

振動切削を用いた骨組織加工に関する研究

東京大学工学部機械工学科 ○大島聖也, 島田健弘, ◎杉田直彦, 光石衛

要旨

人工関節置換術, インプラント等の骨切削においては高能率・低温度・高性能の3点が要求される. この3点を解決する加工法として振動援用骨切削の研究が行われているが, 熱発生, 大規模破壊発生の2点が課題となっており, 本研究ではこれらの課題の解決を目指した. 実験の結果, 熱発生は逃げ角の増大により抑制でき, また大規模破壊発生は振幅の増大により抑制できることが分かった. これらを踏まえ振動援用切削における最適加工法を提案したが, 依然として熱発生の面では課題が残る結果となった.

1. 序論

人工関節置換術といった骨切削においては高能率, 低温度, 高精度の3点が要求されるが現状の骨切削デバイスにはこれらを全て満たすものがない. 本研究ではこれら3点の要求を満たす新しい骨切削法の考案を目標とする.

骨組織は切込み深さが深くなるにつれ流れ型切削, せん断型切削, き裂型切削と切削形態が変化するという特徴を持っている¹⁾. また, 骨組織は表面部の皮質骨と中央部の海綿骨の大きく二つに分類できる. このうち皮質骨はオステオンと呼ばれる硬く円柱状の繊維構造を持っており, Fig. 1に示すように切削異方性を持っている²⁾.

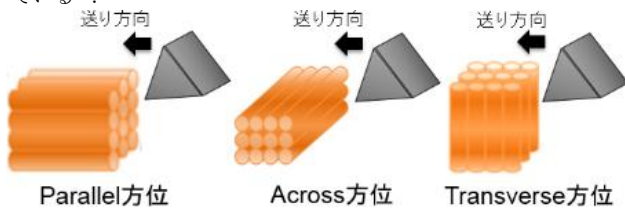


Fig. 1 骨組織の切削異方性

2. 振動援用加工法の提案

第1章にて述べた課題を解決する切削方法として, 振動援用切削の骨組織への適応を提案する. その理由として, まず通常切削に比べ実切削時間が短くなり平均切削抵抗が減少することが挙げられる. また, 通常骨切削ではき裂進展による切削が行われており能率・温度の面では良好だが, 被削材にき裂が残存するため加工面精度は悪い. しかし振動援用切削では切削時間が微小であるためき裂発生を最小限に抑えることができ, 精度, 能率, 温度の両立を図ることができると考えられる.

実際に先行研究³⁾では切削抵抗が大きく減少することが分かったが, 熱発生は通常切削に比べ大きくなった. また, 振動を加えても大規模破壊が発生する場面があることが分かった. つまり, 振動援用骨切削においては熱発生と大規模破壊発生が問題となっており, 本研究ではこの2点の解決を目指す.

3. 熱発生原因の解明

3.1 実験概要

振動援用骨切削における熱発生の原因を解明するため, Fig. 2に示す実験装置を用いて二次元切削実験を行った. 被削材にはウシの大腿骨を直方体状に整形したものをを用いて, サーモグラフィで温度分布を測定した.

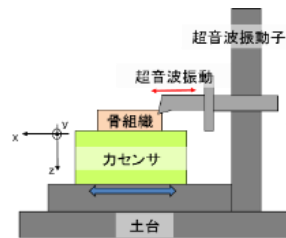


Fig. 2 実験装置

3.2 実験結果

熱分布は Fig. 3 のようになり, 流れ型切削のような切削形態に

比べ, 振動援用による高速切削では, 材料変形による熱発生は少なく, 熱発生の主要因はすくい面及び逃げ面での摩擦であると考えられる. また, 逃げ面の表面粗さを測定したところ表面に数 μm 程度の凹凸が存在することが明らかになった.

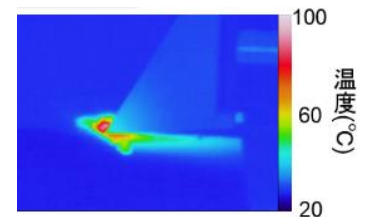


Fig. 3 振動切削中の熱発生

3.3 摩擦熱抑制方法

3.2節の結果から, 工具逃げ角を増大させることにより表面の凹凸と工具の接触を減らし, 摩擦熱を抑制できると考え, 検証のために工具逃げ角を変化させて実験を行った. 3.1節同様の実験を行い, 温度分布, 切削抵抗をそれぞれサーモグラフィ, 力センサにより計測した. 実験条件を Table 1 に示す.

Table 1 実験条件

送り速度[mm/s]	3
切込み深さ[μm]	100
すくい角[deg]	30
逃げ角[deg]	5, 15
振動振幅[μm]	10
振動周波数[kHz]	20
切削方位	Parallel

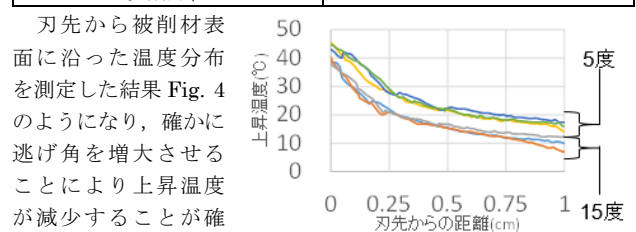


Fig. 4 温度分布

4. 大規模破壊の原因解明

4.1 実験概要

送り速度, 振幅, 切込み深さ, 切削方位といった切削パラメータを変化させ, 切削現象との関係を調べることで, 大規模破壊発生の主要因を特定することが実験の目的である. 第4章同様の二次元切削を行い, ハイスピードカメラを用いて切削現象を観察し, 大規模破壊の可否を調べた. 実験条件を Table 2 に示す.

Table 2 実験条件

送り速度[mm/s]	1, 3, 5
切込み深さ[μm]	100, 200
すくい角[deg]	30
逃げ角[deg]	5
振動振幅[μm]	10, 25, 50
振動周波数[kHz]	20
切削方位	Parallel, Across, Transverse

4.2 実験結果

振幅 10 μm の場合、主に Transverse 方位において大規模破壊が観察されたが、振幅 25 μm 、50 μm の場合は他の切削条件に関わらず大規模破壊は観測されなかった。

4.3 大規模破壊原因解明実験

振幅の増大により大規模破壊が抑制された原因を調べるため、振動を与えず大規模破壊を発生させた場合と振幅を 50 μm とした場合で同様の二次元切削実験を行い、切削現象、切削抵抗の差異を評価した。実験条件を Table 3 に示す。

Table 3 実験条件

送り速度[mm/s]	3
切込み深さ[μm]	200
すくい角[deg]	30
逃げ角[deg]	5
振動振幅[μm]	0,50
振動周波数[kHz]	20
切削方位	Parallel,Across,Transverse

4.4 実験結果・考察

振動を与えなかった場合 Fig. 5 のようにき裂は概ねオステオンに沿った方向に発生したのに対し、振動を与えた場合 Fig. 6 のようにき裂は刃先上方向に発生した。また、振動を与えなかった場合は主分力に比べ背分力の方が大きくなるのに対し、振動を与えた場合は主分力の方が大きくなった。

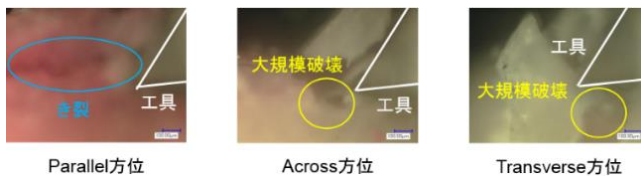


Fig. 5 振動を与えなかった場合の切削現象



Fig. 6 振動を与えた場合の切削現象

振動の付加により大規模破壊が抑制された原因として、まず平均切削が抵抗したことにより被削材変形が抑制されたことが考えられる。また、骨組織はひずみ速度が小さい場合き裂の伸展がオステオンにより阻害され迂曲することが知られている。振動を与えない場合ひずみ速度が小さく、Fig. 7 に示すようにき裂がオステオンを破壊できずに下方向に迂曲することにより大規模破壊が発生する、もしくはき裂が上方向に迂曲することにより工具が上昇し、復元力により背分力が増大するため大規模破壊につながるが、振動によるひずみ速度が大きくなりオステオンを貫通できるようになったと考えられる。振幅 10 μm の場合ひずみ速度がオステオンの貫通に十分ではなく、き裂の迂曲が発生したと考えられる。

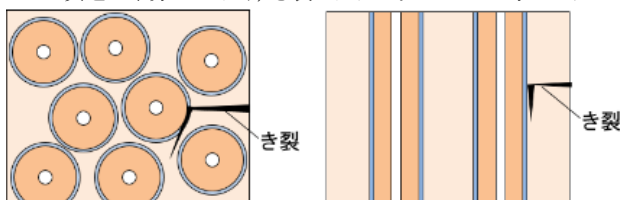


Fig. 7 き裂の迂曲

5. 振動援用骨切削における最適加工法の提案

5.1 実験概要

3 章の結果より工具逃げ角を増大させることにより熱発生を抑制できることが分かった。また、4 章の結果より振幅を大きくすることで大規模破壊発生を抑制できることが分かった。以上から、逃げ角、振幅を増大させることにより熱発生、大規模破壊発生ともに抑制できると考え、妥当性を確認するために実験を行い、切削現象、熱発生現象を評価した。実験条件を Table 4 に示す。

Table 4 実験条件

送り速度[mm/s]	5
切込み深さ[μm]	200
すくい角[deg]	30
逃げ角[deg]	15
振動振幅[μm]	50
振動周波数[kHz]	20
切削方位	Parallel,Across,Transverse

5.2 実験結果

Fig. 8 に示すように大規模破壊は抑制されたものの、Fig. 9 に示すように刃先周辺で 100°C を超える温度になり、熱発生抑制には逃げ角、送り速度の増大のみでは不十分であることが分かった。

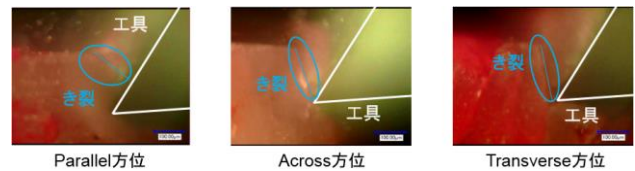


Fig. 8 切削現象

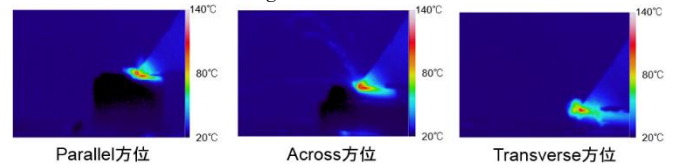


Fig. 9 温度分布

6. 結論

振動援用骨切削における熱発生、大規模破壊発生原因の解明を行い、その解決方法を提案した。その結果を踏まえ最適加工法を考案し、妥当性の確認のために実験を行ったところ大規模破壊は抑制できたものの熱発生面では依然として課題が残る結果となった。切削条件の変更のみでは熱発生抑制には不十分であり、冷却液の利用、工具冷却といった外部冷却により改善が必要であると考えられる。

参考文献

- [1] 杉田直彦, “き裂進展を利用した生体硬組織加工法の開発,” *日本機械学会誌*, vol. 113, no. 1104, pp. 897-898, 2010.
- [2] C. H. Jacobs, M. H. Pope, J. T. Berry and F. Holland, "A study of bone machining process - Orthogonal cutting." *J. Biomechanics*, vol. 7, pp. 131-136, 1974.
- [3] 榎亮慧, 島田健弘, 杉田直彦, 光石衛, 寺島誠人 “生体組織の切削加工における振動援用の効果” 2014 年度精密工学会秋季講演論文集, L38
- [4] E. A. Zimmermann, B. Gludovatz, E. Schaible, B. Busse, and R. O. Ritchie, “Biomaterials Fracture resistance of human cortical bone across multiple length-scales at physiological strain rates,” *Biomaterials*, vol. 35, no. 21, pp. 5472-5481, 2014.