骨のエンドミル加工における切削温度と冷却効果*

杉田直彦** 光石 衛**

Cutting Temperature and Cooling Effects in End Milling of Bone

Naohiko SUGITA and Mamoru MITSUISHI

In this paper, the measurement of cutting temperature associated with the bone cutting robot have been investigated for cortical bone. The temperature distribution on cutting edge just after finishing of the cutting was observed by a thermography near the cutting area, and the internal thermal distribution was also measured using the thermocouple buried near surface of the workpiece. The experimental results are summarized measured as follows. (1)The cutting temperature in up-cutting was higher than that in down-cutting. (2)When the cutting speed was increased from 7.85 m/min to 62.8 m/min, the cutting temperature was risen by about 10 deg.C, although the cutting force was not almost changed. (3)The cutting temperature could be lowered to about 30 deg.C using the cooled tool and bone at -5 deg.C. (4)As the result, it is suggested that the necrosis of bone tissue and cell would be avoided under this lowered cutting temperature.

Key words: cutting temperature, cortical bone, end milling

1. 緒 言

筆者らは、骨の切除加工を目的とした人工膝関節置換術支援骨切除装置¹⁾を開発中であるが、そこで注目しなければならない事項の一つが骨の組織や細胞に対する切削温度の影響である。Krause²⁾らは、50℃を越えると骨細胞が壊死し始め、70℃以上では骨細胞の回復は不能状態になると述べている。これは、骨細胞に限度以上の熱が加わると、酵素や蛋白質が変質して細胞が生化学的損傷を受けた状態になるためとしている。ところが、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℃くらいまでは変質しないという説もある³⁾。

これまでに報告された骨切削における温度測定例として、前出のKrause²⁾らのボーンソーによるものがある。そこでは、170～259℃だった温度が25℃の食塩水を60 ml/minの流量で注水することにより31～38℃にまで低下したと報告している。そして、生体の皮質骨中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だ、という興味深い考察もしている。また、Malvisiら⁴⁾は、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1 mm下の温度を測定した結果、冷却なしで46℃の温度を測定しており、切削温度は骨の密度や測定場所によって多少異なることも報告している。

ところで、これらに対して、前述の筆者らの人工膝関節置換術支援骨切除装置¹⁾ではエンドミルを骨切除工具として用いており、しかも、加工能率を上げるために工具を高速回転させることから、高い切削温度が予測される。したがって、もしその温度が高く、それを低く抑えることができない限り、この骨切除装置を用いて実用的に人工関節手術の中で骨のエンドミル加工を行うことは不可能ということになる。そのた

めに本研究では基礎的な切削実験における骨の切削温度測定を行い、その温度が骨細胞に有害だとしたら、どのような切削環境を設定すれば実用的に骨切削が可能であるかという問題を解決する手段を見出したいと考えている。

具体的には、近接レンズを装着したサーモグラフィーを切削部に近接して、切削直後の切れ刃とその周辺の工具表面温度分布を観測するとともに、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を求めることから切削点の温度を推定し、両者の比較から骨切削の温度を知ろうと試みた。また、それとともに、切削熱による骨細胞の劣化を防止するための加工環境の冷却効果についても述べる。

2. ロボットを用いた骨切除加工における切削温度測定例

最初に、前述の人工膝関節置換術支援骨切除装置を用いた人体標本(人骨)切除実験において、切削温度がどの程度になるかについて、サーモグラフィーで切除部位全体を観測し、切削部の温度経過を観察した。

切削の様子と実験条件を図1に、また、その観測結果を図2に示す。この場合には、膝関節の大腿骨前面部を切削しているが、この部位では約50 mm幅の海綿骨部に対して両端に約1 mmの厚みの皮質骨部が存在する構造となっている。切削実験は乾式と湿式で行った。湿式の場合、4℃に冷蔵保存した生理食塩水を切削部に注水(150 ml/min)して、冷却水による切削環境の冷却効果を検討した。図2(a)は乾式切削を行った場合で、(b)は冷却水を用いた場合を示している。

図2(a)(b)ともに軟部組織における蓄熱の影響が見られるが、それでも工具先端部の温度は、皮質骨部において最大となり、(a)の場合約45℃であった。これに対して、冷却水を用いると(b)のように約35℃になった。このことより、本実験条件においては、冷却水を用いると約10℃温度を下げる冷却効果が認められたので、実際の手術における切削環境冷却法の一つとなることが示唆された。

いずれにしても、この予備的な実験結果では、前述で予測したような工具の高速回転による高い切削温度とはならず、

* 原稿受付 平成17年5月26日

** 正 会 員 東京大学大学院(東京都文京区本郷7-3-1)

Fig.1 Cutting experiment, Cutting type: up cutting, Cutting speed: $V=94.2$ m/min, Rotational speed: 5000rpm, Feed per tooth: $F_t=0.02$ mm/tooth, Axial depth of cut: 5 mm, Radial depth of cut: 2 mm, Cutting tool: $\phi 6$, square end mill, 3 flutes

(a) Without coolant (b) With coolant
Fig.2 Thermographs in cadaver bone cutting

この程度の切削温度ならばこの骨切除装置を実用的に使えることが暗示されたので、この実験結果を背景として、切削温度の高い皮質骨について、マシニングセンタを用いて骨の基礎的な切削温度測定を各種の切削条件について行うとともに、切削環境の冷却効果についても検討した。

3. 実験方法

3.1 マシニングセンタにおける温度測定システムの構成

図3に切削温度測定の計測システムを示す。加工実験装置は次の通りである。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。そして主軸にエンドミル(不二越, 高速度鋼, スクエア, $\phi 10$, 2枚刃, ねじれ角 30° , すくい角 14° , 突き出し長さ 70 mm)を取り付け、その外周刃でバイスで挟んだ試験片の側面を切削する。

温度測定は次の2つの方式で行った。その1つは、サーモグラフィー(NEC 三栄, TH5104R)に近接拡大レンズ(NEC 三栄, TH51-377)を取り付けて切削部に接近し、切削行程終了直後の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。工具は高速度鋼で放射率が低いので、工具の放射率を上げるために、実験毎に耐熱黒色塗料を塗布したが、その状態での放射率は0.98であった。当然、切削による塗料剥奪のために多少の放射率低下は避けられない。

第2は熱電対を用いる方法である。後述の図4のように、試験片内部の表層近く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1刃送り量で切削するので、切れ刃が熱電対に近接すると、1刃が切削するごとに切削熱による熱起電力を熱電対に生じ温度として計測される。このとき1回の切削で熱電対は切削により切断されるので、切れ刃が熱電対に近接した位置での温度が測定できるはずである。熱電対は0.1 mm径の銅-コンスタンタン線で、0 ~ 100°C で検定した。

本実験では横フライス切削を行った。皮質骨のオステオン組織構造から代表的な切削方向として、骨軸平行方向と骨軸

Fig.3 Cutting temperature measurement system

接線方向と骨軸断面方向の3通りが考えられるが、骨軸接線方向における切削の温度を測定した。これは、人工膝関節置換術では大腿骨の前面や後面あるいは脛骨関節面の切削の事例に対応する。

切削条件は、工具回転数 250 rpm (7.85 m/min) ~ 5000 rpm (157 m/min), 1刃送り量 $0.015 \sim 0.375$ mm/tooth, 軸方向切込 5 mm, 半径方向切込 1 mm とし、乾式にて実験を行った。

3.2 切削温度測定試験片と熱電対の埋め込み

切削温度測定に用いた骨は大腿骨の長管骨部を輪切りにして採取したものである。図4に示すように、リング状の皮質骨を2つ割にして、前述のようにその断面に0.1 mm径の銅-コンスタンタン熱電対を骨表面下0.5 mmのところに埋め込んだ後、中空部に樹脂を充填して試験片全体を補強した。

次に、熱的特性として皮質骨と高速度鋼の比熱と熱伝導率を表1に示す⁵⁾。骨の比熱は高速度鋼の約3倍であるが、骨の熱伝導率は低く、高速度鋼の1/100程度である。

3.3 切削環境の冷却

後述の4.5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影響をもたらすかを検討するため、冷却法として(a)工具冷却、(b)骨冷却、(c)工具と骨冷却の3通りの方法を検討した。そのとき具体的には必要な冷却時間だけドライアイスを対象物に直接押し付けて冷却したが、低温脆性を避けるために工具が -10°C 以下にならないように配慮し、 -5°C 以上のところを切削開始温度とした。

図5は加工しないときの冷却した工具と骨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

(a) Setting of thermocouple (b) Overview of workpiece

Fig.4 Workpiece for internal temperature measurement

Table1 Thermal properties of human bone and high speed steel

Material	Thermal conductivity	Specific heat
	[W/m·K]	[J/kg·K]
Human bone ⁵⁾	0.16-0.34	1140-2370
High speed steel	20-30	400-900

Fig.5 Temperature rising process of cooled bone and tool in atmosphere

までの温度回復過程を熱電対で測定した。工具は回転数 0～5000 rpm のときの昇温をサーモグラフィーで観測した。工具回転数が高いほど昇温しやすいのは、主軸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。

実際の切削実験における 1 回の切削時間は試験片の送り速度が最も遅い場合でも数秒以内なので、図 5 の結果からすると、その時間内に骨や工具の温度が上昇することはほとんど無視してもよいとみられる。

4. 実験結果とその考察

4.1 切削温度とその分布

図 6 は 1 枚のエンドミル切れ刃が切削行程を終了したときに試験片から離脱した直後の切れ刃とその周辺の温度分布をサーモグラフィーで観測した例である。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り、この切削条件で約 45 °C ないし約 65 °C の温度が観測された。

また、この切削直後の切れ刃の 1 つ前の切れ刃では、約 35 °C にまで工具温度は低下しており、2 枚刃の場合には、この切れ刃が次に切削を開始するまでに、空冷によってほぼ室温まで冷却していると推察できる。

この同じ切削過程で、サーモグラフィーによる観測に併行して熱電対で温度計測したものが図 7 である。ここでは温度計測に同期した切削抵抗も測定している。前述のように、熱電対は被削材表面直下 0.5 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 mm の切込を与えると、1 回の切削で熱電対は切断されることになる。また、図 7 の温度パルスの間隔は 1 刃送り量に相当する。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その距離における温度である。したがって、もし高速切削に対応した過渡的な温度測定が行えているならば、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切削熱に依存した温度分布が求まり、それから正確な切削温度を求めることができる。

Fig.6 Cutting edge temperature distribution with thermography
Cutting speed: 31.4 m/min, Feed per tooth: 0.125 mm/tooth,
Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,
Cutting tool: 2 flutes square endmill $\phi 10$, Down cutting

Fig.7 Internal temperature and cutting force in Fig.6

はずである。

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し、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とになる。ところが、その一方で定性的には、この熱電対と切れ刃の距離がゼロのところでも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。

4.2 上向き切削と下向き切削の切削温度

図 8 は上向き切削と下向き切削における試験片表面下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 2 枚前の、 l_2 は熱電対から 3 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、熱電対に最も近づいた l_4 の距離が約 12.5 μm でそのときの温度は約 73 °C である。そして熱電対から 125 μm 離れていた 3 枚前の切れ刃の l_3 のところでは約 40 °C である。さらに 4 枚前の切れ刃のときに熱電対が測定する温度は実験開始の室温である。つまり熱電対から 200 μm 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、上向き切削で約 78 °C、下向き切削で約 58 °C であり、その差は 20 °C になる。

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、図 9(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、前述の表 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

Fig.8 Internal temperature distribution in up and down cutting
Cutting speed: 31.4 m/min, Feed per tooth: 0.375 mm/tooth,
Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,
Cutting tool: 2 flutes square endmill $\phi 10$, Down cutting

Fig.9 Comparison with up and down cutting on thermograph
Cutting speed: 31.4 m/min, Feed per tooth: 0.25 mm/tooth,
Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm,
Cutting tool: 2 flutes square endmill $\phi 10$

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ようである。

4.3 切削速度の影響

図 10 は切削速度と切削抵抗および切削温度との関係を示したものである。図に示すように、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られる。これに対して、細川ら⁹⁾によると、鋼のエンドミル加工では切削速度が 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。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 1 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 1 刃送り量 0.125 mm/tooth、半径方向切込 1 mm、軸方向切込 5 mm のときの切削温度は約 56 °C であった。

骨の切削温度が金属に比べて低いのは、皮質骨の切削抵抗が低く鋼のおよそ 1/10~1/20 であることから考えて、切削エ

Fig.10 Influence of cutting speed in cutting temperature and force
Axial depth of cut: 5 mm, Radial depth of cut: 1 mm,
Down cutting, Cutting tool: 2 flutes square endmill $\phi 10$

ネルギーが低かったためと考えられる。

また、切削速度によって切削抵抗はほとんど変化しない。図 10 から分かるように、切削速度を 10 倍近く上げて切削温度の上昇はわずかに 10 °C 程度にとどまることから、その程度の切削温度上昇が切削抵抗を変えるほどの材料物性の変化をもたらさなかったためと考えられる。

ただし、切削温度がわずかに 10 °C 上昇しても骨組織に悪影響をもたらす温度領域ならば、骨組織や細胞を破壊する可能性があるため、後述するような切削環境の冷却を考慮する必要がある。

4.4 1 刃送り量の影響

図 11 は切削温度に対する 1 刃送り量の影響を示す。切削抵抗は上向き切削も下向き切削もほとんど差異はないのに、図 8 でも述べたように、上向き切削の切削温度は高くなる。上向き切削と下向き切削の温度差は 10~15 °C である。また、切削温度は 1 刃送り量とともに若干高くなるが、1 刃送り量が 0.015~0.35 mm/tooth の範囲での温度上昇はわずかに 5~10 °C にすぎない。したがって、切削温度における 1 刃送り量の影響もさほど大きなものではないといえる。ところが図 11 によると、この 1 刃送り量の範囲で切削抵抗の差異はほぼ 2 倍に達している。つまりこの切削抵抗の違いがほとんど切削温度に影響していないのである。これについては次のように考えることができる。

筆者らが別に行った豚皮質骨の 2 次元切削における切り取り厚さと切りくず生成の関係を求めた実験⁷⁾によると、切り取り厚さが小から大に変化するにつれて切りくず生成形態が大きく異なる。それによると、切り取り厚さが 0.01 mm (10 μ m) では塑性変形を伴った連続流れ型切りくずを生成し、0.03 mm (30 μ m) では流れ型切りくずとなるがその中に多数の微小な脆性亀裂を含む。また 0.1 mm (100 μ m) に近づくと明瞭な脆性破壊で不連続なブロック状の切りくずを生成し、亀裂間で塑性変形の痕跡は観察されなかった。

この現象をエンドミル切削に当てはめると次のようになる。例えば下向き切削で 1 刃送り量を 0.1 mm とすると、切れ刃が切削開始点で被削材に衝突したとき、その時点での切り取り量が大きいので、切れ刃前方の切削進行方向に脆性亀裂が断熱的に発生すると考えられる。そのために、切れ刃の切り取り量が大きいにもかかわらず切削温度上昇に関与しなかったとみられる。このことは切り取り量が少なくても切りくずに脆性亀裂を含む場合にもあてはまると考えられる。そして切れ刃による切削が進行し、切り取り量が少なくなって切りくず生成が延性的になってくると、切削熱の発生が顕著になってくる。このような解釈が成り立つとすれば、1 刃送り量が 0.1

Fig.11 Influence of feed per tooth in cutting temperature and force
Cutting speed: 31.4 m/min, Radial depth of cut: 1 mm, Axial depth of cut: 5 mm, Cutting tool: 2 flutes square endmill $\phi 10$

mm/tooth 以上では切削温度が工具送り量に大きく依存しないとみてよいのではなかろうか。

4.5 切削環境の冷却効果

切削環境を冷却することが切削温度の低減にどのような効果を発揮するかを知るために、前述のように工具および試験片を装置に取り付けた状態で、ドライアイスで直接押し付ける方法で冷却し、実験開始温度に達した後に実験した。冷却方法としては、ドライアイスを用いる乾式と冷却水を用いる湿式が考えられるが、冷却温度の制御性から本実験ではドライアイスを用いた。このときの切削条件は、切削速度 31.4 m/min, 1 刃送り量 0.25 mm/tooth, 半径方向切込 1 mm, 軸方向切込 5 mm である。

まず、工具か骨だけ単独あるいは両者同時に -5 °C に冷却したときの工具刃先温度をサーモグラフィーで観測した結果を図 12 に示す。同じ条件で常温切削を行った図 9 と比較すると、冷却効果が認められる。しかしながら、このサーモグラフの結果だけで切削温度を推定するのは困難なので、熱電対法による温度分布測定からも推定することとした。

図 13 は各種の冷却状態の工具と骨を用いた切削における試験片内部の温度分布を示す。骨と工具の初期温度が 30 °C(室温)の場合に比べると、工具を 0 °C まで冷却するだけで、切削温度を約 5 °C 下げることができる。しかし、切削温度が 52 °C の温度から 47 °C に低下しただけであり、その温度では骨細胞が熱的損傷を受ける可能性が高い。そこで工具を -5 °C に冷却すると、切削温度は 38 °C にまで低下した。

これに対して、骨を 0 °C に冷却しても -5 °C に冷却しても

Fig.12 Temperature of cutting edge using cutting tool and bone cooled at -5deg.C

Fig.13 Internal temperature distribution in several cooling environments
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 tool: 2 flutes square endmill φ10

その冷却効果はあまり変わらないが、工具のみを冷却する場合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。これは骨の熱伝導率が低く、蓄熱効果も大きいので骨の冷却作用が優れているためと考えられる。

次に工具と骨の双方を同時に -5 °C に冷却すると、切削温度は 27 °C にまで低下する。同様に工具と骨を 0 °C に冷却しても切削温度は約 30 °C にまで下がるので、この温度ならば切削熱に起因した骨細胞の壊死を防止できる。

しかしながら、上述のような切削環境冷却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、実際の手術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。

5. 結 論

以上の結果をまとめると次のようになる。

- (1) 上向き切削では、その切削形態に依存した蓄熱作用や上滑りによる摩擦のために下向き切削よりも温度上昇を招きやすい。
- (2) 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。つまりこの切削温度上昇が材料物性を変えるほどのものではないので、切削抵抗は変化しなかったと考えられる。
- (3) 1 刃送り量が 0.015~0.35 mm/tooth の間での温度上昇はわずかに 5~10 °C にすぎないが、切削抵抗の差は約 2 倍にも達し、切削抵抗の違いが切削温度に影響していない。これは 1 刃送り量が大きく、切れ刃の切り取り厚さが大きいと脆性亀裂を生ずるが、それが切削温度の上昇にほとんど関与しないためと考えられる。
- (4) 工具と骨の双方を冷却すると大きな冷却効果が期待できる。例えば -5 °C に冷却すれば切削温度は 27 °C になり、切削熱による骨細胞の壊死を回避できる。しかし生体の冷却損傷に配慮しなければならない。

謝 辞

本研究の一部は、文部科学省科学研究費補助金(若手研究(B) 課題番号 16760085)の助成を受けて行ったもので、ここに謝意を表する。

参 考 文 献

- 1) M.Mitsuishi, et al., Development of a 9 Axes Machine Tool for Bone Cutting, *Annals of the CIRP*, **52/1** (2003) 323.
- 2) W.R.Krause, Orthogonal Bone Cutting: Saw Design and Operating Characteristics, *Journal of Biomechanical Engineering*, **109** (1987) 263.
- 3) A.Finch and D.A.Ledward, Shrinkage of collagen fibres; A differential scanning calorimetric study, *Biochim. Biophys. Acta*, **278** (1972) 433.
- 4) A.Malvisi, P.Vendruscolo, F.Morici and M.Marcacci, Milling versus Sawing: Comparison of Temperature Elevation and Clinical Performance During Bone Cutting, *MICCAI2000, LNCS1935* (2000) 1238.
- 5) S.Biyikli, M.F.Modest and R.Tarr, Measurements of thermal properties for human femora, *J.Biomedical Materials Res.*, **20/9** (1986) 1335.
- 6) 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*, **66/11** (2000) 1786.
- 7) 杉田忠彰, 舟田義則, 杉田直彦, 栗津薫, 光石衛, 豚皮質骨の切削挙動について(第2報) - 切削条件と組織異方性の影響 -, *先端加工学会誌*, **23/1** (2005) 58.