外周刃による横フライス切削方式で、工具が熱電対上を通過しながら切削するときの温度を測定する方式、すなわち、通過切削を行う Fig.6.3(a) の場合と、同図 (c) に示すように被削材を固定し工具の外周刃を定位置で被削材に向かって押し込みながら切削するときの温度を測定する方式、すなわち、定位置押込切削の 2 方式を行ったが、本節ではそのうちの通過切削時の切削温度について述べる。

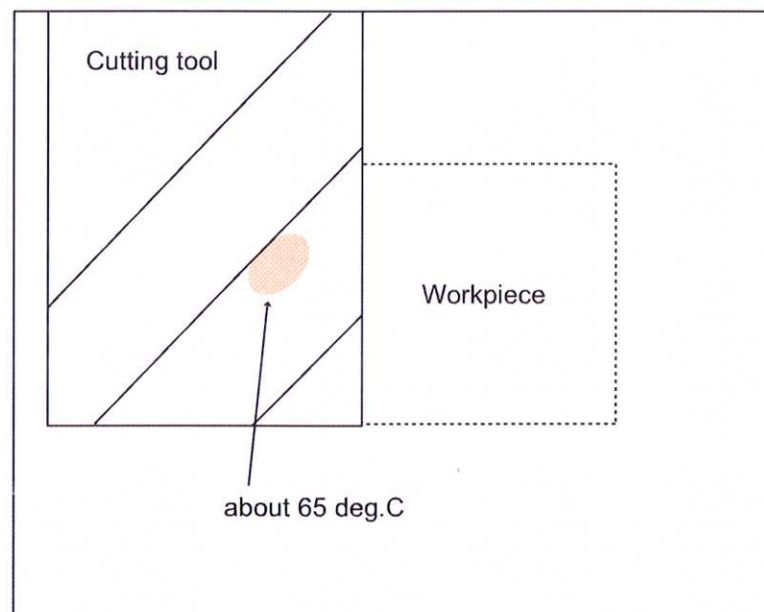
Fig.6.6 は赤外線熱画像装置による切削点近傍の温度分布の測定例を示す。白点線で示したラインが切削直後の切れ刃線上の温度である。この切削条件で  $45^{\circ}\text{C}$  から  $65^{\circ}\text{C}$  の温度と観測される。この切れ刃とその一つ前の切れ刃間で  $60^{\circ}\text{C}$  を超えるような高温が存在するが、刃先に残っている切りくずの温度なのか、その理由は定かではない。

また、この切削直後の切れ刃の一つ前の切れ刃では、 $35^{\circ}\text{C}$  にまで工具温度は低下しているので、この切れ刃が次に切削を開始するときには、空冷によってほぼ室温まで冷却していると推察できる。ただし、これは二枚刃の場合のことであって、刃数が増えると切れ刃が非切削行程で冷却する前に次の切削行程に入り、そのことが切削温度に影響することもあると考えられる。

この同じ切削で、赤外線熱画像装置による測定と同時に熱電対による温度計測したものが Fig.6.7 である (送り方向 Y, 半径方向分力  $F_x$ , 接線方向分力  $F_y$ , 工具軸方向分力  $F_z$ )。ここでは、温度計測に同期させて切削抵抗も測定している。6.2.3 節でも述べたように、熱電対は被削材表面直下  $0.5\text{ mm}$  のところに埋められているので、エンドミルの半径方向に  $1\text{ mm}$  の切込を与えると、工具の下を 1 回通過すれば熱電対は切断されることになる。Fig.6.7 の温度パルスの間隔は一刀送り量に相当する。そして、それぞれのパルスのピークの高さが熱電対からの距離における切れ刃切削点の温度になる。したがって、それぞれのパルスのピーク位置で切れ刃が熱電対からどれだけの距離にあるかを求めると、切れ刃が熱電対に近づいて切断するまでの間の熱電対から被削材表面に向かっての温度分布が求まることになる。しかしながら、皮質骨の熱伝導率が低いことや熱電対先端の熱容量が大きいことを考慮すると、厳密に過渡的温度測定が行えていたとは考えられず、試験片内部の温度は単に切削熱に影響された内部温度という表現しかできない。また、熱電対と工具切れ刃との距離がゼロのところを切削温度と断定するにも多少の無理があるというこ



(a) Temperature at the cutting edge



(b) Description of (a)

Fig.6.6 赤外線熱画像装置による工具刃先温度の測定

Cutting speed: 31.4 m/min, Down cutting, Feed per tooth: 0.125 mm/tooth,  
 Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

とになる。ところが、定性的にはこの熱電対と切れ刃の距離がゼロのところでは実際の切削温度に近い値が測定できるであろうと推定もできるので、本研究ではこの温度を切削温度と仮定して以下の議論を進めることにした。

Fig.6.8 は一刃送り量をパラメータとして切削速度 31.4 m/min の下向き切削における熱電対から表面への温度分布を示す。上述のように、各一刃送り量のときの切れ刃と熱電対までの距離を一刃ごとに順次求め、そこでの温度と距離との関係を知ると熱電対から切れ刃までの温度分布が求まることになる。そして、このグラフの熱電対から切れ刃までの距離がゼロのところは切削温度ということになる。この方法で一刃送り量が 0.125 mm/tooth の切削温度を推定すると約 53 °C になり、赤外線熱画像装置で観測された切れ刃温度に近い値となる。

ところで、赤外線熱画像装置で観測された切れ刃温度と熱電対で測定された被削材温度のどちらが骨切削にとって重要かという問題がある。これに関しては次のような見解をとることができる。すなわち、緒言でも述べたように、骨は 50 °C を超えると細胞が壊死すると言われており、その観点からすれば切れ刃温度が何度であったかというよりも、切削点での骨の温度が何度であったか、ということのほうを重要視しなければならないことになる。すなわち、熱電対によって計測された温度の方が実際の切削温度に近いとみられるので、それを骨切削に必要な温度情報として提供すべきであると考えられる。

しかしながら、赤外線熱画像装置による切れ刃や切削部の温度分布測定は工具全体の温度環境や温度上昇あるいは工具冷却過程を明らかにしてくれるので、工具と被削材の両者を熱的特性から総合判断し温度管理するには有効な一つの手段である。

### 6.3.2 上向き切削と下向き切削の切削温度

一般に金属のフライス加工においては、下向き切削よりも上向き切削の切削温度が高いと言われている。これについて骨の場合に関して検討した。

Fig.6.9 は通過切削を行なった時の熱電対から切れ刃までの温度分布を示している。この図で、 $l_4$  は熱電対が切断される直前の切れ刃と熱電対の距離である。同様に、 $l_3$  は熱電対から二枚前の、 $l_2$  は熱電対から三枚前の切れ刃と熱電対の距離である。例えば、上向き切削の例をみると、熱電対にもっとも近づいた  $l_4$  の距離が約 12.5  $\mu\text{m}$  でそのときの温度は約 73 °C である。そして、熱電対から 125  $\mu\text{m}$  離れていた三枚前の切れ刃の  $l_3$  のところでは約 40 °C である。さらに四枚前の切れ刃の

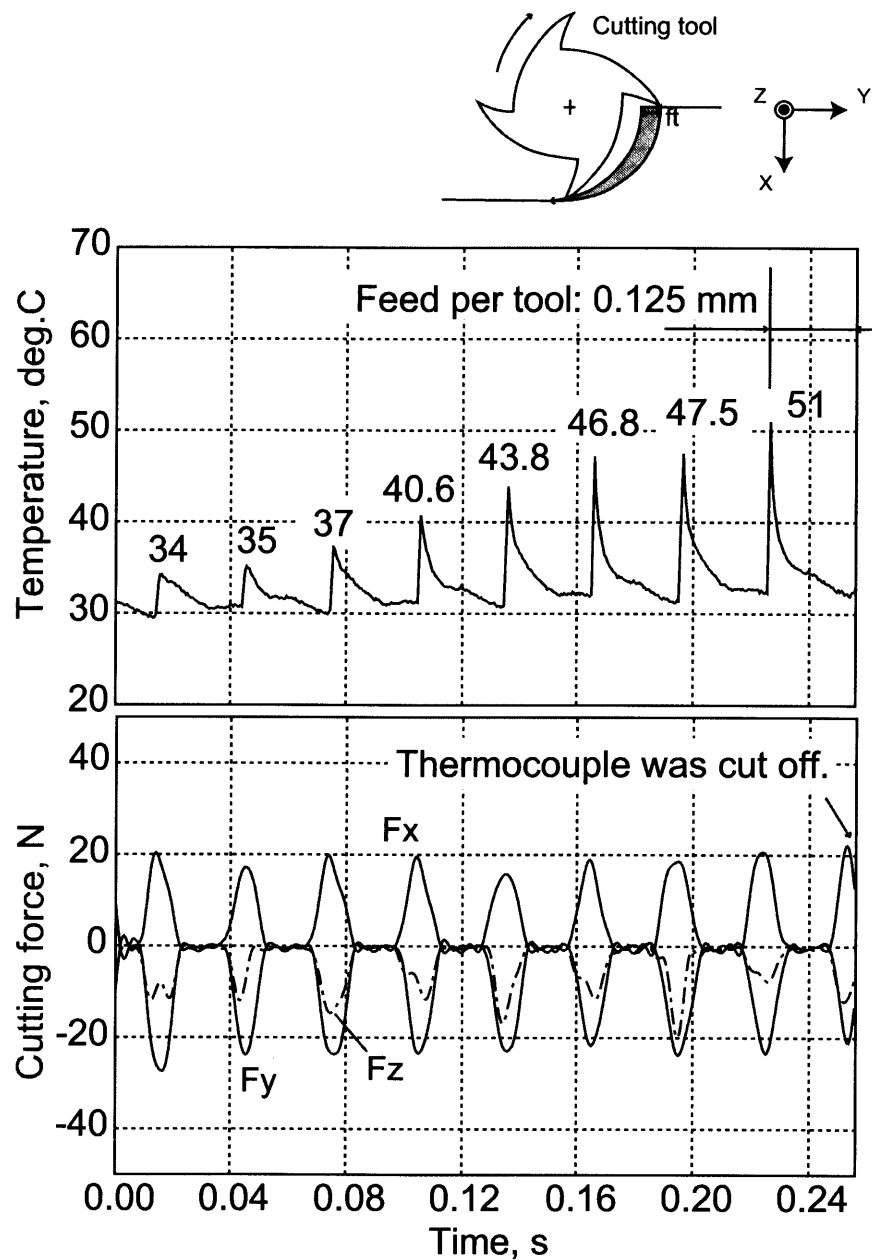


Fig.6.7 切削による内部温度の変化と切削抵抗波形

Cutting speed: 31.4 m/min, Down cutting, Feed per tooth: 0.125 mm/tooth,  
 Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

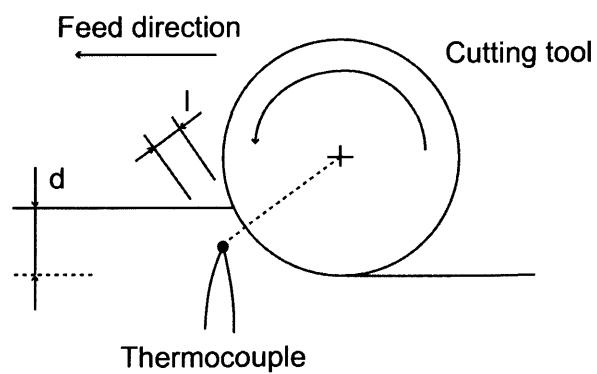
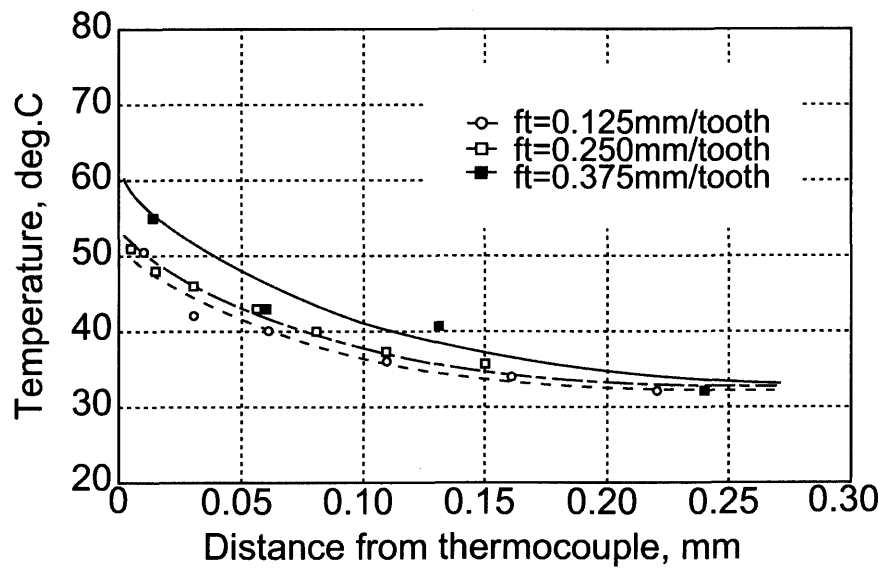


Fig.6.8 一刃送り量をパラメータとした内部温度分布

Cutting speed: 31.4 m/min, Down cutting, Radial depth of cut: 1 mm,  
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$



ときに熱電対が測定する温度は実験開始の室温である。すなわち、熱電対から 200  $\mu\text{m}$  も離れると切削温度は伝わっていないことが分かる。

また、上向き切削と下向き切削の切削温度を比較すると、明らかに上向き切削の温度が高い。このグラフから熱電対での温度を推定してみると、上向き切削で 73  $^{\circ}\text{C}$ 、下向き切削で 59  $^{\circ}\text{C}$  であり、その差は 14  $^{\circ}\text{C}$  になる。

Fig.6.10 は Fig.6.9 を両対数グラフ上で示したものである。良好な直線関係が示されている。このことから、切れ刃が熱電対に近づくと、温度は指数関数的に増加することが分かる。

この上向き切削と下向き切削の切削温度の違いをサーモグラフで比較してみると、Fig.6.11(a)(b) のようになり、サーモグラフでも上向き切削の温度が高いことが分かる。

金属のフライス加工では、上向き切削のとき切れ刃前方に切削熱が蓄積されるので刃先温度が上がりやすくなるといわれている。これに対して骨の場合、Table 6.1 でも分かるように、熱伝導率が金属の約 1/100 であるために熱が拡散しにくく蓄熱効果が一層大きくなることが影響していると考えられる。そして、これに加えて、上向き切削では切削開始点での切れ刃の上滑りによる摩擦温度の上昇も考えられる。その反対に下向き切削では、切れ刃の切削が進むにつれて切りくず厚さが減少し、切りくずが刃先より離脱しやすくなるし、切削終了点での切れ刃の上滑りの影響が少なく、切れ刃に対する切削熱の影響は上向き切削の場合よりも軽度であると考えられるので、基本的には、皮質骨の場合も金属の場合と同様のことが言える。

ところで上向き切削と下向き切削の赤外線熱画像装置による切削温度を比較すると次のことが言える。すなわち、そこでは 1 枚の工具切れ刃が切削を終了して被削材から離脱した瞬間の切れ刃の温度をサーモグラフに示しているが、上向き切削では切削終了時の切りくず厚さが大きい加工面近傍での切れ刃温度を示し、下向き切削では切削終了時に切りくず厚さがゼロになるときの切れ刃温度である。すなわち、このことから考えると、下向き切削の切れ刃温度は仕上げ面近傍の温度ということになり、下向き切削での切れ刃温度によって骨の切削温度を知ることができる。一方、同様のことを上向き切削で求めようとする、切削開始点近傍での切れ刃温度を測定する必要があるが、切れ刃は被削材に潜っているので切れ刃の温度を測定することは困難である。

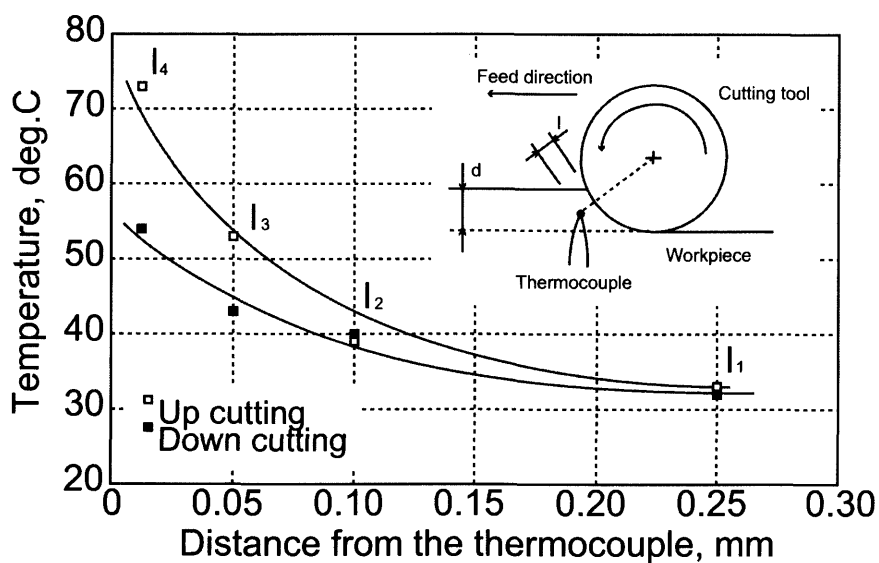


Fig.6.9 切削方向をパラメータとした時の内部温度分布

Cutting speed: 31.4 m/min, Down cutting, Feed per tooth: 0.375 mm/tooth,  
 Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

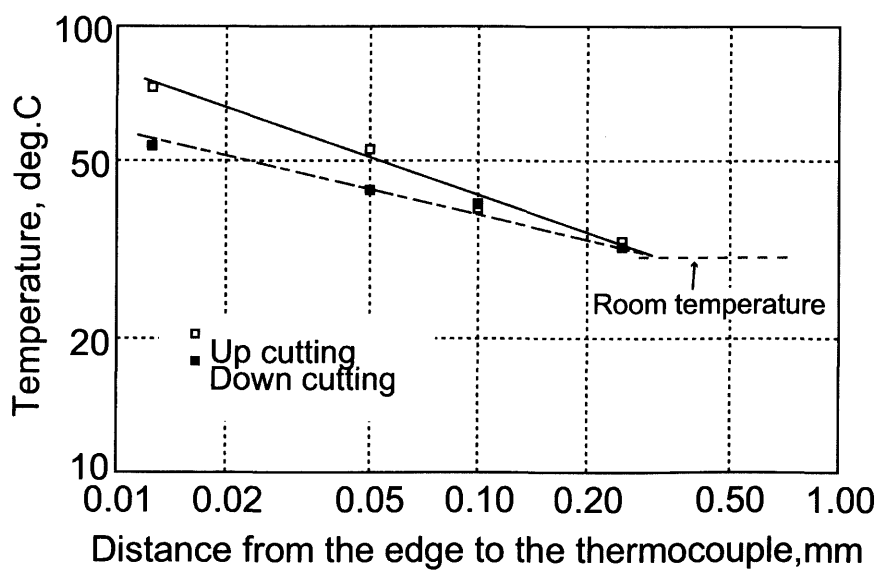
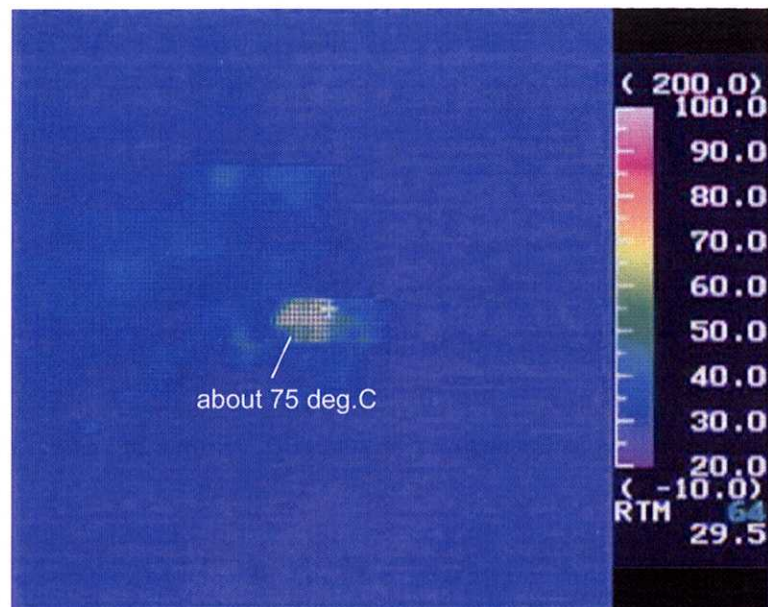
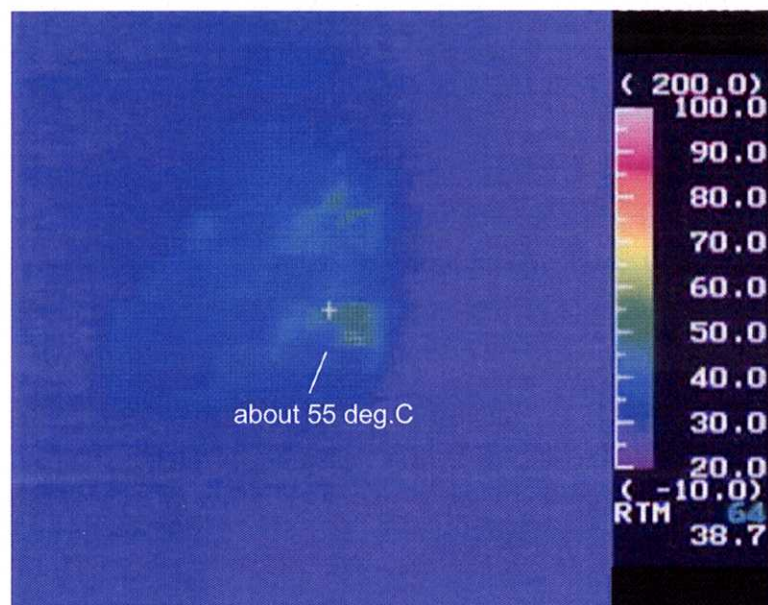


Fig.6.10 対数グラフ上で示した切削方向をパラメータとした時の内部温度分布

Cutting speed: 31.4 m/min, Down cutting, Feed per tooth: 0.375 mm/tooth,  
 Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$



(a) Up cutting



(b) Down cutting

Fig.6.11 サーモグラフにみる上向き切削と下向き切削の比較

Cutting speed: 31.4 m/min, Feed per tooth: 0.25 mm/tooth, Radial depth of cut: 1 mm,  
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

### 6.3.3 切削速度の影響

Fig.6.12 は切削速度および切削抵抗と切削温度の関係を示したものである。Fig.6.12 に示すように、切削速度が 7.85 m/min から 62.8 m/min の間で約 10 °C の温度上昇にとどまり、切削速度が切削温度に及ぼす影響は小さいとみてよい。これに対して、鋼のエンドミル加工では、細川ら [77] によると、切削速度が 50 m/min から 600 m/min の間で数百度の温度上昇が測定されている。もちろん、被削材も切削条件も異なるので正当な比較はできないが、切削速度が 52.2 m/min で一刃送り量 0.047 mm/tooth, 半径方向切込 0.2 mm, 軸方向切込 10 mm のとき切削温度は 340 °C であったのに対して、筆者が測定した皮質骨の例では、切削速度が 62.8 m/min で一刃送り量 0.125 mm/tooth, 半径方向切込 1 mm, 軸方向切込 5 mm のときに切削温度は約 56 °C であった。

金属と骨でこれだけの切削温度の違いがどこからもたらされるのかについて、最も大きな理由とみられるのが切削抵抗の違いである。皮質骨の切削抵抗は鋼の切削抵抗のおよそ 1/10~1/20 であり、切削抵抗の違いによる仕事量の違いがそのまま単純に切削温度の違いになったとするならば、骨の切削温度は鋼の切削温度の 1/10~1/20 になってもおかしくはない。その観点から骨の切削温度を前出の細川ら [77] の鋼の切削温度と比較してみると、確かに骨の切削温度は鋼の切削温度の 1/10 程度である。

これに対して、切削速度の違いによる切削抵抗の変化は非常に小さいか、ほとんど変化しない。この切削抵抗が変化しない現象に関しては、第 5 章の Fig.5.35 でも同様の結果が得られた。これについて、第 5 章の 5.4.5.1 節でも議論したが、骨切削の場合には、Fig.6.12 から分かるように、切削速度を 10 倍近く上げてても切削温度の上昇はわずかに 10 °C 程度にとどまり、切削温度上昇の影響をほとんど考慮しなくてもよいことが分かる。したがって、切削速度による切削温度の違いは切削抵抗の変化にほとんど寄与しないと考えられる。具体的には、切削温度の影響がほとんどないので平均摩擦角が大きく変わらないし、せん断角もほとんど変化しないことになり、60 °C くらいまでは温度による被削材の軟化/硬化の影響も少なく、切削せん断応力もほとんど変化しないと考えてよい。それらの結果として、切削抵抗に対する切削速度の影響がほとんどみられないのではないかと考えられる。そして、当然の結果として、切削速度によって切削抵抗が変化せず、切削温度も変化しないということになる。

しかしながら、Fig.6.12 によれば、切削速度によって切削抵抗はほとんど変化しないが、切削温度はこの切削速度の範囲内で、前述のように約 10 °C の温度上昇が

みられる。そこで、この  $10^{\circ}\text{C}$  の温度上昇を高いとみるべきか低いとみるべきかかという問題が出てくる。次に述べる一刃送り量の影響も含めて考えると、一般的に骨切削での切削温度は切削条件によって大きな影響を受けないとみられるが、そのように考えれば、 $10^{\circ}\text{C}$  という温度上昇が小さいとは必ずしも言い切れないところがある。確かに骨の物性に与える影響は小さいかも知れないが、切削条件としての切削速度の影響は少なからずあるはずだと考えるべきではなかろうか。おそらく、切削速度が高くなると摩擦熱が増加するので、それが切削温度上昇に影響したとみることができる。

切削温度に対する切削速度の影響をこのような観点でみると、切削温度がわずかに  $10^{\circ}\text{C}$  上昇しても骨組織に少なからずの悪影響をもたらす可能性があるともみられるべきであるから、後述するように切削環境を冷却する手段を講ずることが望ましい。

#### 6.3.4 一刃送り量の影響

Fig.6.13 は通過切削での切削温度に対する一刃送り量の影響を示す。切削抵抗は上向き切削のほうがわずかに低いけど切削温度は逆に高くなる。そして、その温度差は一刃送り量が増すと大きくなる。これはやはり切削形態が上向きか下向きかということの影響が切削抵抗の影響を超えているとみることができる。すなわち、上向き切削では切削抵抗の増加とともに切削温度は上昇しているが、下向き切削では切削抵抗が増加しても切削温度の上昇は非常に少ない。このことは、前述のように切削形態の違いからもたらされたとみられる。下向き切削では、切削開始点で切れ刃が被削材に機械的に衝突することが切削抵抗の値に影響するが、切削の進行とともに切りくず厚さが減少していくので、切削温度は上昇しにくい。問題は切削開始点での切れ刃と被削材との機械的衝突時に過渡的な温度上昇があるかどうかということである。これについては次のような考察をした。

下向き切削では切れ刃が切削開始点で被削材に衝突したとき、第5章の Fig.5.7(b) からも類推できるように、その切れ刃の衝突点での機械的衝撃のために、一刃送り量が大きくて切れ刃の食い付き量が大きいと、緻密質の皮質骨は簡単に衝撃による亀裂型破壊を生ずる。その亀裂型破壊を生ずる切れ刃の食い付き量、言い換えると、切りくず厚さはどれくらいのときかが注目される。これについては、第5章でも述べたように、切りくず厚さが  $50\text{ }\mu\text{m}$  にもなると切りくず生成はほぼ亀裂型破壊によると考えられる。すなわち、一刃送り量が  $0.05\text{ mm/tooth}$  程度で切りくず生成が亀裂を伴って発生するということである。そのように考えてみると、この

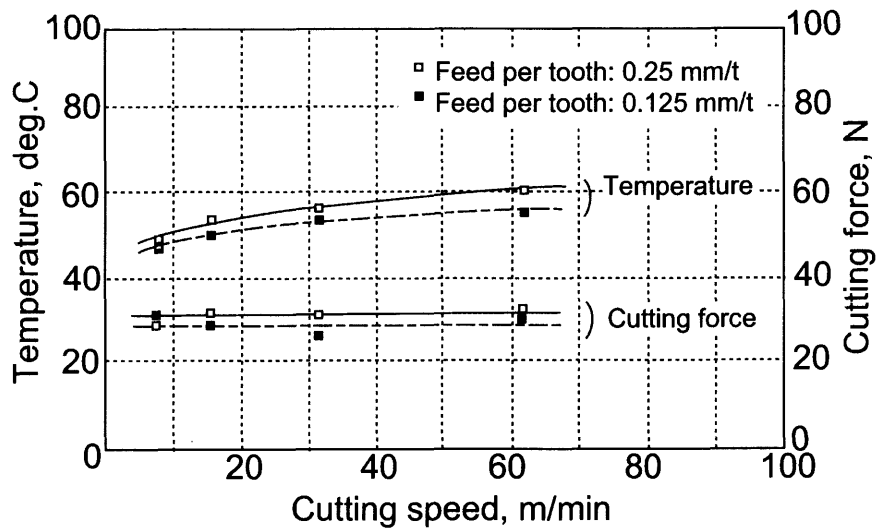


Fig.6.12 切削速度と切削温度・切削抵抗の関係

“pass over” cutting, Down cutting, Radial depth of cut: 1 mm,  
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

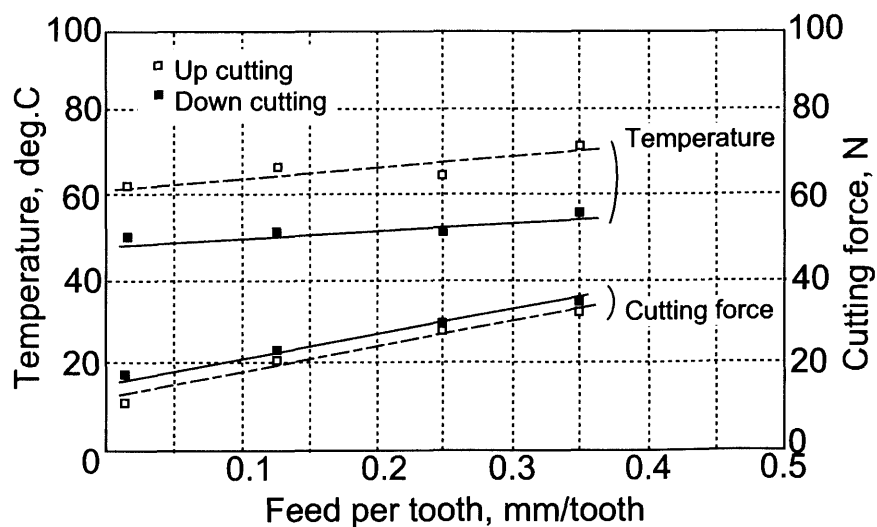


Fig.6.13 一刃送り量と切削温度・切削抵抗の関係

“pass over” cutting, Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm,  
Axial depth of cut: 5mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

Fig.6.13 の切削条件では切りくず生成がほとんど亀裂型であるとみてよいことになる。

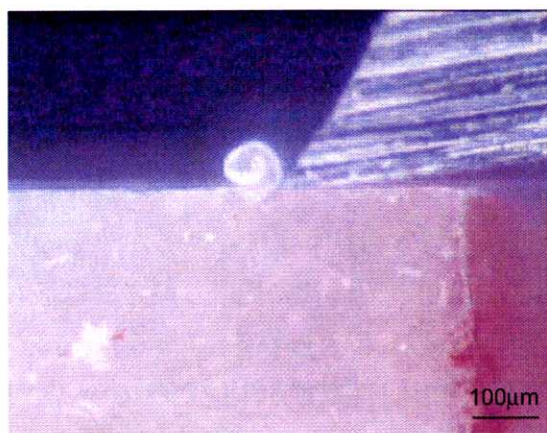
第4章でも述べたが、議論を分かりやすくするために、2次元切削での切りくず生成の材料破壊と切りくず厚さとの関係を Fig.6.14 として提示する。Fig.6.14(a) の切取り厚さ  $10\ \mu\text{m}$  では流れ型切りくず生成である。Fig.6.14(b) の切取り厚さ  $30\ \mu\text{m}$  では切りくずは連続流れ型の切りくずに見えるが、その切りくず内部には多数の亀裂が含まれている。したがって、この切取り厚さでは流れ型切りくず生成と亀裂型切りくず生成の中間形であるとみられる。Fig.6.14(c) は切取り厚さ  $80\ \mu\text{m}$  のときで、明らかに亀裂型破壊で切りくずが生成されていることが分かる。Fig.6.14 中 a の部分が被削材表面にあったとき、切れ刃がこの a 点に達すると亀裂が切れ刃前方に被削材表面に平行に走り、切れ刃先端がこの亀裂部を持ち上げて b 点で折れ、亀裂は表面に達して長さ l の切りくずを生成する。破壊がほぼ完全な亀裂型破壊なので、この l の間では塑性変形の痕跡は見当たらない。切削抵抗波形によると、a 点で亀裂が発生するまで、切れ刃が前方に被削材を圧縮している間その圧力に相当する切削抵抗が生ずるが、亀裂が発生すると切削抵抗は過渡的に減少することが分かっている。

したがって、この現象をエンドミルの下向き切削に適用してみると、切れ刃が切削点で被削材に衝突したら、切れ刃の前方の進行方向に亀裂が走ることになる。そして、その亀裂間の切りくず内ではほとんど塑性変形が見られないので、高い切削温度にはならないと考えてよい。実際のエンドミル下向き切削ではこの (c) の状態から (b) に移り、続いて (a) のように切取り厚さを減じてやがて切取り厚さがゼロとなり切れ刃は被削材から離脱していく。すなわち、切りくず生成が亀裂型から流れ型に連続的に変化していく。このことから考えると、切削熱が主として発生するのは、流れ型の切りくず生成も含まれる切取り厚さが  $50\ \mu\text{m}$  以下になってからではなかろうかと推察できる。

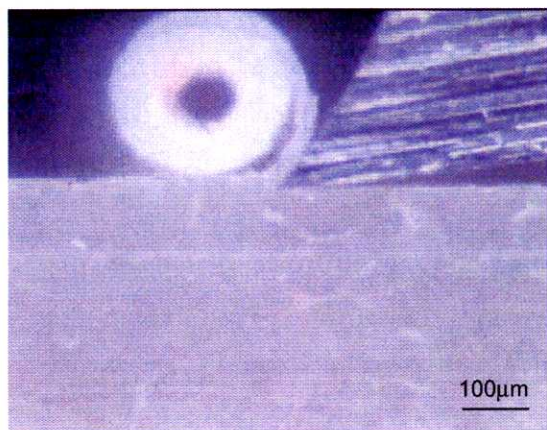
以上のような解釈が成り立てば、エンドミルの切削開始点で切れ刃と被削材が衝突したとき、一刃送り量が大きくても、被削材は簡単に亀裂型破壊してしまうので、単純に一刃送り量の増大が切削温度の上昇の原因だとは考えにくい。そして、一刃送り量の増加による切削温度とそのわずかな上昇は、切れ刃と被削材の衝突に続いて生ずる定常切削によってもたらされたと考えることができる。以上のような理由で下向き切削では一刃送り量の増加による極くわずかな温度上昇しかなかったのではないかと推察する。

これに対して上向き切削でも、切れ刃の切削開始点から切りくず厚さがゼロから次第に増加するにつれて、切りくず厚さが大きくなると亀裂が発生する。したがって、基本的には Fig.6.14 の現象が適用されるのであるが、前章の Fig.5.7(b) でも述

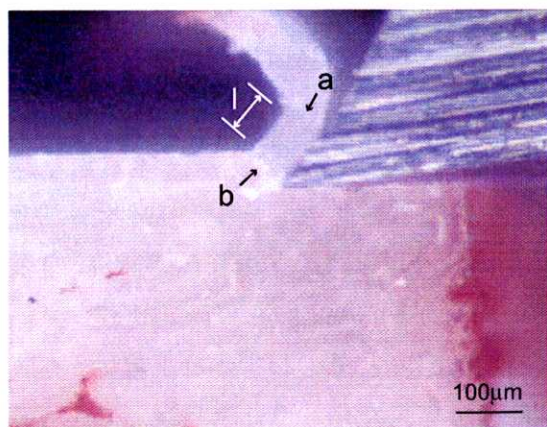




(a) Depth of cut: 10  $\mu\text{m}$



(b) Depth of cut: 30  $\mu\text{m}$



(c) Depth of cut: 80  $\mu\text{m}$

Fig.6.14 2次元切削における切りくず生成と切取り厚さの関係  
Compact cortical bone, Density:  $\rho=1.96\text{g/cm}^3$ , Cutting type: type T,  
Cutting tool: HSS, Rake angle: 35 deg.



べたように、上向き切削の特異現象である切削開始点での上滑り現象のために軸方向分力と接線方向分力が大きくなり、摩擦力が大きくなるので、そのために切削温度も増大することが考えられる。そして、この要因は一刀送り量が増加するほどその影響が大きい。それに加えて、上向き切削では切れ刃が切削を開始してから切りくず厚さが次第に増加するので、切りくず内部で切れ刃前方へ切削熱が蓄熱されることも考えられ、この二つのことが相乗的に作用して上向き切削の切削温度となったのではなかろうかと考えられる。

### 6.3.5 定位置押込切削における切削温度とその分布

6.2.2 節でも述べたように、切削温度条件の異なる切削方式としてここでとり上げたのは、被削材である試験片を一定の場所に固定し、その中に埋め込んだ熱電対に向かって試験片表面に直角に工具切れ刃を1方向に押し込みながら切削する方式の“定位置押込切削”である。

Fig.6.15 は定位置押込切削をしたときの熱電対から切れ刃までの温度分布である。この切削方式での切削熱の流れは、エンドミルの上向き切削の場合とよく似ており、切削熱は工具の進行方向に次第に蓄熱することになるから、通過切削の場合よりも試験片内部での温度分布は高くなる可能性がある。その一方で、通過切削では切れ刃が熱電対上を高速で通過するので、熱起電力信号を正確に拾いきれず試験片内部の温度分布が低めに出る可能性がある。そこで、ここでの定位置押込切削方式でその欠点を補うことにした。

Fig.6.16 は切削速度が 7.85~157 m/min の範囲における切削温度に対する切削速度の影響を示している。この切削速度の範囲で切削温度の上昇は約 20 °C である。いま切削速度が 157 m/min のときの温度値で比較してみると、定位置切削の温度は通過切削の温度に比べて約 15 °C 高い(一刀送り量 0.125 mm/tooth としての温度の比較)。

ここで一つ問題なのは、工具の送り速度を 60 mm/min 一定にしたことである。そのために切削速度が高いところでの一刀送り量は小さく、切削速度が低いところでの一刀送り量が多い。すなわち、切削速度 7.85 m/min のときの一刀送り量は 0.12 mm/tooth であるのに対して、切削速度 157 m/min のときの一刀送り量は 0.006 mm/tooth である。したがって、当然この送り量の違いによる切削温度の違いが出てくるはずである。そのことについて検討してみる。

Fig.6.13 に示す切削温度に及ぼす一刀送り量の影響のグラフで、下向き切削にお

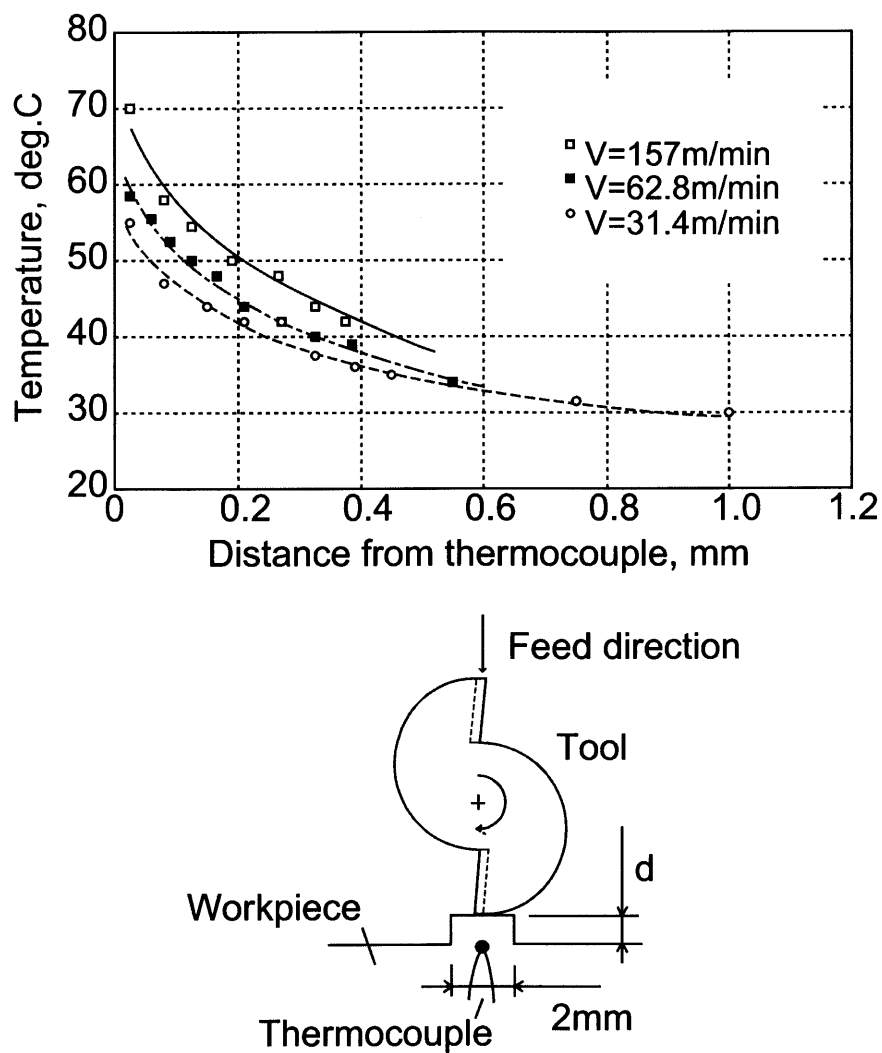


Fig.6.15 定位置押し込み切削における内部温度分布

“press against” cutting, Cutting speed: 31.4 m/min, Axial depth of cut: 5mm,  
Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

ける一刃送り量  $0 \sim 0.12 \text{ mm/tooth}$  の間での温度差は約  $2^\circ\text{C}$  である。したがって、Fig.6.13 の通過切削における一刃送り量の影響が定位置押込切削の場合にも適用できると仮定すると、Fig.6.16 の点線で示したように、切削速度  $157 \text{ m/min}$  の温度に  $2^\circ\text{C}$  を加え補正することができる。定位置押込切削の温度は通過切削の温度よりも多少高いと考えられるが、そのことを加味しても補正值が  $5^\circ\text{C}$  を超えることはないと思われる。

### 6.3.6 通過切削と定位置押込切削の切削温度の比較

6.3.5 節でも触れたように、通過切削と定位置押込切削の切削温度が切削方式の違いのために多少異なる可能性がある。Fig.6.17 はこの両切削方式での切削温度とその分布を比較したものである。確かに定位置押込切削における温度分布は通過切削における温度分布よりも高い温度域にある。しかしながら、熱電対が切断された位置での温度、すなわち、切削温度を推定してみるとほとんど差異はない。

ただし、切削速度は両者とも同じであるが、通過切削の一刃送り量が  $0.375 \text{ mm/tooth}$  であるのに対して定位置押込切削で一刃送り量は  $0.03 \text{ mm/tooth}$  で、後者は前者の約  $1/10$  であるから、当然切れ刃送り量の違いの影響が出て、その分だけ定位置押込切削の切削温度は高くなることが考えられる。これについて、前項の 6.3.5 節と同様に Fig.6.13 を使って一刃送り量の違いに関する温度補正を行う。いま定位置押込切削に一刃送り量  $0.375 \text{ mm/tooth}$  を与えたと仮定すると、一刃送り量  $0.03 \text{ mm/tooth}$  のときの切削温度よりも約  $5^\circ\text{C}$  高くなることが分かる。

このように、前項で予測したように定位置押込切削の温度は通過切削温度よりも高くなる。したがって、骨切除装置を実用的に用いる場合この切削方式になるケースも考えられるので、切削温度が高めになることに留意する必要がある。そして、切削温度の上昇を抑えるためには適当な切削環境の冷却を考慮することが望ましい。

### 6.3.7 切削温度における切削環境の冷却効果と実用性

最初に切削環境の冷却方法を述べた 6.2.4 節の説明を補足しておく。工具や試験片の骨を  $-10^\circ\text{C}$  まで冷却するが、Fig.6.5 から理解できるように、空气中に放冷して所定の切削開始温度まで昇温したら切削実験を開始する。このとき、工具や試

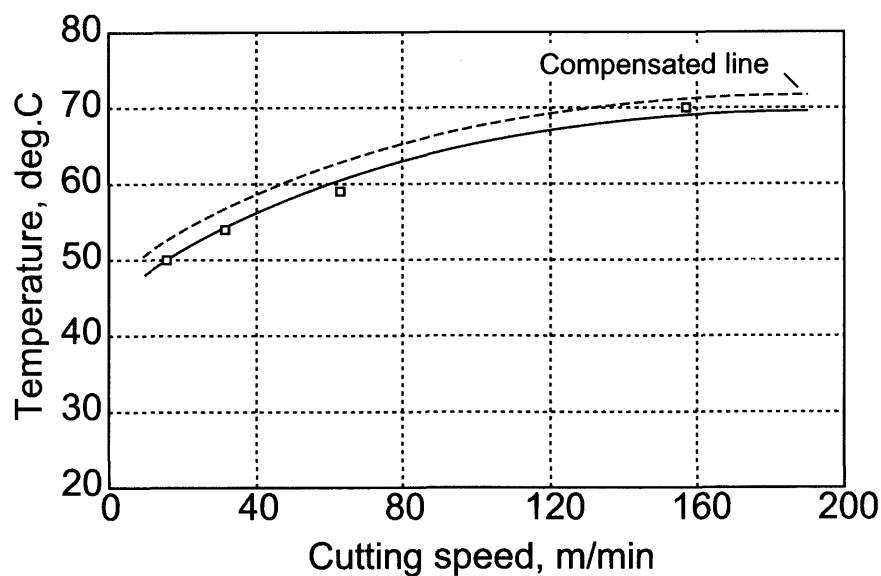


Fig.6.16 定位置押し込み切削における切削速度の影響

“press against” cutting, Cutting speed: 31.4 m/min, Axial depth of cut: 5mm,  
Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

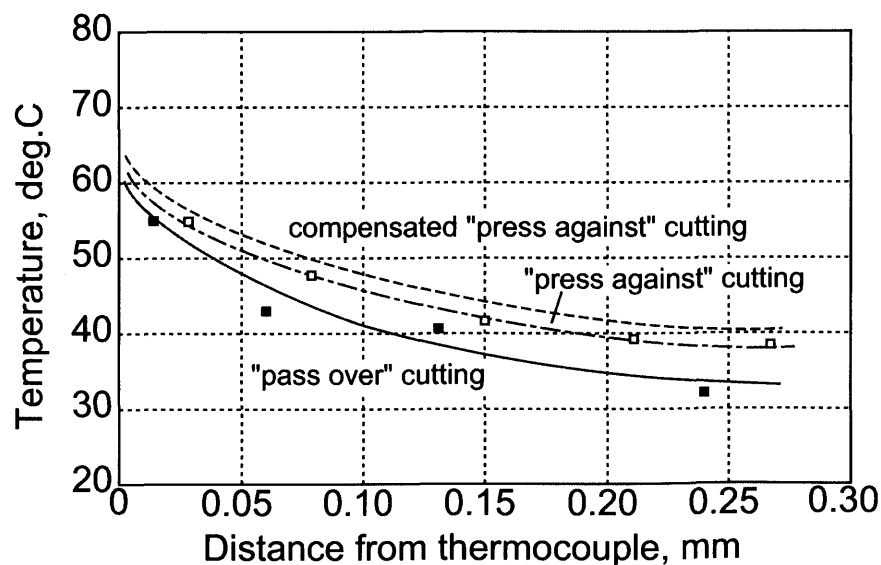


Fig.6.17 “通過切削”と“定位置押し込み切削”の比較

Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
Feed per tooth: 0.375 mm/tooth for “pass over”, 0.03 mm/tooth for “face”,  
Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

験片の取り付けの時間中に温度が上昇してしまい、実験開始温度を超えてしまうので、工具も試験片もマシニングセンタに取り付けたままで、ドライアイスを直接押し付ける方法によって冷却し、実験開始温度まで待ってから直ちに実験を行った。一回の実験での正味切削時間は、切削距離を 10 mm とするとわずかに 0.1 sec 未満であるから、その間での工具や試験片の温度変化は無視できる。

工具は高速度鋼で放射率がそれほど高くないので、工具の放射率を上げるために、実験の度に耐熱黒色塗料を吹き付けた。これにより工具の放射率は 0.98 にまで上がった。

切削条件として、切削速度 31.4 m/min, 一刃送り量 0.25 mm/tooth, 半径方向切込 1 mm, 軸方向切込 5 mm とし、すべてタイプ T の切削形式で切削した。

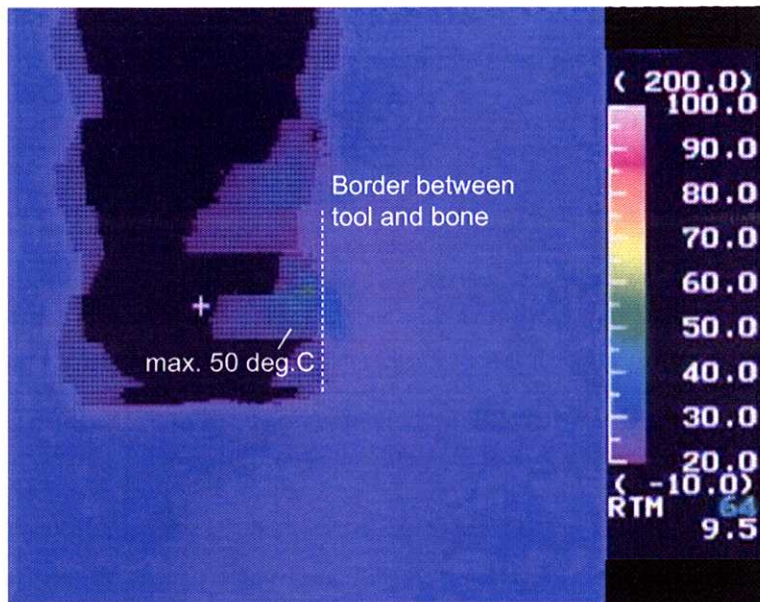
最初に各種の冷却環境に置かれた場合の切削温度を赤外線熱画像装置で観測した結果を Fig.6.18～Fig.6.20 に示す。Fig.6.18 の (a) と (b) を比較すると、明らかに工具を -5 °C まで冷却すると切れ刃温度を下げる効果大きい。同様に Fig.6.19 の (a) と (b) の比較において、試験片である骨を冷却したときの冷却効果は、このサーモグラフの結果だけでは判断がつかない。すなわち、試験片内部の温度分布で比較評価する必要がある。次に、Fig.6.20 の (a) と (b) を比較すると、工具と試験片を同時に -5 °C まで冷却した場合の切れ刃温度に対する冷却効果は大きい。しかしながら、このサーモグラフの結果だけでは定性的な判断はできても定量的には評価できないので、熱電対法による温度分布測定が必要となる。

そこで、切削環境を各種の冷却状態した場合の試験片内部の温度分布を求めたのが Fig.6.21 である。骨と工具の初期温度が 30 °C に対して工具を 0 °C まで冷却するだけで、切削温度は約 5 °C 低下する。しかしながら、切れ刃と熱電対の距離がゼロのとき、すなわち、切削温度は 52 °C の温度が 47 °C に低下したということであり、その温度では骨組織が損なわれる可能性が高い。

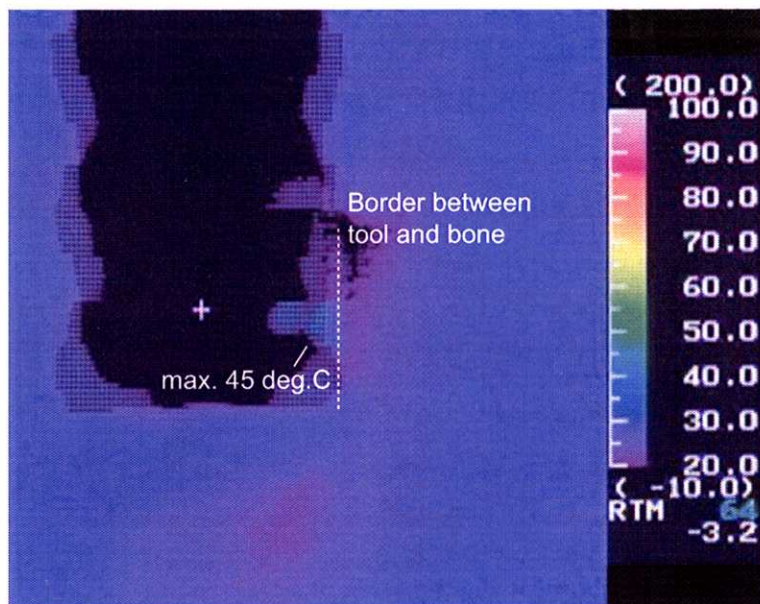
そこで、工具を -5 °C にまで冷却すると、切削温度は 38 °C にまで低下することが分かる。これに対して、試験片である骨は 0 °C に冷却しても -5 °C に冷却してもその効果はあまり変わらないが、工具を冷却するよりも冷却効果は大きく、切削温度は 30～35 °C にまで低下する。Table 6.1 によると、骨の熱伝導率が高速度鋼の約 1/100 であるために熱伝導しにくく、しかも蓄熱効果が大きいため、骨による冷却作用が優れているのではないと思われる。

これらより、工具と骨の両方を冷却した場合、より一層冷却効果が高くなるはずである。Fig.6.21 に示すように、工具と骨の双方を同時に -5 °C にまで冷却すると、切削温度は 27 °C にまで低下する。

しかしながら、切削環境をできるだけ低温に冷却すれば切削温度に対して冷却効果が大きいことは理解できたが、そのことと人工関節手術現場においてその冷却レ



(a) start temperature: 0 deg.C

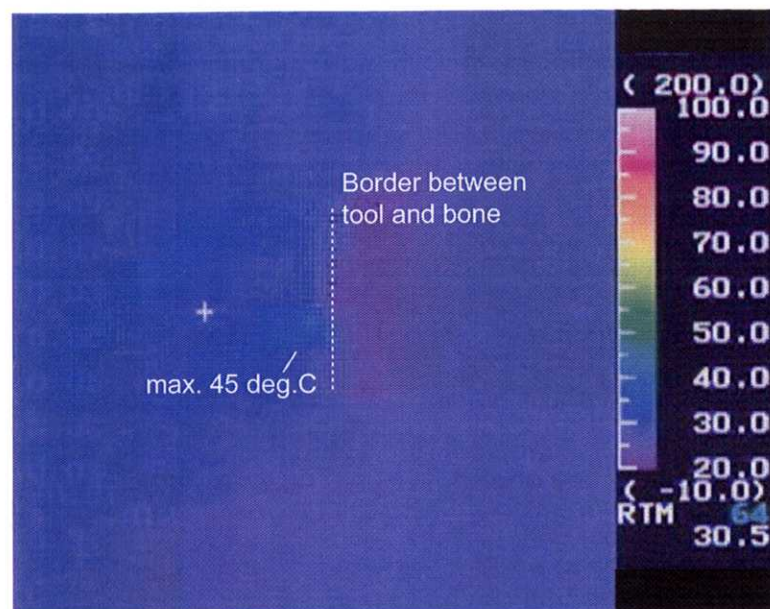


(b) start temperature: -5 deg.C

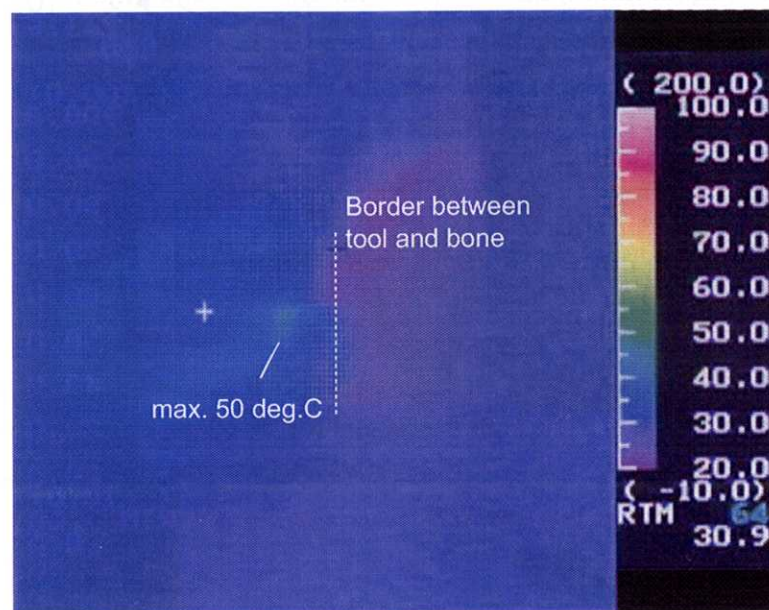
Fig.6.18 工具冷却を行った場合の工具刃先温度

Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
 Feed per tooth: 0.25 mm/tooth, Cutting type: Type T,  
 Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$





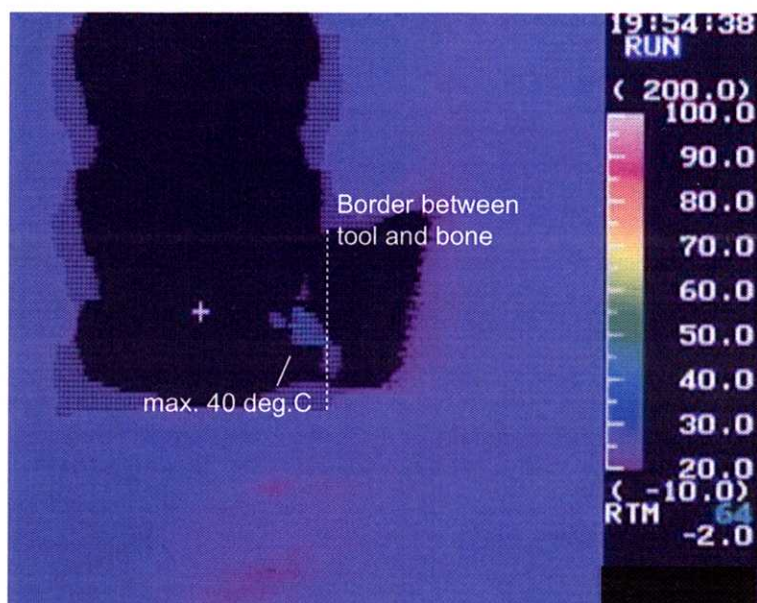
(a) start temperature: 0 deg.C



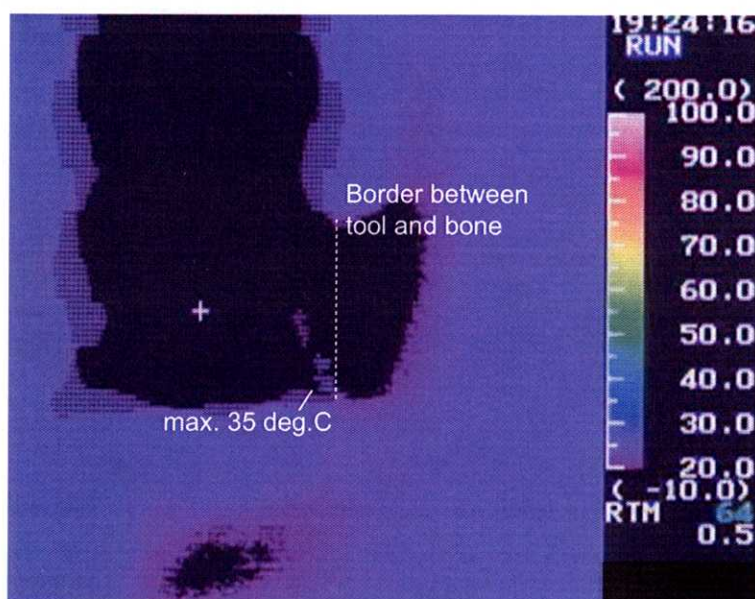
(b) start temperature: -5 deg.C

Fig.6.19 骨試料冷却を行った場合の工具刃先温度

Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
Feed per tooth: 0.25 mm/tooth, Cutting type: Type T,  
Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$



(a) start temperature: 0 deg.C



(b) start temperature: -5 deg.C

Fig.6.20 工具および骨試料冷却を行った場合の工具刃先温度

Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
 Feed per tooth: 0.25 mm/tooth, Cutting type: Type T,  
 Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$



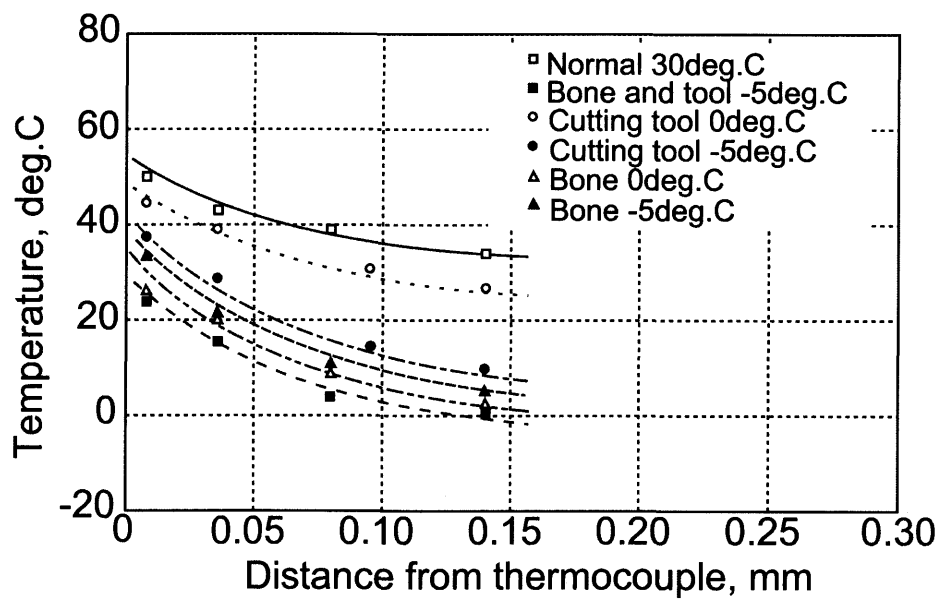


Fig.6.21 冷却環境にて切削を行った時の内部温度分布

Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
 Feed per tooth: 0.25 mm/tooth, Cutting type: Type T,  
 Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

ベルが適当であるかどうかとは別問題である。工具にしても骨にしても手術現場で零下の環境に置くことは、装置や準備の観点からすると操作性が悪い。もし切削環境が  $0^{\circ}\text{C}$  以上で十分冷却効果を上げることができる方法があるならば、いわゆる「低温切削」という感覚で実用的な骨手術が可能ではないかと思われる。

Fig.6.21 によれば、工具と骨を  $0^{\circ}\text{C}$  に冷却すると切削温度は  $30^{\circ}\text{C}$  前後にまで下がるので、それならば切削温度による骨組織の壊死は完全に防止できるし、手術の術後成績も向上し、生体に対する侵襲性を低く保つことができるであろう。

また、第2章において、赤外線熱画像装置による人骨標本の切削温度を測定した時に、 $4^{\circ}\text{C}$  の生理食塩水を冷却液として用いた場合、切削温度は  $45^{\circ}\text{C}$  から  $35^{\circ}\text{C}$  にまで低下したという結果を得ている。上述した工具や骨を  $0^{\circ}$  にまで冷却する方法をそのまま人工関節置換部に適用すると生体凍傷を生ずる恐れがあるので、実際の術式では生体冷却損傷を回避できる温度の冷却水による冷却を考慮する必要がある。

これらの実験結果から実用的な骨切削部の冷却方法について検討しておきたい。それについては次のように乾式と湿式の2案を提案する。

- (1) 乾式切削として考えられることは、手術部の工具と骨を冷却空気で冷却する方法である。例えば、ドライアイスで間接的に冷却した空気をノズルから高圧で工具と骨に向かって放出し冷却する。乾式であるために手術部を冷却水で汚染することがないが、冷却空気の熱伝達係数は冷却水に比べて低いので冷却空気の冷却効果は冷却水に比べて高くない。
- (2) 湿式切削では、例えば、完全滅菌した生理食塩水を  $3\sim 5^{\circ}\text{C}$  にまで冷却し、ノズルから主として工具に向かって放水することによって切削環境を冷却する。水の熱伝達係数が空気に比べて高いので、冷却効果は高い。また、冷却水によって骨切削の切りくずを同時に手術部位から排除することができるというメリットがある。ただし、手術部位から冷却水の飛散と汚染をどのように防止するかの方策について考えなければならない。

### 6.3.8 含水骨と乾燥骨の切削温度比較

これまで皮質骨の乾燥骨を用いて切削温度を測定してきたが、実際の人工関節置換時に行われる骨切除加工では生体であり、その骨は20%以上の水分を含有し、血管も通っているので、両者を合わせると骨は多くの水分を含んでいる。よって、

生体骨の切削では切削温度に当然この水分が大きな影響をもたらすはずである。切削環境での水分が、切削環境に冷却効果をもたらすことは容易に推測できることである。そこで、その含有水分がどの程度の冷却効果をもたらすかについて検討した。

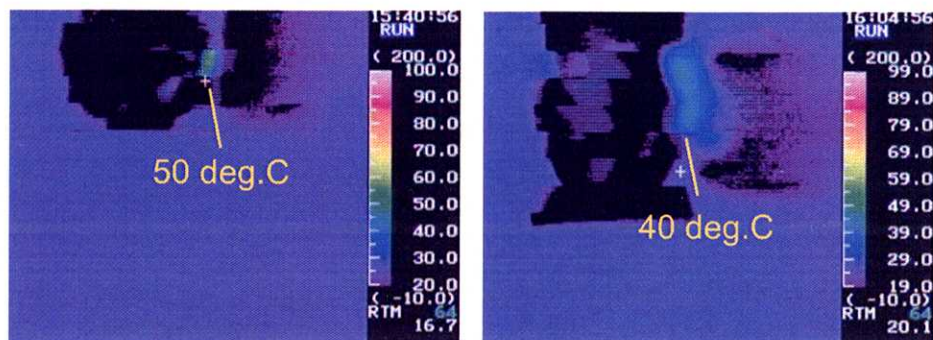
本章の切削温度測定では、赤外線熱画像装置による切削直後の切れ刃温度と骨に埋め込んだ熱電対による測定温度から切削温度を推定すること原則にしてきた。主として切削温度に対する環境の影響を比較検討することを主とする本項では、赤外線熱画像装置による温度測定のみを行うこととした。

また、乾燥骨は豚骨を 35 °C で約 10 時間乾燥したものであり、含水骨は屠殺後冷凍された豚大腿骨を実験前に徐々に解凍し、実験に供したものである。含水骨試料は生理食塩水中に保存し、その含水率は約 20 % である。

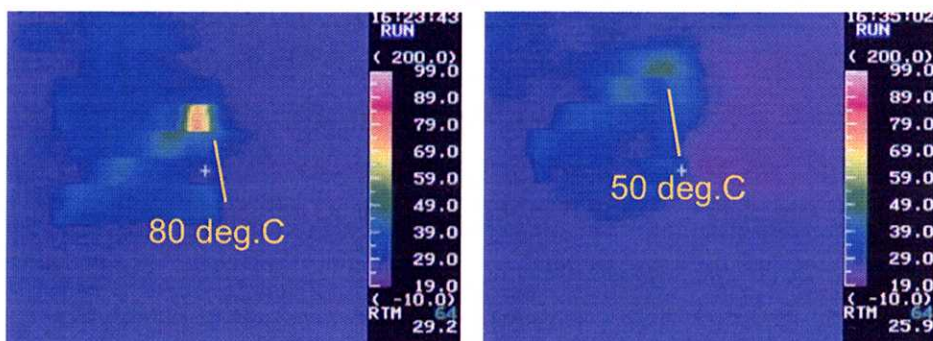
Fig.6.22 に含水骨と乾燥骨の切削終了直後における切れ刃のサーモグラフを示す。(a) は切削直前に骨と工具を約 0 °C に冷却した後、切削したときの温度を示す。図から分かるように、含水骨は骨中の水分の影響で切削温度は 10 °C 程度低くなる。

(b) は骨も工具も冷却しない場合の切削温度である。この時、乾燥骨の温度は 80 °C にも達する反面、含水骨の温度は 50 °C に止まり、約 30 °C もの温度差を生じている。この結果からすると、明らかに含有水分の冷却効果が認められると言える。切削温度が低くなる (c) の加工条件でも同様のことが言え、この両者から、切削温度が過酷になる切削条件ほど含有水分の冷却効果が高いことが分かる。

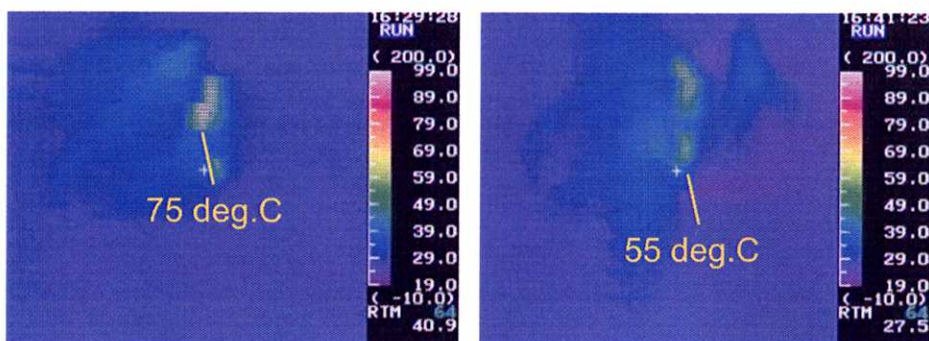
この結果から、人工関節置換術における骨の切削温度は、特別な冷却法を講じなくとも骨細胞壊死を招く 50 °C 以下になることも十分期待できるが、40 °C を超えると骨細胞に悪影響を及ぼすことも指摘されており、何らかの冷却手法を検討する必要があると思われる。



Dry bone Wet bone  
(a) 2,000rpm (62.8m/min), 500 m/min (0.125mm/tooth)  
Bone and cutting tool are cooled



Dry bone Wet bone  
(b) 2,000rpm (62.8m/min), 500 m/min (0.125mm/tooth)



Dry bone Wet bone  
(c) 1,000rpm (31.4m/min), 250 m/min (0.125mm/tooth)

Fig.6.22 皮質骨の含水骨と乾燥骨における切削温度の比較

Cutting speed: 31.4 or 62.8 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
Feed per tooth: 0.125 mm/tooth, Cutting type: Type T,  
Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

## 6.4 豚海綿骨のエンドミル切削温度

海綿骨の切削抵抗は皮質骨に比べて小さく、切削温度も低くなることが予想されるため、本章では、皮質骨の切削温度を中心に検討を行ってきた。しかしながら、人工関節置換手術では皮質骨と海綿骨が同時に切削されることが多く、海綿骨の切削温度について検討することは重要である。そこで、本節では海綿骨の切削温度を取り上げ、その切削温度の特徴を検討するとともに、皮質骨の切削温度と比較することとした。

Fig.6.23 に示すように、大腿骨側顆より骨梁に沿って海綿骨試料を採取した。また、骨組織配向の影響を考慮し、切削方向は骨梁の長手方向に直角の方向をとった。

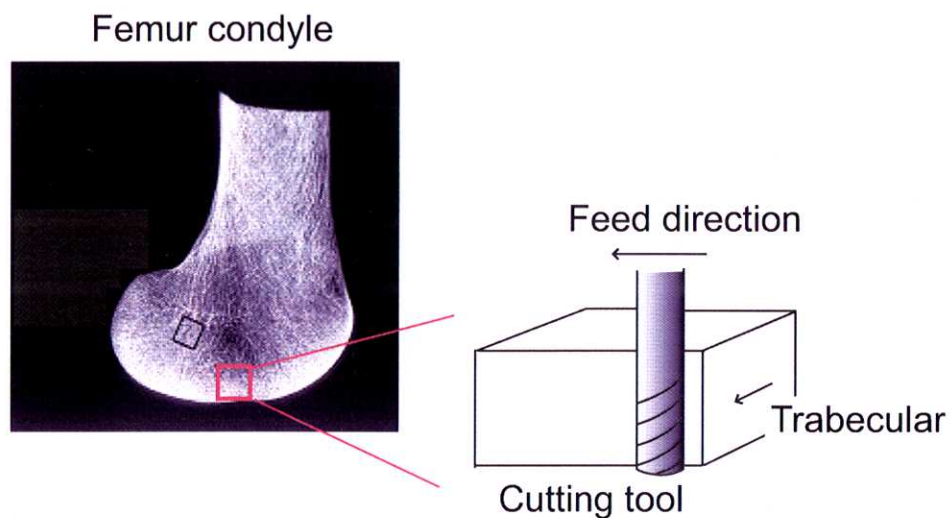


Fig.6.23 海綿骨におけるエンドミル切削試料

Fig.6.24 は海綿骨をエンドミル加工した直後の切れ刃のサーモグラフ画面である。皮質骨での切削温度が比較的高かった実験条件下で切削温度測定することとし、一刃送り量を 0.125 mm/tooth 一定、切削速度を 15.6 m/min～62.8 m/min まで変化させた。切削温度は骨と工具との特別な冷却なしで 30 °C～50 °C となり、皮質骨に比べて明らかに低い。その原因の一つとして、海綿骨との切削抵抗が皮質骨に比べて 1/2 以下になることが挙げられる。また、含水骨は乾燥骨に比べて 5～10 °C 低い。皮質骨の場合に比べると含有水分の冷却効果はそれほど大きくない。それは、乾燥骨あるいは含水骨にかかわらず、切削温度が実験開始温度 (室温) からあまり上昇しておらず、その冷却効果が顕著に現れないためと考えられる。

Fig.6.25 は同じ切削条件における皮質骨と海綿骨の温度を比較したものである。皮質骨に比べて海綿骨の乾燥骨で 40 °C、含水骨で 15 °C 低くなる。すなわち、それだけ加工熱による損傷の影響が皮質骨に比べて小さいことを示している。



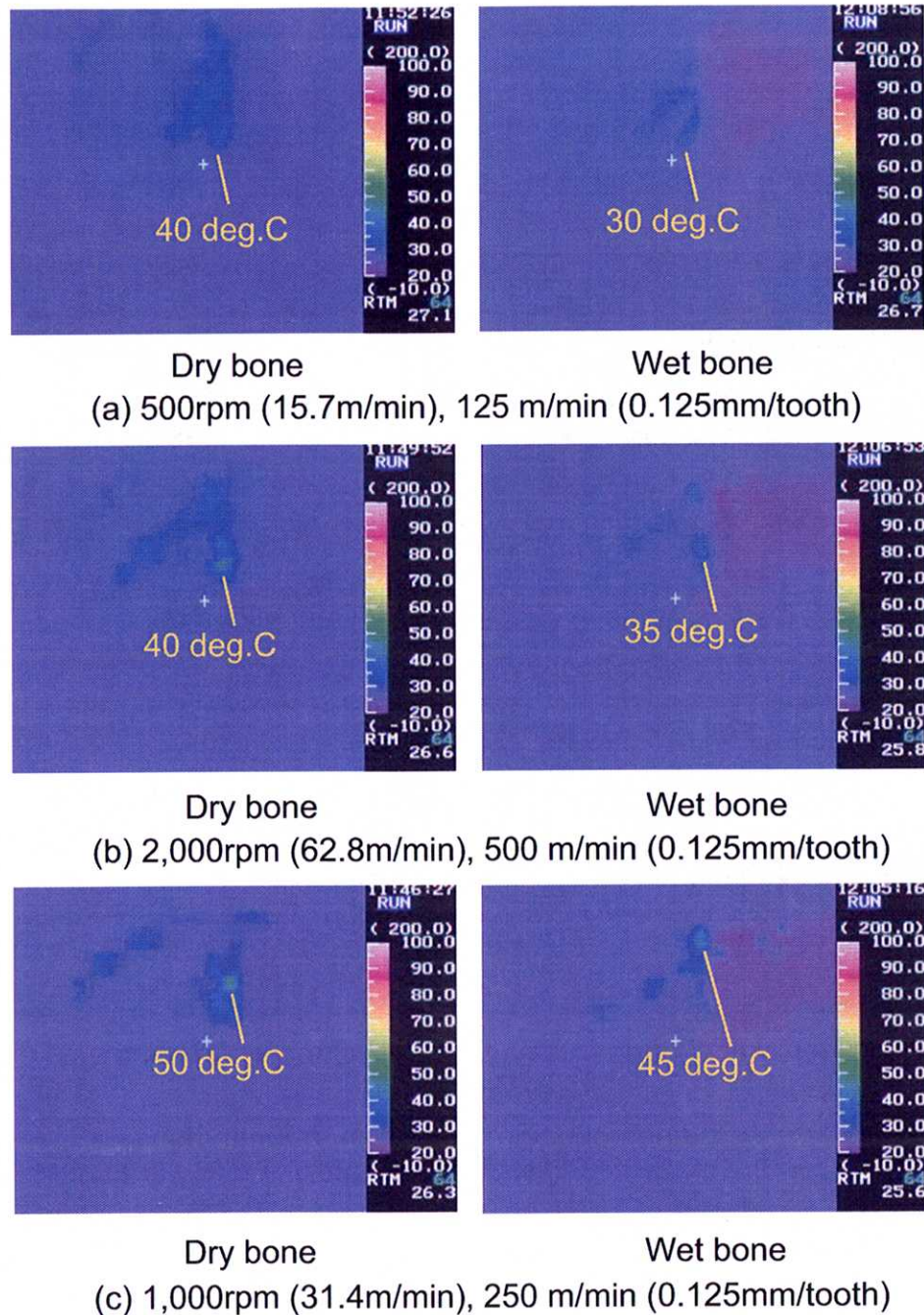


Fig.6.24 海綿骨におけるエンドミル切削温度

Cutting speed: 15.6-62.8 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,  
Feed per tooth: 0.125 mm/tooth, Cutting dir.: T, Cutting tool: 2 flutes square endmill  $\phi 10$

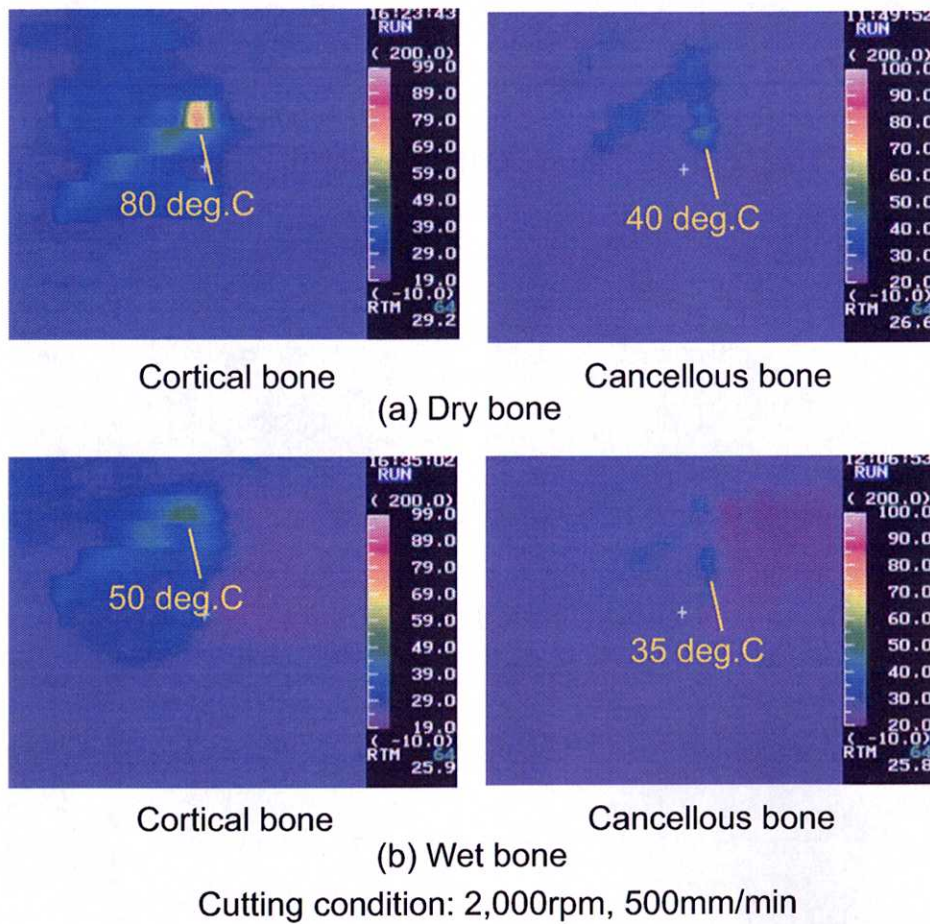


Fig.6.25 皮質骨と海綿骨における切削温度の比較



## 6.5 結 言

以上の結果をまとめると次のようになる。

### [通過切削方式における切削温度測定]

- (1) 切削部位を観測する赤外線熱画像装置は切削直後の工具切れ刃の温度を示し、試験片に埋め込んだ熱電対は内部の温度分布と切削点での被削材温度を示すが、内部温度分布から推定した切削温度のほうがより重要な温度情報を提供する。
- (2) 上向き切削の切削温度は下向き切削の切削温度よりも高い。
- (3) 切削速度が 7.85 m/min から 62.8 m/min の間での温度上昇は約 10°C である。これに対して切削抵抗はほとんど変化しない。
- (4) 切削温度に対する一刃送り量の影響は、下向き切削ではほとんど出ないが、上向き切削ではその切削形態や上滑りによる摩擦のために温度上昇を招きやすい。

### [定位置押込切削方式における切削温度測定]

- (5) 定位置押込切削と通過切削を比較すると、定位置押込切削での内部温度は通過切削のときよりも高温域に分布し、切削温度は約 5°C 高くなると推定できる。

### [冷却切削における切削温度]

- (6) 工具を 0 °C に冷却すると、室温の工具よりも切削温度は約 5 °C 低下するが、その程度の冷却では、切削条件によっては骨組織の損傷を避けられない場合がある。工具を-5 °C にまで冷却すると、切削温度は 38 °C にまで下がり、切削環境の冷却効果が認められる。
- (7) 試験片である骨を 0 °C に冷却しても-5 °C に冷却してもその切削温度に対する冷却効果に大きな違いはないが、切削温度を下げる冷却効果は顕著で、切削温度は 30~35°C にまで低下する。
- (8) 工具と試験片の双方を冷却すると大きな冷却効果が期待できるが、工具と骨を-5 °C にすると切削温度は 27 °C になり、予想通りの大きな冷却効果が認められた。
- (9) 以上の切削環境の冷却による冷却切削と第 2 章で行った水冷による冷却切削の結果から、人工関節置換術における骨切削の際に実用的な冷却切削法として提示した二つの方法が有効であると考えられる。

- (10) 本章で用いた実験条件では、乾燥骨の温度は  $80^{\circ}\text{C}$  に達するのに対し、含水骨の温度は  $50^{\circ}\text{C}$  に止まっており、 $30^{\circ}\text{C}$  もの温度差を生じている。この結果からすると、明らかに含有水分の冷却効果が認められる。切削温度が高くなる切削条件ほど含有水分の冷却効果が高いようである。
- (11) 海綿骨の切削温度を測定するにあたって、実験条件を一刃送り量を  $0.125\text{ mm/tooth}$  一定、切削速度を  $15.6\text{ m/min}\sim 62.8\text{ m/min}$  とした。切削温度は骨や工具の特別な冷却なしで切れ刃温度はこの条件下で  $30^{\circ}\text{C}\sim 50^{\circ}\text{C}$  となり、皮質骨に比べて明らかに切削温度は低くなる。

## 第 7 章

# 今後の展望

### 7.1 本研究成果より提案される関節部の切削方法

本研究では、皮質骨はオステオンの配向方向が一様である大腿骨骨幹部を試料して採取した。しかし、実際に手術する部位は主に膝関節部であり、この部位を如何に切除するかが問題となる。そこで、今まで得られた成果から切削方法の提案を行う。

これまでに議論した中でこの問題に影響するポイントは以下ようになる。

#### (1) 皮質骨の配向による切削形式の適応

皮質骨の場合、第 4 章で明らかにしたように、オステオン構造の組織配向によって切削現象や切削抵抗は大きな影響を受ける。その中で最も難削性の高いのは、オステオン軸の長手方向に直角に削る場合である。この方向は他の方向に比べてせん断破壊強度がほぼ 2 倍にも達することから考えると、この方向の切削をなるべく避ける工具経路の採択が賢明である。実際の大腿骨や脛骨においては、大腿骨遠位端、後面を切削する場合と脛骨関節面を切削する場合がそれに該当する。

これらの面をエンドミル外周刃で横フライス切削すると間違いなく最も難削となる。したがって、それを避けるために、エンドミルの端刃を用いた正面フライス切削を行うことが望ましい。この時、エンドミルの外周刃は切削しやすい骨軸の接線方向に切削することになる。

これに対して、大腿骨および脛骨における関節接触面の皮質骨のオステオン配向は、骨梁の配向方向から考えて、原則として大腿骨長管骨軸に直角に近い方位をとっている。したがって、その部分を削る場合には、エンドミルの外周刃による横フライス切削を行うと骨軸に対して接線方向の切削となり、

最も削りやすくなる。

(2) 海綿骨部の切削に対する配慮

関節部の皮質骨に囲まれた海綿骨の組織構造 (海綿骨のクレーン構造) の X 線写真を活用することにより、組織の配向性と加工の関係を論じることがでる。しかしながら、海綿骨は皮質骨に比べて切削抵抗が 1/2 以下であるために、被削性のみを考えた場合、切削方位に重大な関心を示さねばならないほどの問題は生じない。

(3) ダウンカッティングの優位性

エンドミル工具は回転工具であるために工具の使用方法によってはアップカットになったりダウンカットになったり、ときには工具の 1 回転中にこの両者が連続的に出てくる。いずれの切削方式に優位性が高いかは議論の分かれるところであるが、基本的には (1) 下向きの切削抵抗分力のために被削材が下向きに押さえられて固定化しやすい、(2) 切削温度が低くなるという利点から皮質骨切削ではできはるだけダウンカット状態での切削が望ましい。

(4) 加工条件からみた高速・高加工能率切削

低速から高速までの切削速度で切削抵抗はほとんど変化せず、切削速度を上げて切削温度の上昇はわずかである。このことから高速切削が採用でき、高能率加工が可能となる。もし、切削温度が骨細胞の壊死を招くような温度になった場合には、切削速度を下げずにわずかの流量の生理食塩水 (5 ° 程度) を切削部に注ぐことにより細胞壊死を生じない程度の切削温度に下げることが可能である。また、患部に低温のドライエアを供給することによって手術部位の温度を低く保つ方法も考えられ、今後検討する必要がある。

(5) 骨切除時間

実際の人工関節置換術において骨切除時間を短縮することは、人体に対する侵襲性を低減し、術後の回復を促進するために不可欠である。本研究で採用したエンドミルによる骨切除方式とそこで検討した工具経路は医療関係者の要望を充足可能である。

以上の点を踏まえ、回転工具を用いた時の関節部切除方法を Fig.7.1 および Fig.7.2 に示す。

X 線画像の骨梁方向から、オステオンを直角にせん断しないような切除方向を選択すると、大腿骨において、前面は外周刃による切削 (Fig.7.1(b)), 遠位端は正面フライス形式 (Fig.7.1(c)) が適当と考えられる。Fig.7.1(d) に示す後面においては、オステオン方向を考えると Fig.7.1 中 (1) の方向から正面フライスの形を採ることが望ましい。しかし、この方向からアプローチするには全置換型手術にて皮切を大き

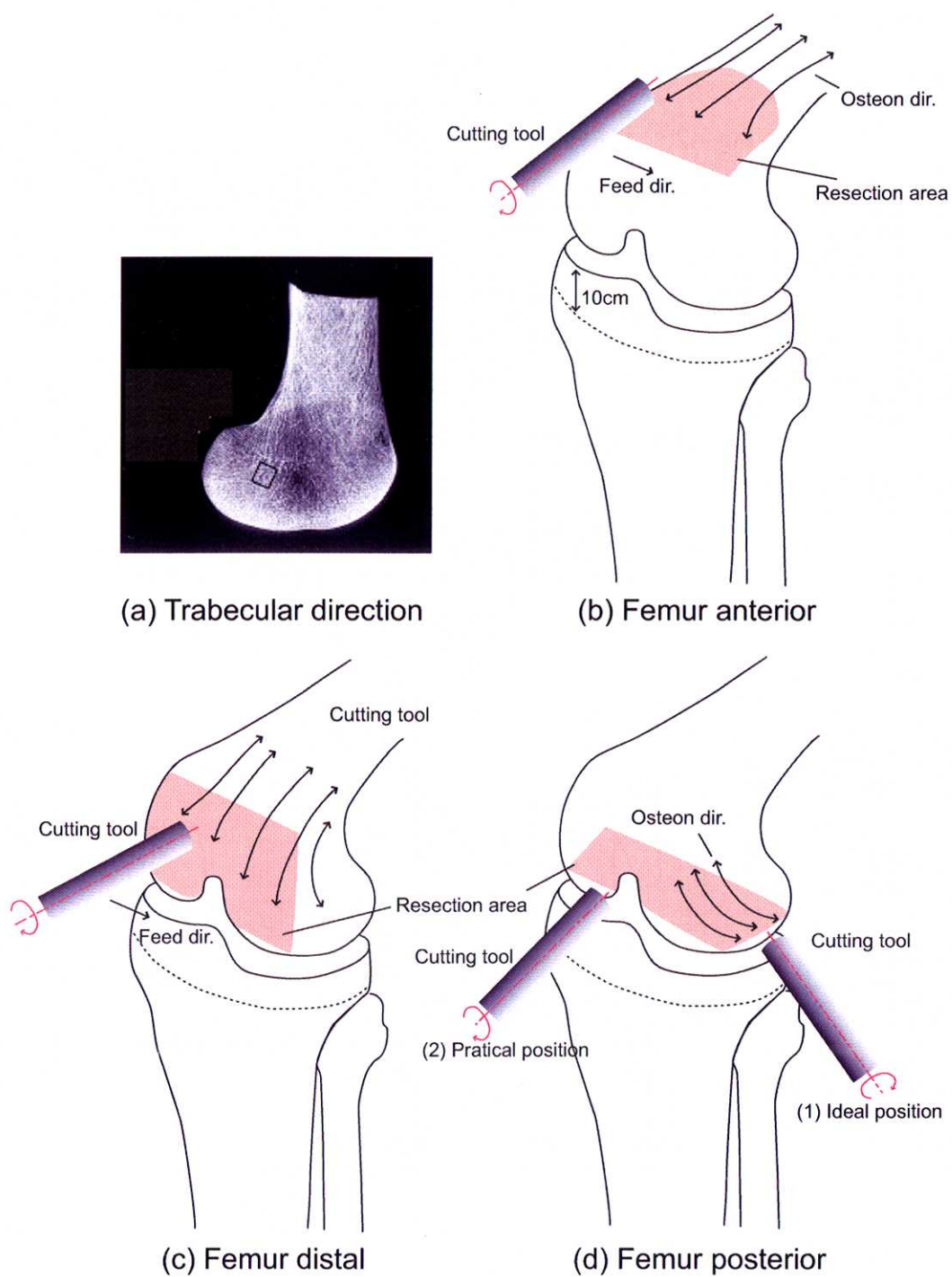


Fig.7.1 大腿骨切除方法案

くとか、片側置換型手術にて側面を切開する必要がある。近年、人工関節置換術の低侵襲化が図られており、全置換型手術において皮切を小さくとした場合には、Fig.7.1 中 A(2) の方向からアプローチせざるを得ないと考えられる。

脛骨の切除方法としては、通常のアプローチでは、Fig.7.2(b) に示す方向から工具を進入させることになる。脛骨においても切削が難しい部分は、骨周囲の皮質骨部分であるから、Fig.7.2(a) に示すように脛骨を少し前に出し、皮質骨部分のみを正面フライス形式で切除した後、海綿骨部分を Fig.7.2(b) に示すような方法で切除することが一案として提案できる。

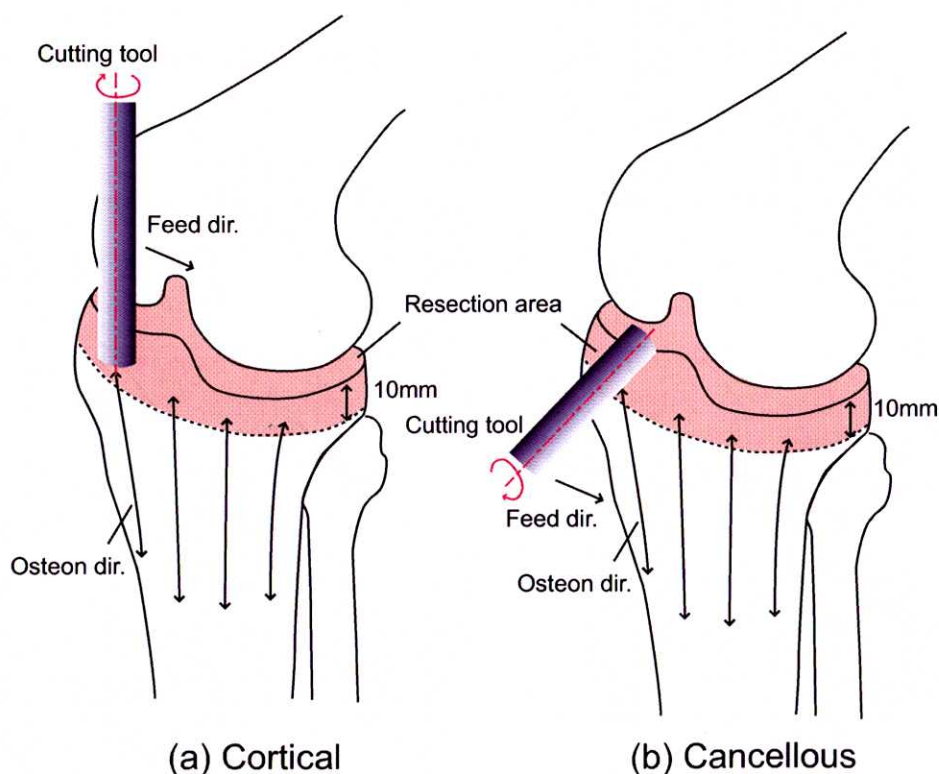


Fig.7.2 脛骨切除方法案

## 7.2 今後の研究課題

本研究では、将来、生体組織のナノマシニング加工への礎となるべく、開発中の人工膝関節置換術支援装置において、高能率、高精度、低侵襲の骨切除を行うために必要な加工条件や加工環境問題を解決すべく検討を行ってきた。具体的にはまず、人工膝関節置換術支援システムの中で用いられる骨切除加工装置の加工機能評価にもとづいて、検討すべき骨加工情報を抽出し、適切な加工条件と加工環境を与えるための基礎的かつ工学的な研究を行った。また、「骨の組織構造と微小切削現象」「実用的骨加工に関連したフライス加工特性」「切削温度測定と骨細胞の熱損傷回避」の三つの観点から研究を遂行し、一定の結果を得た。

しかしながら、人工関節置換術に対して確固たるイノベーションを与えるためには、いくつかの課題が残されているのも事実である。本節ではそれらの課題と、課題を克服するための解決方法に関して述べる。

残されている課題としては、大きく分けて2つある。一つは、本論文で検討してきた骨組織の切除メカニズムに基づいて新たな加工方法を提案し、骨再生効果を最大にするような生体組織のマシニング法を確立することであり、もう一つは、人工膝関節置換術支援装置をトータルシステムとして構築していくものである。どちらも最終ゴールは、人工関節と骨との接合を最大にする人工関節置換術を構築することにある (Fig.7.3)。

生体組織のナノマシニング加工へと展開するために、以下の研究を引き続き行う必要がある。

### (1) 力学的解析に基づいた骨切除メカニズムの解明

第4章で述べたように、骨は1方向型の複合材料であると考えられ、切削方向によって切除挙動が異なる異方性を持つ。そこで、力学的解析に基づいて切除挙動をシミュレーションすることで、本論文で明らかにした切除挙動を検証することが可能となり、切除時の挙動予測も可能となる。

### (2) 手術環境の改善による骨加工へのフィードバック

切削抵抗の観点から、加工条件を軽減化することを指摘し、また、切削温度の観点から侵襲性を抑えるために加工部の冷却が必要となることを提示した。今後は、手術部位の無菌環境加工のために必要な検討を行わなくてはならない。例えば、患部に低温のドライエアを供給することによって手術部位の温度を低く保つ方法も考えられる。

### (3) 新しい加工法および工具の開発



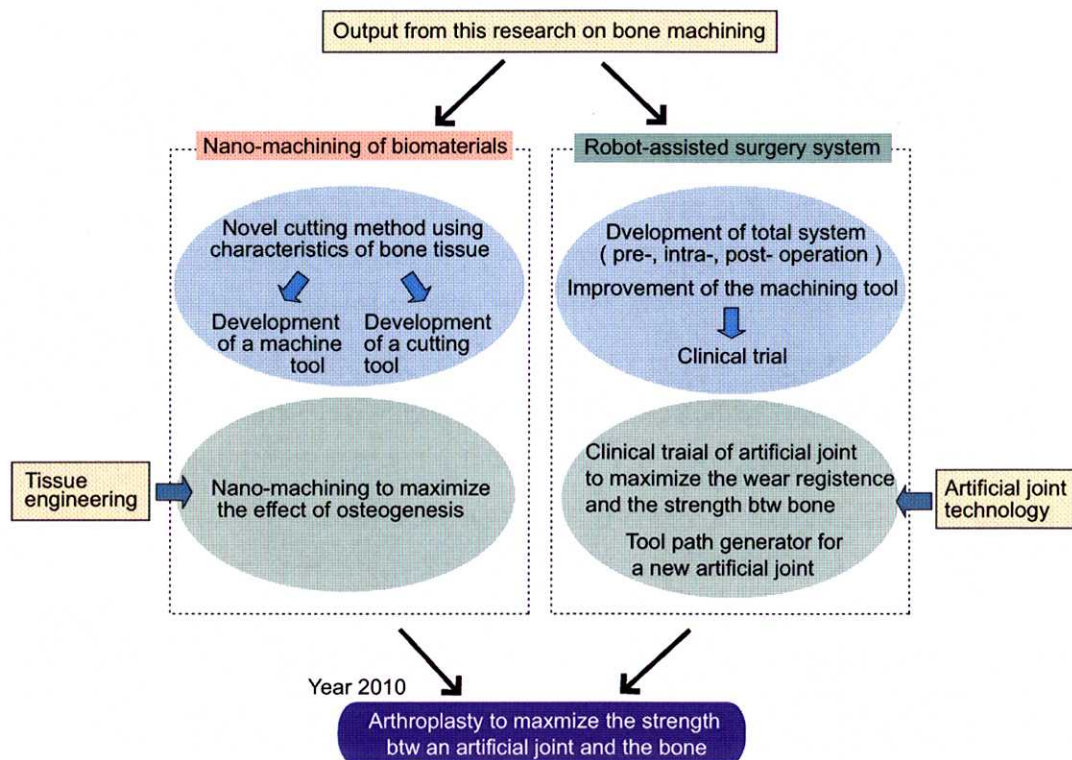


Fig.7.3 今後の研究マップ

骨切除装置では加工にエンドミルを用いたが、生体に及ぼす侵襲性を低減するために、加工抵抗が小さく、加工温度も低くなることが可能な工具の開発が必要となる。また、非切削工具による加工の開発も検討しなければならない。例えば、従来研究においても試みられているが、超音波加工などは手術周囲組織への干渉や侵襲をほとんど考えなくてもよく、候補の一つと考えられる。

#### (4) 骨再生効果を最大にする加工形状の研究

近年、骨再生技術の研究が盛んに行われ、様々な成果が得られている。人工関節置換術の大きなテーマの一つとして、再生した骨が如何に人工関節と接合し、その設置強度を増すかということが挙げられる。したがって、まず、再生効果を最大にするための骨切除形状を明らかにすることが必要となり、次に、その形状に骨を切除するための加工方法および加工装置の開発が必要となる。

一方、人工関節置換術支援システムの面から研究要素を挙げると次のようになる。

##### (1) 骨切除装置の改良

加工装置の観点から、工具系の自由度が高く、しかも剛性が高い装置を開発

し、加工の目的に応じて適切な工具が自動交換 (マシニングセンタの ATC) できる装置の開発を行う必要がある。例えば、切削工具を使うにしても、大腿遠位端の切削には正面フライスを使用し、他面はエンドミルで、孔はドリルでというような使い分けができる機械が望ましい。また、術時間を短縮する抜本的な改革も必要となる。

(2) 新しい人工関節に対応した切除方法

今後、人工関節技術の進歩に伴い、磨耗の少ないもの、骨との接合強度が高いものが開発されることが予想される。また、このような人工関節を実現するために骨の切除形状も変化していくものと考えられる。したがって、新規に開発される人工関節に応じて骨切除装置の在り方も変更の必要が生じる。

(3) 最小侵襲手術への適用

近年、最小侵襲手術の症例数が増加している。これは、皮切長さを小さくとり、軟部組織への負担を軽減することにより入院期間の短縮化、リハビリの早期開始、合併症の予防を目的としたものである。しかしながら、開創部が小さい為に、手術結果の良否が術者の技量に依存する現状にある。そのために、ロボット等を用いた支援システムへの期待が高まっているが、レジストレーションや工具経路の観点から最小侵襲手術をどのように実現するかが問題となる。

上記のうち、次節以降において、骨組織構造を利用した加工法と骨切除加工装置システム構築に関する課題について述べる。

### 7.3 骨の材質や組織構造に基づいた加工法 ―振動加工と微細加工―

人工関節置換術において、切除される骨の切削抵抗による力学的負担と切削熱による熱的損傷を軽減し、加工精度と加工効率の高い加工方法を実現するためには、近い将来、骨再生効果を最大にするような生体組織の加工を実現する必要がある、そのために今後骨の材質や組織構造に応じた加工方法を検討しなければならない。

現在、加工工具としては、鋸刃状のボーンソーもしくは、ロボット・サージェリで用いられているエンドミルなどの回転工具が主として用いられているが、本研究はこれらに代わる新しい加工方法を開発するための基礎検討として、骨切削における組織構造に依存した加工メカニズムを明らかにしてきた。

現在主として用いられているボーンソーに代わる骨加工方法の研究は従来から行われており、ウォータージェット加工や超音波加工の適用も検討されているが、骨の材質や組織構造との関連で考案された加工法はまだ提案されていない。

そこで、このような観点から、ここでは骨の材質や組織構造に立脚した加工方法を提案してみようと考えている。前述のように、骨という組織は、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たオステオン構造を構成しており、この各コラーゲン線維の上に、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。したがって、組織構造としては、有機質のコラーゲン、無機質の水酸化アパタイト、および水分という三つの異なった物質から構成される材料である。また、コラーゲン、水酸化アパタイト結晶は特定の方向性を持っているので、これまで本研究でも詳しく述べたように、加工時において組織異方性も被削性を左右する大きな要因となる。

ところでもう一つ考えねばならない加工時の要因は、有機質のコラーゲンと無機質の水酸化アパタイトという全く異なった機械的性質を持つ材料を同時に加工するということである。すなわち、コラーゲンは高分子材料に似た構造の天然蛋白質で比較的可塑性に富んだ線維であり、水酸化アパタイトはリン酸カルシウムの六方晶構造を持ったセラミック脆性材料であって、これらを同時に加工しなければならない。したがって、生体材料のナノマシニング加工の観点からすると、それぞれの材料にとって最も適した微細加工方法が採用されねばならないが、加工方法としては現実問題としてこの両者に対して一つの工具による同時加工が避けられない。

そこで、以上の問題をクリアーするために注目すべき加工法の一つとして「振動

加工」がある。その根拠について次に述べる。

ここで最初に加工特性に重要な影響を持つコラーゲンと水酸化アパタイトの機械的性質について簡単に述べておく。コラーゲンを主成分とみてよい人間皮質骨の引張強度は 90~110Mpa, 曲げ強度は 100~200Mpa, せん断強度は 50~70Mpa であり, 人工的に焼結したアパタイトの引張強度は 10~20Mpa である [86]。このうち焼結水酸化アパタイトはコラーゲンに沈着した水酸化アパタイトに比べて強度が低いといわれている。しかしながら, 天然の水酸化アパタイトの強度がたとえ人工合成したものの 2 倍の強度であったとしても, 皮質骨から類推できるコラーゲンの強度の 1/10 程度である。これは引張強度が低いというセラミックス特有の性質であるといえる。したがって, この水酸化アパタイトは振動衝撃によって簡単に破断されることが推測できる。一方これに対して, コラーゲンの強度は高く, しかも高分子材料に似た加工特性を示すことが指摘されている。そして, 高分子材料の加工には通常の加工方法よりも振動加工が優れているという報告 [87] が既にあり, コラーゲン線維組織の加工にも振動加工が有効ではないかと考えられる。したがって以上の観点から, 将来, 骨の加工に用いられる加工法の一つとして, 振動加工が検討される価値はある。

また, 微小切削においてその挙動と切削特性を考察したところ, 皮質骨では切取り厚さの小さい間は連続流れ型の切りくずを排出したが, 切取り厚さを大きくすると, その破壊挙動は亀裂型となり, 仕上げ面精度は悪くなった。したがって, 加工精度を高くしなければならないときには, 切りくず形態が流れ型である範囲で加工条件を設定する必要があると述べてきた。

これに対して, 新しい加工法の試みとして骨再生の観点からすると, 加工の寸法精度を高く保ちながら, むしろ加工面が適当に荒れているほうが骨芽細胞が発生定着しやすいという見方もある。そこで, 面粗さと寸法精度を制御するように亀裂を発生させ, それによって切りくずを生じさせる方法を開発することも一つの手段である。また, 亀裂型切りくずはほとんど例外なく切取り厚さの大きい条件で生成するので, 加工能率が高くなる。この亀裂型切りくずにおける亀裂はほとんど断熱的に発生するので, 骨細胞に対する切削熱損傷を防止できるという点からも今後改めて検討すべき加工方法となるであろう。しかしながら, どのような表面や精度に加工すべきかは, 今後再生医療技術分野からの要求情報を元に決定することとなる。

## 7.4 トータルシステムとしての骨切除加工装置

本研究の目的は、人工関節置換術支援骨切除システムに適した加工方法および加工条件を検討することであったが、高精度な切除を行うためには、本論文で論じた内容以外にも、高効率な切削にもかかわらず周囲の軟部組織を損傷させないための工具経路の形成システムや、骨の位置を正確に把握するためのレジストレーションシステム等が必要であり、これらの完成度が高くなってこそ、骨の切除精度が高くなると考えられる。そこで、今後開発をすすめるべき機能に関して以下に述べる。

### 7.4.1 術用 CAD/CAM ソフトウェア構築

人工膝関節置換術の良否は、如何に正しい位置に人工関節を設置できたかにつきる。精度良く骨を切除することももちろん大切なのであるが、人工関節の設置位置が術後の経過や痛みに直結するので、それを避けるために、手術前にどの位置に人工関節を設置するか計画が正確に行われなくてはならない。この手術計画システムに必要な機能は以下の4つである。

- 前処理
  - (1) 画像の読み込み, (2) 大腿骨・脛骨切分け
- 大腿骨
  - (1) 正面の定義, (2) 荷重軸の指定, (3) 骨軸の指定, (4) インプラント設置
- 脛骨
  - (1) 側面の定義, (2) 荷重軸の指定, (3) 骨軸の指定, (4) インプラント設置
- 後処理
  - (1) 整復, (2) アライメント計算, (3) 工具経路生成

このシステムではまず、骨形状の解剖学的な特徴を用いて人工膝関節の設置位置を決定する。基本的には、現在行われている手技の基準を用いることが求められる。ただし、人工膝関節置換術を受ける患者には骨形状が大きく変形している場合があるので、解剖学的な特徴にとらわれ過ぎず、医師の望む位置に人工膝関節を設置できる必要がある。人工関節を設置する位置が決定されたら、工具経路を決定しなければならないが、この工具経路は、骨切除装置の工具が実際に通る軌跡であり、周囲組織を損傷させることのないような経路が選択される必要がある。また、エンドミルを用いて骨を切削すると、工具1回転中に切れ刃が切削する骨組織の配向は刻々に変化する。したがって、そのような組織配向の影響のない切削形態を実

現し、また、膝関節部が安定した状態で切削するために、オステオンの接線方向に下向き切削する、いわゆるタイプ T 切削形式をとるのが最も適切である。そこで、これらを満たす工具経路生成機能を有する CAD/CAM システムが望まれる。

実際にこの CAD/CAM にて行われる手順について詳述する。まず、CT 画像より骨輪郭を抽出し大腿骨部分と脛骨部分を切り分ける作業が行われる。この作業は、ある程度は自動で行うことも可能であるのだが、修正等、術者の手によって行われなくてはならない部分も多い。

### ・大腿骨の手術計画

大腿骨の手術計画は、以下の 5 つの手順によって行われる。(1) 大腿骨正面位置の定義、(2) 大腿骨頭中心の位置指定 (Fig.7.4(a)), (3) 荷重軸および大腿骨遠位端骨端指定 (Fig.7.4(b), (c), (d), (e)), (4) 大腿骨の解剖軸指定、(5) 人工関節設置位置指定 (Fig.7.4(f))。これらは、現在行われている手術計画においても用いられている方法であり、使用する術者に違和感なく導入されると思われる。また、最後の人工関節設置位置指定は荷重軸以外の解剖学的な特徴に影響されることなく入力可能であり、変形の大きい患者や骨粗鬆の強い患者に対する対応も十分可能である。

#### (1) 大腿骨正面位置の定義

人工関節の設置位置を正確に設定するには、まず、CT 画像より大腿骨の正面位置を定義することが必要となる。

#### (2) 大腿骨骨頭指定

CT 断面画像上での大腿骨頭中心位置の指定は、(a) 表示する断面の選択、(b) CT 断面画像の表示設定、(c) 骨頭指定円の操作の三つの工程で行われ、大腿骨頭中心位置の CT 座標系上の X, Y 座標値を決定する。まず、骨頭が認識できる CT 断面を選択し、画像濃淡のウインドウ中心とウインドウ幅の値を設定する。これらの値を変化させることによって、骨形状の輪郭を明確にさせる。次に、骨頭指定円を操作し、骨頭形状に骨頭指定円を一致させる。骨頭指定円の位置および半径を調整することによって、大腿骨頭中心の指定を完了する。投影画像上での指定においては、先の CT 断面画像上での大腿骨頭中心位置指定において入力された骨頭中心位置を通る直線が表示された画像を用いて骨頭中心を決定する。その工程は、(a) 投影画像の表示設定、(b) 骨頭指定円の操作の 2 つである。まず、投影画像の表示設定として投影画像の投影面の画素サイズ指定を行う。その後骨頭指定円を操作し、骨頭形状に骨頭指定円を一致させる。

#### (3) 荷重軸指定

大腿骨荷重軸の指定は次のように行う。大腿骨頭の中心位置を回転中心として、正面図と側面図においてそれぞれ回転を行い、大腿骨荷重軸を一致させることで大腿骨荷重軸の指定を行う。この荷重軸は、大腿骨側の人工膝関節の設置姿勢を決定する重要な入力項目である。また、遠位端指定線の位置は、次の工程で行われる人工関節設置位置指定において垂直軸方向からの投影画像の作成に利用する。

#### (4) 解剖軸指定

解剖軸の指定は、2方向の投影図上で解剖軸上を通る点が数点指定され、各投影図上で指定点から最小二乗法により解剖軸を算出し、2つの解剖軸を3次元的に再構成することで行う。

#### (5) インプラント設置位置指定

人工関節の設置位置指定において使用する画像は、大腿骨荷重軸を垂直軸に一致するように回転させた場合の、CT断面画像を正面、側面、下面それぞれの方向からの投影した画像である。それぞれの投影画像上には、人工関節の外形と大腿骨の荷重軸が表示され、各画像上で人工関節の位置を移動することで人工関節設置位置の指定を行う。

### ・脛骨の手術計画

脛骨の手術計画は、(1)脛骨骨軸の指定、(2)設置面上での人工関節設置位置の指定、(3)骨軸方向の人工関節設置位置の指定の三つの手順によって行われる。現在行われている手術計画において用いられている脛骨骨軸を基準として、人工関節の設置位置を決定しており、大腿骨の手術計画と同様に使用する術者に違和感なく導入されると思われる。

#### (1) 脛骨骨軸の指定

骨軸の指定は、二方向の投影図上で骨軸を通る点を数点指定すると、各投影図上で指定点から最小二乗法により骨軸が算出され、二つの画面上の骨軸を3次元的に再構成することで行われる。

#### (2) 設置面上での人工関節位置指定

設置面における人工関節設置位置の指定は、設置位置近辺の断面画像上で行われる。指定する項目は、脛骨ベースプレートのサイズと設置面における脛骨ベースプレートの設置位置および姿勢である。脛骨ベースプレートの回旋位の決定に用いる解剖学的指標は、脛骨結節と後十字靱帯付着部を結んだ線である。これらを表示するためには、大腿骨側の人工関節設置位置指定と同様に投影図を用いなければならない。一方、脛骨ベースプレートのサイズは、脛骨近位端骨切除面を最大限に被覆し、かつオーバーハングしないことが求められる。すなわち、正確な人工関節設置



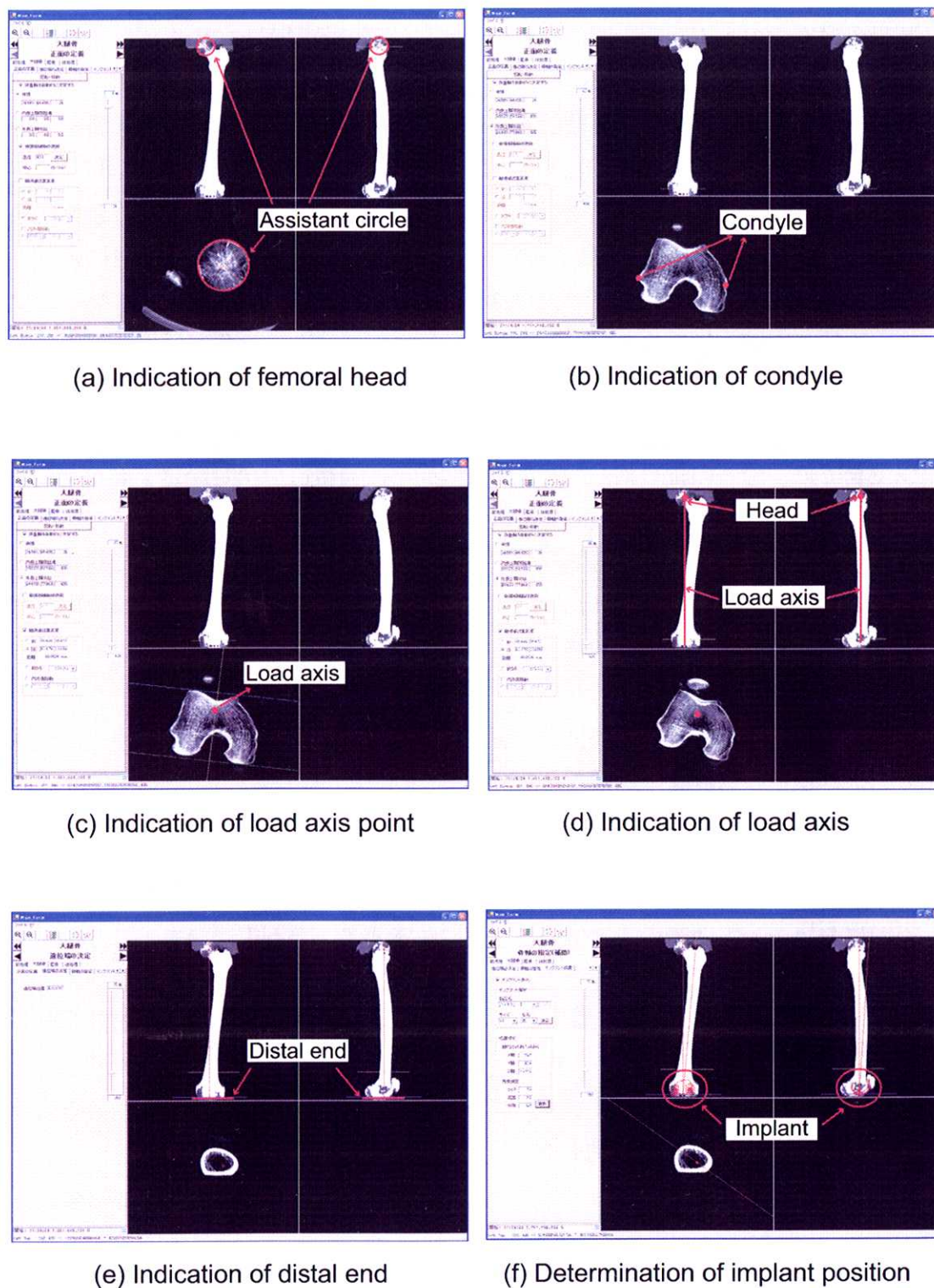


Fig.7.4 術前 CAD/CAM システムにおける大腿骨計画

の断面形状を知る必要がある。

### (3) 骨軸方向の人工関節位置指定

脛骨骨軸方向の人工関節設置位置の指定は、前項の設置面上での人工関節設置位置指定が終了した時点の骨断面を投影した画像上で行われる。指定する項目は、人工関節のポリエチレンの厚さと骨軸方向の人工関節設置位置および後方傾斜角度であり、脛骨骨軸方向の人工関節設置位置決定の解剖学的指標は脛骨関節面である。投影図において脛骨関節面の形状を認識できるため、この工程では投影図を用いる。脛骨骨切りの後方傾斜角度については、骨切り角度を各症例の傾斜角に応じてそれぞれに決定する機種、骨切り角度を 90 度に固定してポリエチレンに傾斜をつけて平均的な関節面傾斜角をつけしていく機種、定まった傾斜角で骨切りしポリエチレンの前部と後部の厚みの差を少なくしている機種など、使用する脛骨コンポーネントの種類によって異なる。

以上までで、患者の骨形状把握と、人工関節の設置位置の決定が完了する。この後、人工関節設置面と骨形状との交面より切除すべき領域が決定されるので、軟部組織の位置を仮に考慮しながら工具侵入可能領域を決定していく。ここで問題となるのは、CT 画像上には軟組織は撮像されないため、CT 画像からのみでの軟部組織位置を特定することは困難である。この解決方法としては、(a) MRI を用いて CT 画像とマッチングさせる方法、(b) 術中に開創後、軟部組織位置を把握する方法の二つが考えられる。膝関節後部には、重要な血管や神経が通っているため、工具経路の選択は慎重に行わなければならない。

## 7.4.2 骨位置認識のためのレジストレーション手法構築

術前における人工関節の設置位置を正確に決定することが重要であることを述べたが、術前に計画した通りに切除を行うためには、術中において骨位置を正確に認識する必要がある。骨位置を正確に把握し、切除位置に誘導するシステムは、ナビゲーション・システムと呼ばれ、既に市販されている。そこで、一つの方法としてこれらのナビゲーション・システムと、ロボット・サージェリシステムを融合させることにより、術中の骨位置を正確に把握することが可能となる。

市販されているナビゲーション・システムの一つとして、Fig.7.5(a) に示すような Brainlab 社の VectorVision がある。これは、インターフェース上で指定された特徴点をマーカーつきポインタを用いて指示することで、骨軸、骨形状を決定するシステムである。手術開始時に大腿骨、脛骨双方に赤外線反射型マーカーピンを固定し、赤外線カメラを用いて骨位置を把握する仕組みになっている。

ここでは、レジストレーションによって、ナビゲーション座標系とロボット座標

系をマッチングさせ、基準となる原点位置を正確に把握することが目的なる。ナビゲーション・システムを用いた骨位置のレジストレーション手法としては、Fig.7.6に示すように次の通りとなる。

脛骨側：

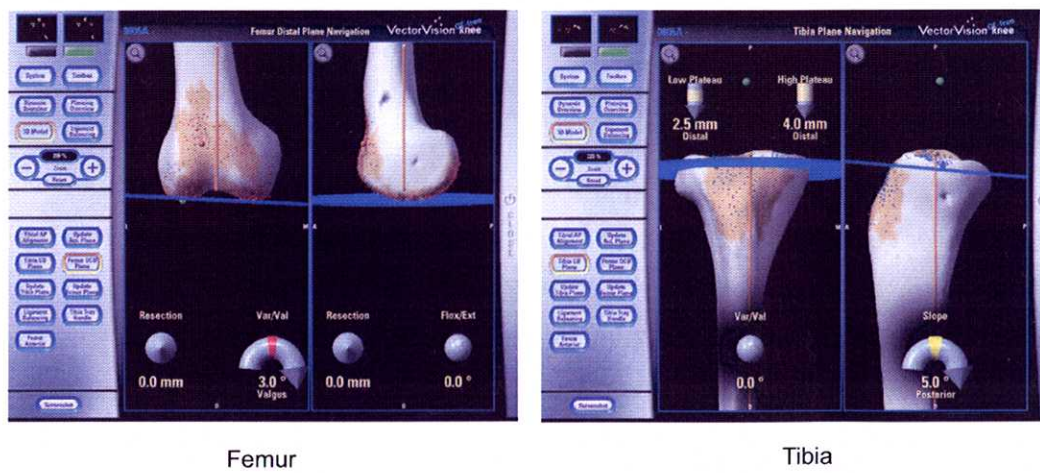
- (1) 脛骨リファレンスマーカーとロボットに設置したマーカーの相対位置を計測し、BrainLab 座標系の原点位置をロボット座標系で把握する。
- (2) VectorVision から、骨軸方向ベクトル，脛骨膝関節面内における最外側点から最内側点へのベクトル，脛骨 AP ライン方向ベクトルを取得する。
- (3) Fig.7.5(b) に示すような VectorVision のカッティングガイド設置位置指示機能を用い、工具を骨軸，AP ラインと平行な位置に配置することができる。その際のロボット軸の位置からロボット座標系における骨軸方向ベクトル，脛骨 AP ライン方向ベクトルを把握することができる。また、これらの外積から、その値を脛骨膝関節面内における最外側点から最内側点への方向ベクトルする。
- (4) (2), (3) より VectorVision 座標系からロボット座標系への変換行列を求める。
- (5) VectorVision から取得したデータより、ナビゲーション座標系における脛骨顆間隆起部の座標を把握することができる。これは、工具径路生成のために抽出した断面の原点位置となる。

大腿骨側：

- (1) 大腿骨リファレンスマーカーとロボットに設置したマーカーの相対位置を計測し、BrainLab 座標系の原点位置をロボット座標系で把握する。
- (2) VectorVision により、骨軸方向ベクトル，エピコンライン方向ベクトル，ホワイトサイドライン方向ベクトルを取得する。
- (3) Fig.7.5(b) に示すような VectorVision のカッティングガイド設置位置指示機能を用い、工具を骨軸，ホワイトサイドラインと平行な位置に配置することができる。その際のロボット軸の位置からロボット座標系における骨軸方向ベクトル，ホワイトサイドラインを把握することができる。また、これらの外積をとり、その値をエピコンライン方向ベクトルと考えることができる。
- (4) (2), (3) より VectorVision 座標系からロボット座標系への変換行列を求める。
- (5) VectorVision から取得したデータより、VectorVision 座標系における原点の座標を把握することができる。これは、工具径路生成のために抽出した断面の原点位置である。これをロボット座標系に変換する。



(a) Brainlab, VectorVision



Femur

Tibia

(b) Decision of cutting plane

Fig.7.5 ナビゲーションシステム, Brainlab 社 VectorVision

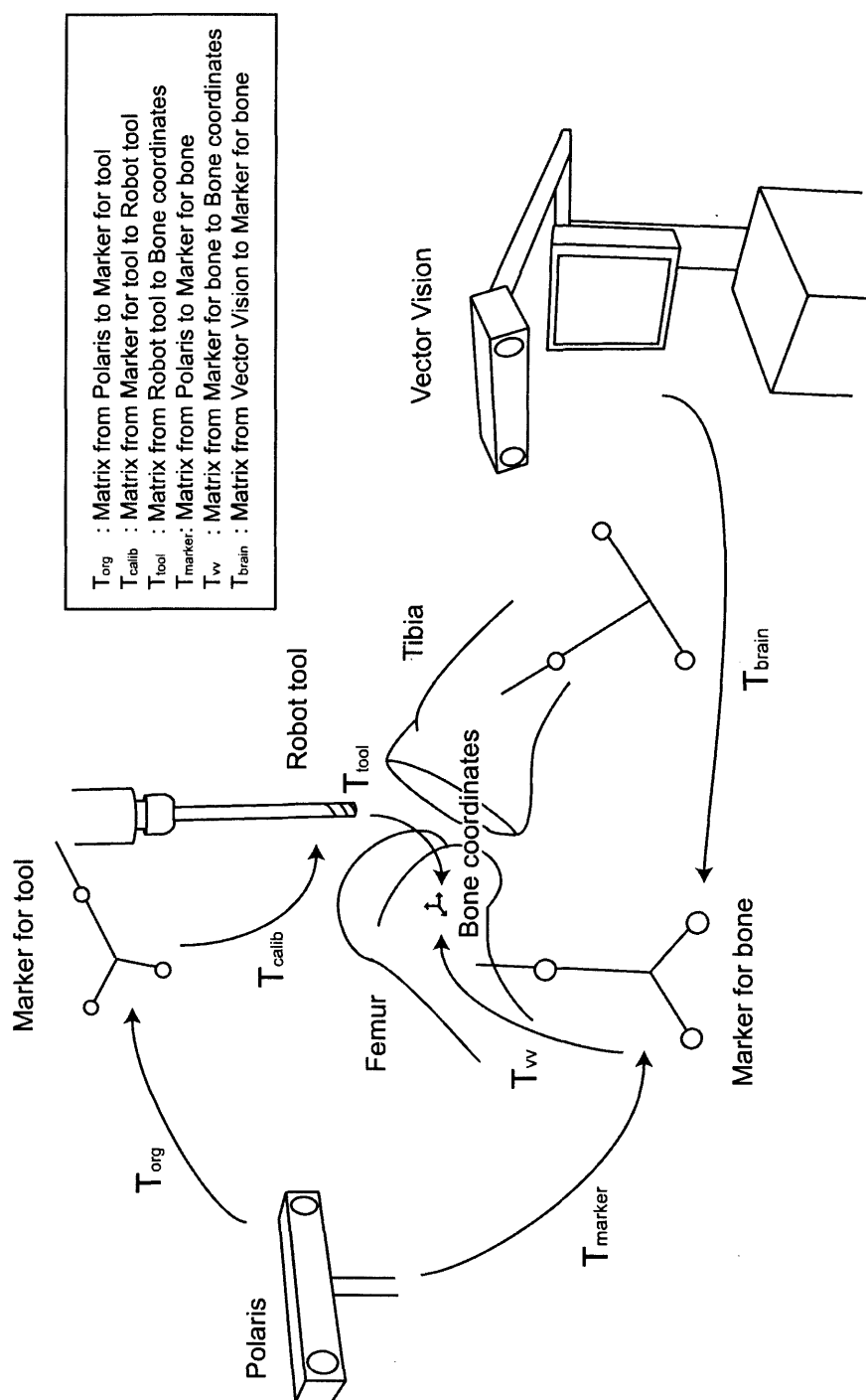


Fig.7.6 レジストレーションシステムにおける座標系の定義



## 7.5 最小侵襲人工膝関節置換術への適用

全置換型の人工膝関節手術は、手術の操作を容易にするために膝蓋骨を外側翻転する比較的大きな皮膚切開で手術が実施される。しかしながら、関節部を全て置換する必要がない場合には、片側置換型の人工膝関節置換術が行われ、最小の創で手術を行うことになる (Fig.7.7)。この手術では、皮膚切開をできるだけ小さくすることで、筋肉や軟部組織への負担を最小限にし、術後リハビリの早期開始、早期退院、早期社会復帰が可能となる。

この手術は日本でも行われるようになってきており、片側置換用人工関節の開発も急速に進んでいることから [88]、今後症例が増加していくことが予想される。この手術では、皮切長を小さくすることで、工具の侵入領域が制限され、ますます術者の技量に負う部分が大きくなっている。

巽ら [89] は、人工膝関節置換術を要する患者を二つのグループに分け、全人工膝関節置換術 (TKA) によって手術を行った場合と最小侵襲人工膝関節置換術 (MIS-TKA) によって手術を行った場合について、術後の経過の比較に関する研究を報告している。結果としては、手術直後と術後3ヶ月で両者を比較すると、最小侵襲人工膝関節置換術を適用した場合の平均可動域が全人工関節置換術の場合よりも大きくなり、屈曲時の上膝蓋部の疼痛について訴える患者はほとんどいなかった。また、術後の回復に関して皮切長による影響はあまり見受けられなかったが、側幅靱帯に侵襲を与えず残しておいた症例については早期屈曲が可能となった。さらに、術中に膝蓋骨と大腿四頭筋を動かした量が少ないものほど術後の疼痛に対する影響が少ないようである。

野本ら [90] は、従来の膝関節全置換術に用いていた工具では、様々な干渉を起こすことから、最小侵襲人工膝関節置換術に適した工具形状を開発した。皮切長約10cm、膝伸展機構温存などの制約条件により、工具形状や工具侵入方向の変更を行なっている。この手技では、切除面によって患足の大腿骨前面、前斜面の切除の際には伸展に近い姿勢で切除を行う。また、最小侵襲人工膝関節置換術では、骨切りの際のみでなく人工関節設置時においても視野が広くとれないことから脛骨コンポーネントが内側によりやすいという問題点を指摘している。

平川ら [91] は、最小侵襲人工股関節置換術を従来の術式と比較し、そのメリット、デメリットを報告している。メリットとして挙げられたものとして、疼痛が六割に減少、術後の筋力は1.5倍に増加、早期リハビリが可能になったことにより退院期間は従来30日から60日だったものが4日から25日へと短縮されたことがある。これにより、患者の医療費は入院費を中心に一人当たり100万円近く軽減され

る。デメリットとして挙げられたものとしては、十分な視野が確保できないことにより、手術時間が長くなってしまうこと、開口部の縮小に応じて特殊な器械を用いなければならないこと、重度の変形を伴った患者に対してはこの術式を用いることができないこと、などであった。また、早期退院のために、患者自身による術後の体調管理が要求されることも懸念されている。

以上のことを踏まえて、最小侵襲人工膝関節置換術を本人工関節置換術支援装置へと適用するが、ロボットを用いた最小侵襲手術の手技としては、(1) 膝蓋骨を反転させない、(2) 側副靭帯を温存する、(3) 片側置換術については前十字靭帯、後十字靭帯の双方を温存する、(4) 皮切長は約 8cm 程度とすることを条件とする。低侵襲手術には、全置換術 (TKA) よりも切削面積の小さい片側置換術 (UKA) が適していると考えられる。

開発した人工関節置換術支援装置は、全置換型手術を対象にしているため、最小侵襲手術に適応させるためには、下記の検討を行う必要がある。

#### (1) 最小侵襲手術対応の工具径路

最小侵襲手術では、十分な視野が確保できないことにより、靭帯や血管など膝関節周辺組織を工具に巻き込む危険性が高くなる。側副靭帯、十字靭帯に対する侵襲なく、かつ、切り残しも出さないように、工具先端の軌跡は骨領域と一致させる必要がある。そのためにも Fig.7.8 に示したように、骨位置のより正確な認識が必要となる。

#### (2) レジストレーション手法

骨位置のより正確な認識が必要となる一方、骨を実際にプロービングできる領域が制限されるため、レジストレーションに十分な特徴点を捕捉することが困難となる。現在は、市販の VectorVision を用いているが、最小侵襲手術専用のレジストレーションアルゴリズムを構築する必要性が生じる。

#### (3) 加工法・工具の検討

全置換手術に比べて、工具侵入領域が制限されるため、加工法や工具の変更が必要になる可能性がある。例えば、関節鏡下で切除を行う場合には、工具の挿入はエンドミルよりも、ソータイプの工具の方が適している可能性がある。



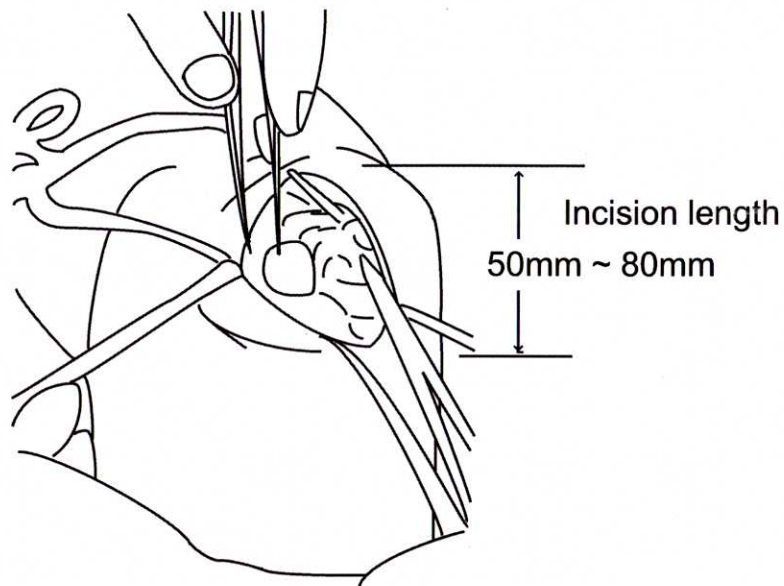


Fig.7.7 最小侵襲手術の概観

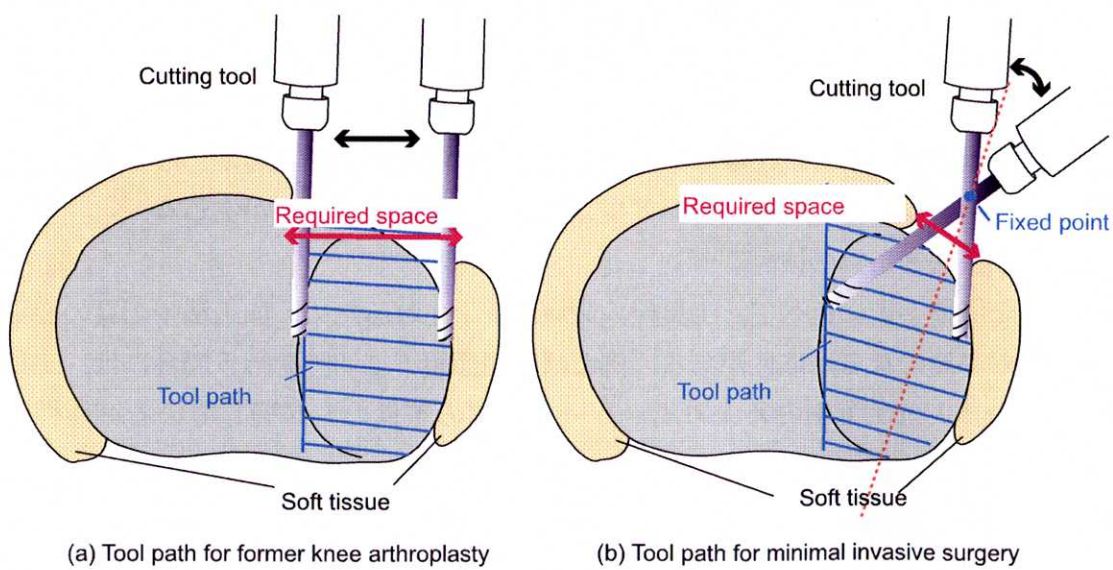


Fig.7.8 最小侵襲手術用工具経路

## 第 8 章

# 結論

### 8.1 本論文の要点

#### [人工膝関節置換術支援骨切除装置の加工能力と問題点]

まず、開発した骨切除加工装置の実働加工機能評価を行い、骨加工の基礎研究として解明すべき問題点を見出した。その結果、(1) 加工装置の低剛性を考慮し、生体に対する負担軽減を実現するためには低切削抵抗でなければならないこと、(2) 骨の動的微小切削現象に対する骨材質や組織構造の影響の解明が必要であること、(3) 骨切削の実用化に関連した実験室的なフライス加工研究が必要であること、(4) 切削熱による骨細胞壊死を防止するために、切削温度の測定と加工雰囲気冷却が必要であること、などを指摘した。

#### [骨材質と組織構造からみた加工環境]

そこで、最初に骨の材質・組織と加工との関係を材料工学的に検討した。皮質骨の機械的性質は各種の強度測定から得られるが、硬度測定も材料特性を把握する重要な手段となる。とくに、骨のように組織特異性が顕著な場合、局所的な微視的特性を把握するには微小硬度測定が最も望ましい。そこで、組織と硬度分布の関係を検討したところ、オステオン組織の緻密な部分の硬度が高く、隣り合うオステオンの境界部を構成するセメント線近傍の硬度は比較的低くなった。一方、組織方向を考慮しながら微小硬度測定を行った結果、骨幹部の表層の骨軸に沿った面内で、骨軸に直角方向の硬度は骨軸に平行な方向の硬度の約 1.5 倍であった。この時、顕微鏡的な観点から、皮質骨組織を緻密質と多孔質に分類しても、この傾向は同じであったが、緻密質骨の硬度は多孔質骨の硬度よりも約 30 % 高かった。これらのことから、オステオンの長手方向の引張強度および骨軸直角方向のせん断強度の高いことが推測でき、骨組織の機械的性質の異方性を予測した。また、皮質骨のせん断

強度は、骨幹部切断面を半径方向にせん断すると、骨幹部表面を骨軸に平行および接線方向にせん断した場合の約 2 倍となることから骨切削において異方性の存在が暗示された。その結果、この異方性の検討から、骨組織との関連で、オステオン軸の接線方向に削るタイプ T 切削、オステオンの長手方向 (骨軸方向) に平行に削るタイプ P 切削、オステオンの断面を半径方向に削るタイプ A 切削の代表的な 3 通りの切削方式に類別した。

また、切削方向とともに、組織の配向性も切削に影響を及ぼす。それをまとめると次のようになる。多孔質の骨組織が切削方向に対して傾いている場合には、切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削と、鋭角の配向角をとる切削形態が存在する。この時、鋭角の配向角をとる切削では、除去量が設定切込み以上になるために、仕上げ面も粗くなり、高い加工精度が期待できない。このことから、できるだけ鋭角の配向角をとる切削形態を避けるべきである。工具経路の都合上避けられないときには、一刃送り量を低減するとともに、切込み量も減ずる配慮が必要である。ところが、エンドミルの外周刃で切削すると、切削方位によっては、工具 1 回転中に切れ刃が切削する骨組織の配向は刻々に変化する。したがって、そのような組織配向の影響のない切削形態を実現するためには、オステオンの接線方向に切削することが望ましい。それは前述のタイプ T 切削形式である。

#### [骨の 2 次元切削挙動と微小切削特性の解析]

以上のような骨の材質や組織と加工の関係を明らかにした後、光学顕微鏡および電子顕微鏡下で微小切削を行い、その挙動と切削特性を考察した。緻密質皮質骨の切削では、切取り厚さが大きくなるにつれて、亀裂は工具刃先端下方に先行し、途中からせん断面もしくは表面に向きを変え、ブロック状の切りくずを排出する。この場合の切削抵抗は亀裂発生に応じて激しく変動する。一方、切取り厚さが小さい間は、連続流れ型の切りくずを排出し、切削抵抗の変動はほとんどみられない。これらのことから、切取り厚さをある値以下に設定すると切削形態が流れ型になることが示唆された。そこで、すくい角の大きな工具を用いて、切取り厚さを 5~100  $\mu\text{m}$  にとり、乾燥緻密皮質骨を切削したときの切りくず生成から、切りくず生成の流れ型と亀裂型の境界を検討した。その結果、切取り厚さ 100  $\mu\text{m}$  の場合の切りくず生成は完全に亀裂型と判断されたが、30~40  $\mu\text{m}$  の切取り厚さでは、切りくず生成がマクロには流れ型であっても、切りくずの中に亀裂が多数含まれることから考えて、流れ型切りくずと亀裂型切りくずの中間的な切りくず生成とみられた。また、切取り厚さが 5~10  $\mu\text{m}$  では、流れ型の切りくずになっていることが分かった。したがって、これらのことから、切りくず生成の流れ型と亀裂型の境界は約 10  $\mu\text{m}$  の切取り厚さであろうと推測した。

また、緻密皮質骨の切削挙動に大きな影響を及ぼすものとして、一種の組織欠陥とみられるオステオン組織のセメント線やハバース管の存在がある。工具刃先がセメント線もしくはハバース管に近づくと、そのわずか手前で突然刃先からセメント線もしくはハバース管に向かって亀裂が走り、刃先近傍の被削材が一瞬激しく振動する。この状態は断続切削状態に類似している。さらには、皮質骨のオステオン構造から理解できるように、骨軸に沿った方向と直角方向とでは機械的性質が大きく異なり、組織の異方性として切削状態にも顕著な影響をもたらす。例えば、骨軸接線方向の切削では、オステオン組織の接線方向に切削するために、工具刃先前方のせん断面でせん断すべりとせん断破壊を生じやすく、切りくずの中に亀裂を生成することが多い。一方、骨軸平行方向の切削では、骨軸方向に伸びた層板のコラーゲン線維層を剥離しながら平行に切削するので、切りくず内に亀裂を発生することなく、薄い層板を剥ぐような切りくずを生成する。このとき刃先直前には常に小さな亀裂が前方へ連続的に発生している。これに対して、骨軸半径方向の切削では骨軸に直角な骨幹部断面を削るので、最もせん断強度の高い面の切削となり、他の2つの切削タイプに比べて大きな切削抵抗となる。その切りくず生成は断続的で、刃先に発生する前下方の亀裂と前上方に方向転換した亀裂によって切りくずを生成する。大きな切取り厚さでは塑性的な変形挙動はほとんど観察されなかった。

#### [骨のエンドミル加工特性]

以上のことから骨の材質・組織と切削形態の関係が明らかになったので、次に実用的な骨切除加工を実験室的に再現するためにエンドミル外周刃を用いたフライス加工を行い、骨組織構造と切削挙動および切削抵抗形との関係を求めた。その結果、以下のことが明らかとなった。(1) 加工変質層の生成に関して、塑性変形による影響の実験的検討を行った結果、背分力方向に20N以上の力が作用した場合、接線方向に10  $\mu\text{m}$ 、骨軸方向に5  $\mu\text{m}$ の塑性変形を生じ、接線方向に200  $\mu\text{m}$ 、骨軸方向に50  $\mu\text{m}$ の範囲に渡って歪みによる影響を受けた。ここで、骨軸方向のひずみ模様深さが接線方向の1/2以下になっていることと、せん断強度の異方性とは密接な関係があると考えられる。(2) 組織構造と切除メカニズムの関係を検討した結果、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、それ以上切取り厚さが増すと、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。一方、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、切取り厚さを増してくると、被削材内部で亀裂を発生し、その亀裂が被削材内部へ侵入して、被削材が大きく挟り取られた。(3) 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。(4) 加工条件が切削抵抗におよぼす影響を検討した結果、切削速度が 150 m/min 以下では切削速度は切削抵抗にほとんど影響しなかった。また、一刃送り量が 0.1 mm/tooth 以下になると切削抵抗とその変動が減少して切削は急速に安定化した。以上の点を考慮し、安定した加工条件を採用することによって、生体に対する力学的侵襲を軽減することが可能になる。

#### [骨の切削温度と加工環境の冷却効果]

最後に、生体組織の加工における重要なパラメータである熱損傷問題を考察した。生体である骨を過酷な条件で切削すると骨細胞は切削熱によって壊死することが知られており、切削温度が 50 °C を超えると組織損傷が避けられないとされている。そこで、骨切除加工の実用域における加工条件と切削温度との関係を明らかにするとともに、加工環境の冷却効果を検討した。ここでは、切削直後の工具切れ刃の温度分布を赤外線熱画像装置で観測し、その一方で内部の温度分布を試験片に埋め込んだ熱電対で同時に測定することで、この両者の比較から切削温度を推定した。その結果、上向き切削の切削温度は下向き切削の切削温度よりも高いが、切削速度の影響は少なく、7.85 m/min から 157 m/min の間で温度上昇は約 10 °C であり、切削抵抗はほとんど変化しなかった。すなわち、この程度の温度上昇は材料物性を変化させるほどのものではなかったと推測される。また、切削温度に対する一刃送り量の影響は、下向き切削ではほとんどないが、上向き切削ではその切削形態や上滑りによる摩擦のために温度上昇を招きやすい結果となった。以上の結果、加工条件が切削温度上昇に及ぼす影響はさほど大きくないが、切削温度そのものは骨細胞に損傷を与える限度を超えることが予測された。そこで、切削環境を冷却したときの切削温度に対する冷却効果を検討したところ、工具と骨を同時に氷点下に冷却すると、切削温度は室温にまで低下し、大きな冷却効果が認められた。

以上のように本研究では、骨の材質・組織と微小切削現象の関係を明らかにするとともに、骨切除にフライス加工を適用する場合の加工特性と切削温度の影響を検討した。その結果、本研究は人工関節置換術における骨切除加工に有益な情報を提供するとともに、将来嘱望される生体組織のナノマシニングの基礎研究となることが期待された。

## 8.2 本論文の結論

本研究は、バイオメカニクスと機械工学の立場から骨切除加工にみられる諸問題を解明するとともに、これらの研究成果を将来「生体組織のナノマシニング」へ展開するための足がかりとするものである。そこで、生体組織や細胞への損傷回避、生体に対する低侵襲加工といった点に着目し、「骨の組織構造と微小切削現象」「実用的骨加工に関連したフライス加工特性」「切削温度測定と骨細胞の熱損傷回避」の三つの観点から、人工関節置換術に関わる骨加工の挙動を考察した。

検討を行うにあたって、まず、開発中の人工膝関節置換術支援骨切除装置を用いて骨を切除する際に必要となること、および、現状の装置では何が問題であるかを明確にする必要があった。従来より整形外科領域において骨切除を支援するシステムは開発され、一部は実用化に至っているが、適した加工方法や加工条件、加工環境が何であるかを十分に解決した上での製品とは言い難い。手術としての大命題は、“人工関節を計画した通りの位置に設置すること”である。この命題を解決するための機能要素は、Fig.1.7に示した通りであり、本論文は、人工膝関節支援骨切除装置が手術において高能率・高精度で低侵襲な加工を行うことができるように骨切削現象を基礎から解明することを試みた。

上記を踏まえて、本論文は、

- (1) 人工関節置換術支援骨切除装置の加工能力と骨加工における問題点を明らかにすること
- (2) 骨材質と組織構造からみた加工環境を示すこと
- (3) 骨の2次元切削挙動と微小切削特性を解析すること
- (4) 骨切除におけるエンドミル加工の適用性を検討すること
- (5) 切削温度を考慮した加工環境を構築すること

の五点を目的として研究を実施し、下記の知見を得た。



### (1) 人工膝関節置換術支援骨切除装置の加工能力と骨加工における問題点

#### [人工膝関節置換術支援骨切除装置を用いた骨加工]

開発した骨切除加工装置の実働加工機能評価を行い、骨切削の基礎研究として解明すべき問題点を見出した。その中でも切削抵抗は装置の剛性、寸法精度、切削温度などに直接関係する最も重要な検討項目となる。とくに、大腿骨五面・脛骨一面を切除するために、各面に対して切除姿勢を変更することが必要となり、切除装置は、並進4自由度、回転3自由度の多自由度構成となっていることから、装置の低剛性化が懸念される。この装置の剛性に関するFEM解析を行った結果、多自由度構成に起因して機械装置や工具系の剛性が低下することが判明した。これを改善するには、装置の剛性を向上することが望まれる一方で、低剛性を補完するように低切削抵抗となる加工条件を選択するのも有効な方法である。しかし、低切削抵抗の加工条件では加工能率が低くなるために、高速切削を採用しなければならないが、そのために切削抵抗や切削温度が許容される以上になってはならない。

そこで、人体標本をエンドミル加工した際の切削抵抗および切削温度に注目した結果、切削抵抗は皮質骨部において大きくなり、海綿骨部に比べて最大4倍にまで達した。また、切削温度を赤外線熱画像装置を用いて測定したところ、被削材中に占める皮質骨量を考慮する必要があることが分かった。この時、切削温度は皮質骨部において最大となり、約45℃であった。これに対して切削部に注水すると切削温度は35℃に低下した。このことより、本実験の加工条件においては、冷却水を用いることにより、切削温度を約10℃下げる冷却効果が認められ、骨の熱損傷を避けられる可能性のあることが分かった。

#### [骨加工の問題点]

次に、本研究が注目している骨加工の問題点についての概略を述べる。まず骨切除を精度よく、しかも効率的に行うためには、被削材としての骨の性質や組織構造を知り、その特徴から骨に見合った加工環境を検討することが必要となる。そして、次には、骨という特殊な材料が基本的にどのように削られるのかという最も基礎的な切削挙動を明らかにすることによって、実際の骨切削における加工条件を決定するための情報を獲得することができる。また、それに加えて力学的なアプローチによって切削機構の一端を明らかにすることも望まれる。骨切除加工装置に具体的かつ有益な加工情報を提供するためには、実験室的な骨のエンドミル切削実験を行なうことも必要であり、その中で骨材質や加工条件と切除結果との関連を明らかにすることによって、骨切削に適した加工条件や工具形状に関する情報を提供することができる。またその一方で、骨の組織維持に深く関係する切削温度を測定しな

ければ、正常なエンドミル加工が行なえるかどうか明らかではない。そして、その切削温度の実態が判明した段階で、もし高速高能率加工で骨組織に熱的ダメージが与えられるならば、冷却切削を検討しなければならない。

## (2) 骨材質と組織構造からみた加工環境の選択

### [骨の組織構造]

人工膝関節置換術で行われる骨切除加工では、皮質骨と海綿骨は同時に切削されるが、前者の強度は後者の数倍にも達し、それがそのまま切削特性に影響するので、関節部の骨切削の難易は主として皮質骨に依存する。皮質骨のオステオン構造は、直径数  $\mu\text{m}$  程度のコラーゲン線維が同心円状に多層螺旋状に巻き付いた組織で構成されるが、その直径は  $200\sim 300\ \mu\text{m}$  である。また、表層に存在する外輪状および内輪状層板の厚みは約  $150\ \mu\text{m}$  で表面からオステオン組織までの間に数層存在する。ところが、皮質骨の組織は採取する部位や場所によって緻密組織から多孔質組織までばらつきが大きく、それが密度の大小とも密接に関係する。したがって、このような組織の緻密度の違いが切削特性に大きく影響すると考えられ、皮質骨の組織特性として顕微鏡的な観点から、骨組織を緻密質と多孔質に分類して切削との関わりを議論すべきであるとの結論に達した。

### [骨の機械的性質]

また、皮質骨の機械的性質は各種の強度測定から明らかとなるが、硬度測定も重要な材料特性を把握する手段となる。とくに微小切削との関連で、組織の特異性と微視的特性をとらえるには局所的な硬度測定が最も望ましい。そのような観点から、皮質骨組織における微小硬度測定を行った。その結果、骨幹部の表層の骨軸に沿った面内で硬度測定において、骨軸に直角方向の硬度は骨軸に平行な方向の硬度の約 1.5 倍であった。これは、緻密質骨でも多孔質骨でも同じ結果であったが、緻密質骨の硬度は多孔質骨の硬度よりも約 30 % 高かった。これらのことから、オステオンの長手方向の引張強度および骨軸直角方向のせん断強度がとくに高いことが推測でき、骨組織の機械的性質の異方性が予測された。また、オステオン組織の緻密な部分の硬度が高く、隣り合うオステオンの境界部を構成するセメント線近傍の硬度は比較的低かった。

皮質骨のせん断強度は、骨幹部切断面を半径方向にせん断すると、骨幹部表面を骨軸に平行および接線方向にせん断した場合の約 2 倍となる。このことは骨切削に強い異方性が存在することを示唆している。その一方で、エンドミルの外周刃を用いる場合には、工具回転方向と被削材を送る方向によって上向き切削か下向き切削になるが、上向き切削では切削力が上向きに作用するために、被削材が上に持ち

上げられようとするのを防ぐには大きな保持力が必要となる。これに対して下向き切削では、切削力が下向きに作用し、被削材を固定しやすいが、切削開始点で切れ刃と被削材が機械的に衝突するために衝撃力が発生する。これらの結果から、いずれの切削方式が人工関節の手術において適当かを検討してみると、人体膝関節部を下向きに安定的に保持固定しながら切削するには下向き切削が優れているということになる。しかしながら、切削開始点での機械的衝撃を緩和しなければならないので、切削条件で極端に大きな半径方向切込や一刀送り量は避けねばならない。これに対して、骨切除装置において上向き切削で人骨を切削する場合には、下肢部の脛骨を強固に保持しないと、上向き切削による振動的な作用で切削抵抗変動が無視できなくなる。

#### [骨組織の異方性]

さらに骨組織の異方性について検討しなければならない。その異方性の一つは切削方向に対する骨組織の傾き、すなわち、配向性であり、もう一つは皮質骨を構成するオステオンの棒状組織が骨幹部においては骨軸に平行に揃えられた構造となっているために、オステオン軸の接線方向に削るタイプ T 切削、オステオンの長手方向(骨軸方向)に平行に削るタイプ P 切削、オステオンの断面を半径方向に削るタイプ 3 切削の 3 通りの切削方式が想定されることである。

#### [骨の疎密と組織配向]

多孔質の骨組織が切削方向に対して傾いている、すなわち、配向している場合には、切削方向に対して鈍角の配向角をとる場合と、鋭角の配向角をとる場合が存在する。このとき、切削方向に対して配向角が鋭角の場合には設定切り込み以上の除去量になりやすく、仕上げ面も荒れるので、高い加工精度を得るためにはできるだけ避けるべきである。また、工具切削経路の都合上避けられないときには、送り量を減じたり、切込量を減ずる配慮が必要である。

ところが、エンドミルを用いて骨を切削すると、切削方位のとりかたによっては、工具 1 回転中に切れ刃が切削する骨組織の配向は刻々に変化する。したがって、そのような組織配向の影響のない切削形態を実現し、膝関節部を安定した状態で切削するためには、オステオンの接線方向に下向き切削する、いわゆるタイプ T 切削形式をとるのが最も適切であるということになる。

#### [骨組織からみた加工環境]

以上の結果を実際に膝関節部の大腿骨側の骨切削に適用するには、骨組織配向の影響のない骨軸接線方向に切削する切削経路を採用することが望ましい。ただし、大腿骨頭部の骨軸に直角な面と脛骨側の関節面は難削性が高いので、切削条件を軽減する必要がある、工具経路や加工条件を適応的に可変できる装置が望ましい。

### (3) 骨の2次元切削挙動と微小切削特性

本研究では、光学顕微鏡および電子顕微鏡下で加工条件を変更しながら微小切削を行い、その切削挙動を考察した。

#### [緻密皮質骨の切削挙動]

緻密皮質骨の切削では、切取り厚さが大きくなるにつれて、亀裂は工具刃先前方に先行し、途中からせん断面もしくは表面に向きを変え、ブロック状の切りくずを排出する。この場合の切削抵抗は亀裂発生に対応して激しく変動する。一方、切取り厚さが小さい間は、連続流れ形のリボン状切りくずを排出し、切削抵抗の変動はほとんどみられない。

また、工具すくい角を変えても切削挙動に大きな変化はないが、工具すくい角が大きい場合には、切れ刃が鋭くなる効果が出て切削抵抗は下がる。ここで、多孔皮質骨をすくい角の小さな工具で大きな切取り厚さで削ると、脆弱化した組織欠陥部で大規模亀裂が被削材内部に深く侵入し、設定切取り厚さの3倍にも達する深さからブロック状の切りくずを排出する過切削が生じる。そして、この時、切削抵抗は大きく変動する。一方、この多孔皮質骨をすくい角の大きな工具で削ると、組織の変質脆弱化にもかかわらず組織依存性は小さく、切取り厚さが大きいと工具先端で切削方向に平行に亀裂が発生し、続いてその向きを上に変えてブロック状の切りくずを排出する。また、切削抵抗は一つのブロックが形成されるたびに大きく変動する。切取り厚さが小さい間は、切りくず生成が組織欠陥にほとんど左右されないために、切削表面に大きな損傷を残さずにすむ。

皮質骨材質と工具すくい角をパラメータとして、切取り厚さと比切削抵抗の関係を求めてみると、この両者は、対数グラフ上で近似的に直線関係で示される。その結果によると、緻密皮質骨ではすくい角の影響が大きい、多孔皮質骨では、その影響は少ない。これらのことから考えると、工具寿命を問題にしない人工関節手術での骨切削では、切削抵抗を下げることによって人体に対する侵襲性を低く保ち患者の負担を軽減できるので、すくい角が正に大きな工具の使用が推奨される。ただし、多孔質骨の場合には、脆弱な組織欠陥のために切削抵抗の変動が著しく、すくい角の影響がその中に隠されてしまうので、すくい角が切削状態に関与する割合は小さい。

#### [多孔皮質骨の切削挙動]

また、第3章でも述べたが、多孔質骨では組織がしばしば特定の方向に偏って配向し、それが切削状態に影響をもたらす。組織が切削方向に鋭角に配向した切削状態では、組織欠陥部で大規模亀裂が配向方向に発生侵入し、大きな切削抵抗変動をともなって過切削のブロック状切りくずを生成する可能性が高い。これに対して、

切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削状態では、刃先前下方に発生する亀裂が進行しやすい組織欠陥の配向がないために、亀裂に交差する組織欠陥で亀裂は方向を変え、配向方向に沿った方向へと進む。そのために、切りくずは大きなブロック状のものにはならない。

#### [切りくず生成における流れ型－亀裂型境界]

乾燥皮質骨において、すくい角の大きな工具を用い、切取り厚さを5～100  $\mu\text{m}$  にとって切削したときの切りくず生成から、切りくず生成の流れ型と亀裂型の境界を検討した。その結果、切取り厚さ100  $\mu\text{m}$  の場合の切りくず生成は完全に亀裂型だと判断されたが、30～40  $\mu\text{m}$  の切取り厚さでは、切りくず生成がマクロには流れ型であっても、切りくずの中に亀裂が含まれることから考えて、流れ型切りくずと亀裂型切りくずの中間的な切りくず生成ではないかとみられた。また、切取り厚さが5～10  $\mu\text{m}$  ではほぼ完全な流れ型切りくずになっていることが分かった。したがって、これらのことから切りくず生成の流れ型と亀裂型の境界は切取り厚さが10  $\mu\text{m}$  以下にあると推測される。この境界は、実験的な検討とともに、有限要素法などを用いた解析からの検討も必要であり、これについては今後の課題となる。

#### [骨組織構造が切削に及ぼす影響]

皮質骨の緻密部に存在するオステオン組織のセメント線やハバース管はある種の組織欠陥として切削に影響する。工具刃先がセメント線もしくはハバース管に近づくと、そのわずか手前で突然刃先からセメント線もしくはハバース管に向かって亀裂が走り、刃先近傍の被削材が一瞬激しく振動する。この状態は断続切削状態に類似している。皮質骨はオステオン構造や層板構造から理解できるように、骨軸に沿った方向と直角方向とでは機械的性質が大きく異なり、そのことが組織の異方性として切削状態にも顕著な影響を与える。例えば、タイプT切削ではオステオン組織の接線方向に切削するために、工具刃先前方のせん断面でせん断すべりとせん断破壊を生じやすく、切りくずの中に亀裂を生成することが多い。

これに対して、タイプP切削では、骨軸方向に伸びた層板のコラーゲン線維層を剥離しながら平行に切削するので、切りくず内に亀裂を発生することなく、薄い層板を剥ぐような切りくず生成が観察される。この時、刃先直前には常に小さな亀裂が前方へ連続的に発生している。

タイプA切削では、骨軸に直角な骨幹部切断面を削るために、最もせん断強度の高い面の切削となって、他の2つの切削タイプに比べて大きな切削抵抗となる。このときの切りくず生成は、亀裂型かつ断続的で、刃先に発生する前左下方の亀裂と前左上方に方向転換した亀裂によって切りくずを生成する。大きな切取り厚さでは塑性的な変形挙動はほとんど観察されなかった。

**[亀裂発生進展とひずみ模様]**

また、工具先端で亀裂が発生する前に、刃先前方に発生する応力によってひずみ模様が観察されることがある。一方、亀裂と切りくず生成との関係は組織、工具すくい角、切取り厚さなどによって異なる。タイプ T 切削において、緻密質骨では工具すくい角が小さいと亀裂は刃先前方 (すくい面延長上) からせん断面に向かって発生しやすいが、すくい角が大きくなるにつれて、亀裂の発生進行方向は切削方向に平行な方向へ変わる。そのために切りくずもそれに依存した形状で生成する。多孔皮質骨では、すくい角が小さいと組織の欠陥部に大規模亀裂と破壊を生じやすく、そのために大きなブロック状切りくずを生成する。これに対して、すくい角が大きくなるにつれて、刃先前方へ発生する亀裂は短く、組織欠陥部で向きを変えてせん断面へ向かう。その結果、断面三角形の切りくずを生成する。

**[微小切削におけるせん断応力]**

切削のせん断角は工具すくい角の影響をほとんど受けないが、切削タイプによって多少異なる。一方、切削せん断応力はすくい角の影響を受ける。すくい角が大になると三つの切削タイプの切削せん断応力は同じ値に近づくが、すくい角が逆に小さくなるとタイプ T と A の切削では増加する。このすくい角と切削せん断応力の関係はすくい角と比切削抵抗の関係によく対応していることから、比切削抵抗の大小が切削せん断応力の大小に関係していると考えられる。また、切削せん断応力と切取り厚さの関係は切削タイプによって異なる。タイプ P 切削ではすくい角によって切削せん断応力は大きな影響を受けないが、タイプ A 切削ではすくい角の影響が大きく、切取り厚さに関係なくすくい角が小さくなると切削せん断応力は大きくなる。また、タイプ T 切削ではタイプ P 切削とタイプ A 切削の中間の状態になる。

摩擦係数もすくい角の影響を大きく受けるが、すくい角の増加にともなって摩擦係数が大きくなる。このことは、すくい角の増加とともに切削抵抗の主分力が減少するのに反し、背分力が大きく減少しないために、結果として工具すくい面上の垂直力が減少することに因ると考えられる。

**(4) 骨切除におけるエンドミル加工の適用性****[代用骨としての模擬骨]**

まず模擬骨が実用的に骨の代替材料として使用できるかどうかの検討を行うために、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。その結果、皮質骨に関しては、模擬骨と豚骨の切削抵抗波形に大きな相違があるので、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、模擬骨を代替材料として使用しても差し支えがないと判断できた。

#### [骨加工による組織変質]

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  $\mu\text{m}$ 、骨軸方向に 5  $\mu\text{m}$  の塑性変形を生じ、接線方向に 200  $\mu\text{m}$ 、骨軸方向に 50  $\mu\text{m}$  の範囲に渡って歪みによる影響を受けると考えられた。

#### [組織構造と切除メカニズムの関係]

組織構造と切除メカニズムの関係を検討するために、ねじれ角  $0^\circ$  の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時には、連続流れ形の流れ型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、被削材が大きく切り取られることが観察された。

#### [組織の疎密と比切削抵抗の関係]

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し、個体による材質のばらつきも加工条件決定のための検討材料となることが分かった。一方、加工条件と切削抵抗の関係においては、切削速度の影響を検討した結果、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かった。この時、エンドミルによる下向き切削では、低速切削よりも高速切削での切削抵抗変動がかえって小さくなり、また、切削抵抗そのものも減少するので、切削温度の上昇が無視できる程度ならば骨切削には下向きの高速切削が有効であるといえる。

#### [骨加工における時間短縮]

さらに、骨切除装置における加工時間を短縮するための切削条件を求めた。人工関節置換術の術者から要求された全骨切除時間は 15 min であったのに対して、工具回転数 5,000 rpm(切削速度 157 m/min)、被削材送り速度 500 mm/min(一刃送り量 0.025 mm/tooth) の切削条件で、大腿骨の主要な切除面である遠位端と前面、後面及び脛骨の関節平面を、設定した工具切削経路に沿って切削したところ、全切削時間は 5 min45 sec であった。これによって、大腿骨の斜面の切削を含めても、十分に 15 min 以内での骨切除が可能であることを明らかにした。



### (5) 切削温度からみた加工環境

#### [骨切削温度の測定]

切削直後の工具切れ刃の温度分布を赤外線熱画像装置で観測し、その一方で同一実験中の内部の温度分布を試験片に埋め込んだ熱電対によって測定した。この内部温度分布から推定した切削温度は、温度の上昇過程などに関する重要な温度情報を提供する。得られた結果は以下の通りである。

上向き切削の切削温度は下向き切削の切削温度よりも高く、切削速度が 7.85 m/min から 157 m/min の間での温度上昇は約 10°C であった。これに対して切削抵抗はほとんど変化しない。すなわち、切削温度上昇が材料物性を変化させるほどのものではなかったために、切削抵抗は変化しなかったと考えられる。一方、切削温度に対する一刃送り量の影響は、下向き切削ではほとんど出ないが、上向き切削ではその切削形態や上滑りによる摩擦のために温度上昇を招きやすい結果となった。

#### [加工環境の冷却効果]

また、切削環境を冷却したときの切削温度に対する冷却効果を明らかにした。工具を 0°C に冷却すると、室温の工具よりも切削温度は約 5°C 低下したが、その程度の冷却では、切削条件によっては骨組織の損傷を避けられない場合がある。工具を -5°C にまで冷却すると、切削温度は 38°C にまで下がり、切削環境の冷却効果が認められた。試験片である骨を 0°C に冷却しても -5°C に冷却してもその切削温度に対する冷却効果に大きな違いはないが、切削温度を下げる冷却効果は顕著で、切削温度は 30~35°C にまで低下した。

工具と試験片の双方を同時に -5°C に冷却すると、切削温度は 27°C にまで低下し、それぞれを単独に冷却するよりも大きな冷却効果が認められた。その結果、以上のような切削環境の冷却による冷却切削と第 2 章で行った水冷による冷却切削の総合的な検討から、人工関節手術における骨切削の際に実用的に行える冷却切削法を提案した。

## 謝辞

本研究は、筆者が平成 15 年 9 月に日本電気 (株) より東京大学大学院工学系研究科産業機械工学専攻光石・割澤研究室に戻って以来、光石衛教授指導の下行ったものであり、多くの方々に御指導、御協力を頂きました。

本論文をまとめるに当たって、東京大学大学院工学系研究科 光石衛教授には、本研究に取り組む機会を与えていただくとともに、研究生生活全般に渡って日頃より御指導頂きました。大阪大学大学院工学系研究科 竹内芳美教授、東京大学大学院医学系研究科 牛田多加志教授、東京大学大学院工学系研究科 中尾政之教授、東京大学生産技術研究所 柳本潤教授、東京大学大学院工学系研究科 割澤伸一助教授には、加工研究および生体組織研究の観点から御指導と貴重な御意見を頂きました。

東京大学大学院工学系研究科 日比野謙一教授、東京大学 インテリジェント・モデリング・ラボラトリー 中島義和助教授、東京大学大学院工学系研究科 中島信行助手、東京大学医療ナノテクノロジー人材養成ユニット 小泉憲裕特任助手には御指導と温かい励ましを頂きました。

切削現象の解析において、石川県工業試験場機械金属部 栗津薫部長および舟田義則博士のグループと共同で研究を行いました。特に、顕微鏡下における微小切削実験において多大な協力、助言を頂き深謝します。

岡山大学大学院医歯薬学総合研究科 橋詰博行助教授 (現笠岡第一病院院長)、阿部信寛助手および藤原一夫助手、千葉大学大学院医学研究院 鈴木昌彦助手には、医療現場の観点から意見を頂き、非常に参考にさせて頂きました。特に、岡山大学大学院医歯学研究科には、実験試料から CT の撮影、実験場所の提供まで協力頂きました。

人工関節置換術支援システムは、東京大学、岡山大学、千葉大学、ナカシマプロペラ (株)、(株) コアテック、(株) THK のグループによって共同研究をすすめており、特にナカシマプロペラ (株) 中島義雄常務、藏本孝一部長、井上貴之主任、(株) コアテック 谷本圭司課長には、骨切除装置の開発設計から評価実験まで多岐に渡って尽力頂きました。

光石・割澤研究室の在校生・卒業生の方々には現在進行形で多方面にわたる協力を頂いており、深く感謝の意を表します。

最後に、今日まで支え続けてくれた家族に心から深謝致します。

## 参考文献

- [1] A.M.III DiGioia, B. Jaramaz, and B.D. Colgan. Computer assisted orthopaedic surgery: Image guided and robotic assistive technologies. *Clin. Orthop.*, Vol. 1(354), pp. 8–16, 1998.
- [2] J.M. Sikorski and S. Chuhan. Computer-assisted orthopaedic surgery: Do we need caos? *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 85-B, No. 3, pp. 319–323, Apr. 2003.
- [3] S.D. Stulberg, P. Loan, Beng, and V. Sarin. Computer-assisted navigation in total knee replacement: Results of an initial experience in thirty-five patients. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 84-A, pp. 90–98, 2002.
- [4] J.E. Moody, C. Nikou, F. Picard, T. Levison, B. Jaramaz, A.M. Digioia III, and C.F. Reverte. Computer-integrated anterior cruciate ligament reconstruction system. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 84-A, pp. 99–101, 2002.
- [5] B.D. Mittelstadt, P. Kazanzides, and J. Zuhars. The evolution of a surgical robot from prototype to human clinical trial. *Proc. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 1994.
- [6] J. Peterman, R. Kober, P. Heinze, P. Heekt, and L. Gotzen. Implementation of the caspar system in the reconstruction of the acl. *CAOS/USA*, pp. 86–87, 2000.
- [7] S.L. Delp, D.S. Stulberg, B. Davies, F. Picard, and F. Leitner. Computer assisted knee replacement. *Clin. Orthop.*, Vol. 1(354), pp. 49–56, 1998.
- [8] M. Jakopec, S.J. Harris, F. Rodriguez y Baena, P. Gomes, J. Cobb, and B.L. Davies. Preliminary results of an early clinical experience with the acrobot system for total knee replacement surgery. *MICCAI2002*, Vol. LNCS2481, pp. 256–263, 2002.
- [9] R.E. Debski, I.M.IV Parsons, S.L-Y Woo, and F.H. Fu. Effect of capsular injury on acromioclavicular joint mechanics. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 83-A, No. 9, pp. 1344–1351, 2001.
- [10] B.D. Krapohl, M. Siemionow, and W.E. Siebert. Robot-assisted microsurgery:

- Introduction of a new system. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 81-B, No. SII, pp. 157–158, 1999.
- [11] U. Prakash, C.A. Wigderowitz, D.W. McGurty, and D.I. Rowley. Computerised measurement of tibiofemoral alignment. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 83-B, No. 6, pp. 819–824, 2001.
- [12] M. Honl, O. Dierk, Ch. Gauck, V. Carrero, F. Lampe, S. Dries, M. Quante, K. Schwieger, E. Hille, and M.M. Morlock. Comparison of robotic-assisted and manual implantation of a primary total hip replacement. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 85-A, No. 8, pp. 1470–1478, 2003.
- [13] F. Aubart, G. Alexandre, and N. Saidani. Robot-assisted implantation of articular prostheses: The french experience in a homogeneous series of 50 cases. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 83-B, No. SI, pp. 56–57, 2001.
- [14] M. Krismer, M. Nogler, C.H. Kaufmann, and M. Ogon. Revision of femoral component: Cement removal by robot vs. manual procedure. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 83-B, No. SI, p. 80, 2001.
- [15] F.G. Evans. Mechanical property of bone. *C.C.Thomas, Springfield*, 1957.
- [16] D.R. Carter and W.C. Hayes. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science*, Vol. 194, p. 1174, 1976.
- [17] D.C. Carter and W.C. Hayes. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 59, No. 7, pp. 954–962, 1977.
- [18] D.C. Carter and W.C. Hayes. Compact bone fatigue damage - i. residual strength and stiffness. *J. Biomech.*, Vol. 10, pp. 325–337, 1977.
- [19] D. Vashishth, J.C. Behiri, and W. Bonfield. Crack growth resistance in cortical bone: Concept of microcrack toughening. *J. Biomechanics*, Vol. 30, No. 8, pp. 763–769, 1997.
- [20] D. Vashishth, K.E. Tanner, and W. Bonfield. Contribution, development and morphology of microcracking in cortical bone during crack propagation. *J. Biomechanics*, Vol. 33, pp. 1169–1174, 2000.
- [21] E.H. Burger and J. Klein-Nulend. Mechanotransduction in bone - role of the lacuno-canalicular network. *The FASEB Journal*, Vol. 13, pp. S101–S112, 1999.
- [22] T.E. Wenzel, M.B. Schaffler, and D.P. Fyhrie. In vivo trabecular microcracks in human vertebral bone. *Bone*, Vol. 19, No. 2, pp. 89–95, 1996.
- [23] M.B. Schaffler, K. Choi, and C. Milgrom. Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone*, Vol. 17, No. 6, pp. 521–525, 1995.
- [24] Y.N. Yeni and D.P. Fyhrie. Fatigue damage-fracture mechanics interaction in

- cortical bone. *Bone*, Vol. 30, No. 3, pp. 509–514, 2002.
- [25] P.K. Zysset, X.E. Guo, C.E. Hoffler, K.E. Moore, and S.A. Goldstein. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *J. Biomechanics*, Vol. 32, pp. 1005–1012, 1999.
- [26] C.H. Turner, J. Rho, Y. Takano, T.Y. Tsui, and G.M. Pharr. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *J. Biomech.*, Vol. 32, pp. 437–441, 1999.
- [27] C.R. Jacobs, J.C. Simo, G.S. Beaupre, and D.R. Carter. Adaptive bone remodeling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J. Biomech.*, Vol. 30, No. 6, pp. 603–613, 1997.
- [28] P. Braidotti, F.P. Branca, E. Sciubba, and L. Stagni. An elastic compound tube model for a single osteon. *J. Biomech.*, Vol. 28, No. 4, pp. 439–444, 1995.
- [29] A.C. Courteny, W.C. Hayes, and L.J. Gibson. Age-related differences in post-yield damage in human cortical bone. experiment and model. *J. Biomech.*, Vol. 29, No. 11, pp. 1463–1471, 1996.
- [30] P. Gu and L. Li. Fabrication of biomedical prototypes with locally controlled properties using fdm. *Annals of the CIRP*, Vol. 51/1, pp. 181–184, 2002.
- [31] M. Mitsuishi, S. Warisawa, F. Tajima, et al. Development of a 9 axes machine tool for bone cutting. *Annals of the CIRP*, Vol. 52/1, pp. 323–328, 2003.
- [32] S. Itoh and Y. Ito. Basic study on bone cutting forces for developing surgical instruments. *Bull. of JSME*, Vol. 26/222, pp. 2295–2301, 1983.
- [33] C.H. Jacob, M.H. Pope, J.T. Berry, and F. Hoaglund. A study of the bone machining process -orthogonal cutting. *J. Biomechanics*, Vol. 7, pp. 131–136, 1974.
- [34] K.L. Wiggins and S. Malkin. Orthogonal machining of bone. *Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 100, pp. 122–130, 1978.
- [35] C. Plaskos, A.J. Hodgson, and P. Cinquin. Modelling and optimization of bone-cutting forces in orthopaedic surgery. *MICCAI2003*, Vol. LNCS2878, pp. 254–261, 2003.
- [36] C.H. Jacob and J.T. Berry. A study of the bone machining process-drilling. *J. Biomechanics*, Vol. 9, pp. 343–349, 1976.
- [37] W.R. Krause. Orthogonal bone cutting: Saw design and operating characteristics. *Transactions of the ASME, Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 109, pp. 263–271, 1987.
- [38] ナカシマプロペラ株式会社. ハイテクニー ii 人工膝関節手術手技書.

- [39] ナカシマプロペラ株式会社. Rear-in knee 人工膝関節手術手技書.
- [40] <http://www.intusurg.com>.
- [41] M. Honl, R. Rentzsch, G. Muller, C. Brandt, A. Bluhm, E. Hille, H. Louis, and M. Morlock. The use of water-jetting technology in prostheses revision surgery - first results of parameter studies on bone and bone cement. *J. Biomedical materials res.*, Vol. 53, No. 6, pp. 781–790, 2000.
- [42] 関谷達彦, 小林英津子, 大西五三男, 土肥健純, 辻隆之, 佐久間一郎. 超音波メスを用いた3次元骨切デバイスに関する基礎的検討. 第12回日本コンピュータ外科学会大会, pp. 23–24, 2003.
- [43] G. Van Ham, K. Denis, J.V. Sloten, R. Van Audekercke, G. Van der Perre, J.D. Shutter, E. Aertbeliën, S. Demey, and J. Bellemans. Machining and accuracy studies for a tibial knee implant using a force-controlled robot. *Computer Aided Surgery*, Vol. 3, pp. 123–133, 1998.
- [44] S.C. Cowin. *Bone Mechanics*. CRC Press, Boca Raton, FL, 1989.
- [45] R. Skalak and S. Chien. *Handbook of Engineering*. McGraw-Hill, New York, 1987.
- [46] 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*, Vol. 53/1, pp. 107–112, 2004.
- [47] S.C. Cowin. *Mechanical properties of bone*. ASME. AMD-45, New York, 1981.
- [48] J.K. Weaver. The microscopic hardness of bone. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 48A, p. 273, 1966.
- [49] J.Y. Rho, T.Y. Tsui, and G.M. Pharr. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, Vol. 18, p. 1325, 1997.
- [50] X.E. Guo, P.K. Zysset, C.E. Hoffler, K.E. Moore, and S.A. Goldstein. An application of nanoindentation technique to measure microscopic bone tissue properties. *J. Biomech. Eng.*, 1999.
- [51] P.K. Zysset, X.E. Guo, C.H. Hoffler, K.E. Moore, and S.A. Goldstein. Mechanical properties of human trabecular bone lamellae quantified by nanoindentation. *Technol. Health Care*, Vol. 6, p. 429, 1998.
- [52] 新家光雄, 渡部昇, 北出真, 福井壽男, 長谷川二郎. 緻密骨の破壊特性におよぼすミクロ構造の影響. 日本機械学会論文集 (A 編), Vol. 64, No. 618, pp. 64–70, 1998.
- [53] 新家光雄, 赤堀俊和, 金鍾憲, 田嶋博和, 児玉敬志. 牛大腿緻密骨の各部位の破壊



- 特性とミクロ構造. 日本機械学会論文集 (A 編), Vol. 69, No. 687, pp. 121–127, 2003.
- [54] 王曉渡, 中山一雄, 新井実. 繊維強化複合材料の切削加工に関する研究 (第 1 報). 精密工学会誌, Vol. 55, No. 04, pp. 95–100, 1989.
- [55] 王曉渡, 中山一雄, 新井実. 繊維強化複合材料の切削加工に関する研究 (第 2 報). 精密工学会誌, Vol. 57, No. 08, pp. 129–134, 1991.
- [56] 金枝敏明, 高橋正行. Cfrp(炭素繊維強化プラスチック) の切削機構に関する研究 (第 1 報) -極低切削速度下における加工面生成機構-. 精密工学会誌, Vol. 55, No. 08, pp. 1456–1461, 1989.
- [57] 金枝敏明, 高橋正行. Cfrp(炭素繊維強化プラスチック) の切削機構に関する研究 (第 2 報) -切削残留量ならびに加工変質深さの解析-. 精密工学会誌, Vol. 56, No. 06, pp. 100–105, 1990.
- [58] 中西栄徳, 佐脇豊, 五十君清司. アラミド繊維強化プラスチック切削時における繊維束の変形挙動解析モデルに関する研究. 先端加工学会誌, Vol. 22, No. 1, pp. 67–73, 2004.
- [59] 山田弘文, 杉田忠彰. 刃物の切れ味に関する研究 (第 1 報) -切れ味の定義と切断抵抗の解析-. 先端加工, Vol. 18, No. 1, pp. 57–62, 1999.
- [60] 山田弘文, 杉田忠彰. 刃物の切れ味に関する研究 (第 2 報) -切れ味と切断条件との関係-. 先端加工, Vol. 19, No. 1, pp. 49–53, 2000.
- [61] 鴨川昭夫. プラスチックの切削加工. 日刊工業新聞社刊, Tokyo, 1985.
- [62] A. Malvisi, P. Vendruscolo, F. Morici, and M. Marcacci. Milling versus sawing: Comparison of temperature elevation and clinical performance during bone cutting. *MICCAI2000*, Vol. LNCS1935, pp. 1238–1244, 2000.
- [63] 鵜飼勇至, 波多伸彦, 東隆, 梅村晋一郎, 土肥健純. 複数トランスデューサを用いた体外衝撃波骨切除術. 第 12 回日本コンピュータ外科学会大会, pp. 25–26, 2003.
- [64] 中村利孝. 骨の質とはどのようなものか. *J. UOEH(産業医科大学雑誌)*, Vol. 19(2), pp. 157–164, 1997.
- [65] D.T. Reilly and A.H. Burstein. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J. Biomech.*, Vol. 8, p. 397, 1975.
- [66] 伊藤周三, 伊東誼, 敷田卓治, 浜口建紀. 人骨の切削抵抗に関するシミュレーション材料の開発. 日本機械学会論文集 (C 編), Vol. 51, No. 463, pp. 695–698, 1985.
- [67] J.C. Rice, S.C. Cowin, and J.A. Bowman. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J. Biomech.*, Vol. 21, pp.

- 155-, 1988.
- [68] M.B. Schaffler, W.C. Pitchford, K. Choi, and J.M. Ridle. Examination of compact bone microdamage using back-scattered electron microscopy. *Bone*, Vol. 15, pp. 483-, 1994.
- [69] 竹山秀彦, 村井照水, 白井英治. 切削における切削速度の影響. 精密機械, Vol. 21, No. 258, pp. 354-, 1955.
- [70] 竹山秀彦. 高速切削の研究 (第 9 報)-接触面積理論に基づいた切削速度効果について-. 精密機械, Vol. 22, No. 258, pp. 354-358, 1956.
- [71] 杉田忠彰, 上田完次, 稲村豊四郎. 基礎切削加工学. 共立出版, Tokyo, 1979.
- [72] 中山一雄, 田村清. 切削抵抗における寸法効果 - 軽切削の研究 -. 精密機械, Vol. 31, No. 3, pp. 240-249, 1965.
- [73] A. Finch and D.A. Ledward. Shrinkage of collagen fibres;a differential scanning calorimetric study. *Biochim. Biophys. Acta*, Vol. 278, p. 433, 1972.
- [74] J. Lundskog. Heat and bone tissue. an experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. *Scand. J. Plast. reconst. Surg.*, Vol. 9, pp. 1-80, 1972.
- [75] 武藤学, 森田昇, 吉田嘉太郎. 高硬度金属材料の高速エンドミル加工に関する研究 (第 1 報) -切削抵抗・工具切れ刃温度同時測定装置の開発-. 精密工学会誌, Vol. 64, No. 11, pp. 1674-1678, 1998.
- [76] 武藤学, 森田昇, 吉田嘉太郎. 高硬度金属材料の高速エンドミル加工に関する研究 (第 2 報) -工具形状が切削抵抗, 切れ刃温度および工具損耗に及ぼす影響-. 精密工学会誌, Vol. 65, No. 2, pp. 234-239, 1999.
- [77] 細川晃, 小田健作, 山田啓司, 上田隆司. 断続切削における工具逃げ面温度-高速エンドミル加工に関する研究 (第 1 報). 精密工学会誌, Vol. 66, No. 11, pp. 1786-1791, 2000.
- [78] 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛, 鈴木昌彦, 守屋秀繁, 藤原一夫, 橋詰博行. ロボット支援人工関節置換術のための自由下肢骨の加工特性 (第 1 報) - 骨の材質的特異性と切削特性の関係 -. 2004 年度精密工学会春季大会学術講演会予稿集, pp. 1195-1196, 2004.
- [79] 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛. ロボット支援人工関節置換術のための自由下肢骨の加工特性 (第 2 報) - 電子顕微鏡下の 2 次元微小切削による皮質骨の材質的特異性の検討 -. 2004 年度精密工学会秋季大会学術講演会予稿集, pp. 1027-1028, 2004.
- [80] 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛. 骨切削における硬度が切削性に及ぼす影響および切削温度の検討. 2005 年度精密工学会春季大会学術講演会予稿集, 2005.

- [81] S. Biyikli, M.F. Modest, and R. Tarr. Measurements of thermal properties for human femora. *J.Biomedical Materials Res.*, Vol. 20, No. 9, pp. 1335–1345, 1986.
- [82] <http://www.ece.utexas.edu/valvano/research/thermal.pdf>.
- [83] <http://hypertextbook.com/physics/thermal/heat-sensible/>.
- [84] 大同特殊鋼 (株). <http://www.daido.co.jp/products/tool/drml.pdf>.
- [85] 精機学会編. 精密工作便覧. コロナ社, Tokyo, pp.1609, 1970.
- [86] 作花済夫. セラミックスを知る辞典. アグネ, pp. 284–290, 1982.
- [87] 石川憲一, 横山恭男, 津和秀夫. 高分子材料の振動切断に関する研究. 精密機械, Vol. 46, No. 2, pp. 153–158, 1980.
- [88] P. Lang. Innovative implant for the osteoarthritic knee. 第 10 回日本最小侵襲整形外科学会, pp. 76–77, 2004.
- [89] 巽一郎, 中島重義, 小林章郎ら. 最小侵襲人工膝関節置換術と術後関節可動域. 第 10 回日本最小侵襲整形外科学会, p. 78, 2004.
- [90] 野本聡, 佐々木孝, 山中一良, 河野克己. Balanced knee system を用いた最小侵襲膝関節全置換術. 第 10 回日本最小侵襲整形外科学会, p. 79, 2004.
- [91] 平川和, 大沼寧, 塩野正喜. 最小侵襲人工股関節置換術：早期リハビリと早期退院を目的として. 第 10 回日本最小侵襲整形外科学会, p. 80, 2004.

# 本研究に関連する発表論文

## 印刷論文

### [第2章, 第5章]

- (1) Mitsuishi,M., Warisawa,S., Sugita,N., Determination of the Machining characteristics of a Biomaterial using a Machine Tool Designed for Total Knee Arthroplasty, *Annals of the International Institution for Production Engineering Research(CIRP Annals.)*, vol.53/1, pp.107-112, 2004.

### [第4章]

- (2) 杉田忠彰, 舟田義則, 杉田直彦, 粟津薫, 光石衛, 豚皮質骨の切削挙動について - 組織と切削現象 -, 先端加工学会誌, Vol.23, No.1, pp.51-57, 2005.
- (3) 杉田忠彰, 舟田義則, 杉田直彦, 粟津薫, 光石衛, 豚皮質骨の切削挙動について (続報) - 切削条件と組織異方性の影響 -, 先端加工学会誌, Vol.23, No.1, pp.58-64, 2005.
- (4) Mitsuishi,M., Warisawa,S., Sugita,N., Suzuki,M., Moriya,H., Hashizume,H., Fujiwara,K., Abe,N., Inoue,H., Kuramoto,K., Inoue,T., Nakashima,Y., Tanimoto,K., A Study of Bone Micro-Cutting Characteristics Using a Newly Developed Advanced Bone Cutting Machine Tool for Total Knee Arthroplasty, *Annals of the International Institution for Production Engineering Research(CIRP Annals.)*, vol.54/1, pp.41-46, 2005.
- (5) 杉田直彦, 光石衛, 割澤伸一, 微小切削にみられる豚皮質骨の被削性, 精密工学会誌, Vol.71, No.9, pp.1151-1156, 2005.
- (6) Sugita,N., Mitsuishi,M., Funada,Y., Sugita,T., Relationship between anisotropic tissue and cutting stress characteristics, *Journal of the Japan Society of Advanced Production Technology*, Vol.24, No.1, 2006.

### [第6章]

- (7) 杉田直彦, 光石衛, 骨のエンドミル加工における切削温度と冷却効果, 精密工学会誌, 掲載決定.

## 国際会議 (校閲あり)

### [第2章]

- (1) Sugita,N., Warisawa,S., Mitsuishi,M., Suzuki,M., Moriya,H., Kuramoto,K., Development a Novel Robot-Assisted Orthopaedic System Designed for Total Knee Arthro-

plasty, *7th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention(MICCAI2004)*, LNCS3217, pp.153-160, 2004.

- (2) Mitsuishi,M., Warisawa,S., Sugita,N., et al., Development of a Bone Cutting Robot for Total Knee Arthroplasty, *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'04)*, pp.3302-3308, 2004.
- (3) Sugita,N., Matsuda,N., Warisawa,S., Mitsuishi,M., Abe,N., Fujiwara,K., Hashizume,H., Inoue,H., Suzuki,M., Moriya,H., Nakashima,Y., Kuramoto,K., Inoue,T., A Study of Robot-assisted Minimally Invasive Surgery System for Knee Arthroplasty, *2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA'06)*, under submission.

#### [第 6 章]

- (4) Sugita,N., Warisawa,S., Mitsuishi,M., A Cutting Temperature Study of Bone Machining for Orthopaedic Robotic Surgery, *Proceedings of the 20th Annual Meeting of the American Society for Precision Engineering*, pp.142-145, 2005.

## 口頭発表

#### [第 2 章]

- (1) 神吉葉子, 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛, 他, ロボット支援人工膝関節置換術レジストレーションシステムの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04, 2P2-H-67, 2004.
- (2) 杉田直彦, 加藤孝宏, 割澤伸一, 光石衛, 他, ロボット支援人工膝関節置換術システムの開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'04, 2P2-H-66, 2004.
- (3) 杉田直彦, 小野寺春菜, 平間裕二郎, 阿部信寛, 藤原一夫, 橋詰博行, 割澤伸一, 光石衛, 低侵襲人工膝関節置換術支援システムに関する研究, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'05, 2A1-N35, 2005.
- (4) 光石衛, 割澤伸一, 杉田直彦, 松田長親, 井上一, 橋詰博行, 阿部信寛, 藤原一夫, 守屋秀繁, 鈴木昌彦, 中島義雄, 藏本孝一, 井上貴之, 谷本圭司, 中澤東治, 最小侵襲人工関節置換術支援骨切除ロボットの開発, 第 14 回日本コンピュータ外科学会大会, 2005.
- (5) 杉田直彦, 松田長親, 割澤伸一, 光石衛, 阿部信寛, 藤原一夫, 橋詰博行, 井上一, 鈴木昌彦, 守屋秀繁, 井上貴之, 藏本孝一, 中島義雄, 谷本圭司, 中澤東治, 最小侵襲人工関節置換術支援システムの性能評価, 第 14 回日本コンピュータ外科学会大会, 2005.

#### [第 4 章]

- (6) 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛, ロボット支援人工関節置換術のための自由下肢骨の加工特性 (第 2 報) - 電子顕微鏡下の 2 次元微小切削による皮質骨の材質的特異性の検討 -, 2004 年度精密工学会秋季大会学術講演会予稿集, pp.1027-1028, 2004.

#### [第 5 章]

- (7) 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛, 鈴木昌彦, 守屋秀繁, 藤原一夫, 橋詰博行, ロボット支援人工関節置換術のための自由下肢骨の加工特性 (第 1 報) - 骨の材質的特異性と切削特性の関係 -, 2004 年度精密工学会春季大会学術講演会予稿集, pp.1195-1196, 2004.

#### [第 6 章]

- (8) 杉田直彦, 割澤伸一, 光石衛, 骨切削における硬度が切削性に及ぼす影響および切削温度の検討, 2005 年度精密工学会春季大会学術講演会予稿集, pp.437-438, 2005.