

第 3 章

骨の材質とその組織に依存した加工方法の選択

3.1 緒言

第 2 章で人工関節置換術支援骨切除加工システムの骨切除装置について、人体標本を用いての加工機能評価を行うとともに実用化に関する検討を行った。しかしながら、この装置を医療現場で実用的に使用するためには、骨そのものの材質や組織構造、切削加工する場合の問題点、骨切削における切削現象をおよび切削特性などを工学的に解明し、それらの情報をどのような形で上記の骨切除装置にフィードバックするかを解決しなければならない。

まず、骨の材質や組織構造を理解した上で、本装置で実際に骨の切削を行う場合にどのような切削形式や形態を選択するのがよいかを前もって知ることが望まれる。そこで、本章では、膝関節部の構造、骨の性質と組織を調査し、それらが骨の切削形式や形態とどのような関係があるのかについて考察する。そして、そこから骨切除装置としての切削環境はどうあるべきかについて考える。

以上のように、本章は実験によって骨切削の諸現象を解明するのではなく、筆者がこれまでに得た種々の実験結果を引用しながら、加工環境に関する考察や評価を行うものであり、引用した実験結果にはその都度実験環境や実験条件をできるだけ詳細に付記する。

ところで、骨の機械加工に関する研究は 20 年ほど前から多く報告されている[33][34][37]。しかしながら、いずれもが骨組織と切削現象の関係を詳細に明らかにせず、切削抵抗の測定や解析だけで加工特性を論じている。ところが、被削材としての骨は、3.4 節でも述べるように均質なものではなく、組織構造も一様ではない。そして、その骨組織が切削抵抗や切りくず生成機構に深く関わっていると考え

られる。そこで、骨の加工に関する実験研究に入る前に、関節の骨構造や骨自体の材質や組織構造についての知見を得ようと試みた。

3.2 膝関節手術部位の骨構造について

Fig.3.1 に人工膝関節置換術にて対象となる膝関節部の骨構造を示す。この図で分かるように、人工関節に置換する膝手術の対象となる骨部位は、大腿骨の遠位部と脛骨の近位部が接触する関節面である。この図が示すように、大腿骨顆間の凹面と脛骨端表面の凸面が接触し膝関節を構成する。したがって、人工膝関節もこの形状に近くなる。

このような骨の構造と組織について、脛骨を例にとって示したのが Fig.3.2 である。骨の外周部は皮質骨と呼ばれる硬くて強い緻密な骨によって構成されている。そして、その内部では、両骨端部で海綿骨が存在している。

このような膝関節を人工関節に置換するために切除しなければならない部分は、第1章でも述べたように、人工関節の構造と形状から考えて Fig.3.1 の点線で囲った部分になる。すなわち、この骨切除部位と Fig.3.2 の骨内部組織からみて、皮質骨や海綿骨、軟骨が切削の対象となる。

従来の多くの材料力学的研究でも明らかにされているように [45]、皮質骨は海綿骨に比べて密度が高く、硬くて強度が高いことから、切削に要する機械的エネルギーは海綿骨に比べて高いことが予測される。ところが、実際の関節部の切削では、皮質骨と海綿骨が混在しているので、いずれの骨の被削性が支配的な要因となるかについて検討しなくてはならない。これについては、第5章でも詳しく述べるが、皮質骨は海綿骨の場合よりも比切削抵抗が4~5倍高い [46]。これは密度が約2倍、引張強度が約5倍というように、皮質骨の高い機械的性質がそのまま反映していると考えられる。したがって、切削性の観点から考えた場合、人工関節置換のための骨切削は、主として皮質骨の被削性を中心に考えることとなるが、術後の骨再生の観点から考えると、海綿骨の切削も重要となる。

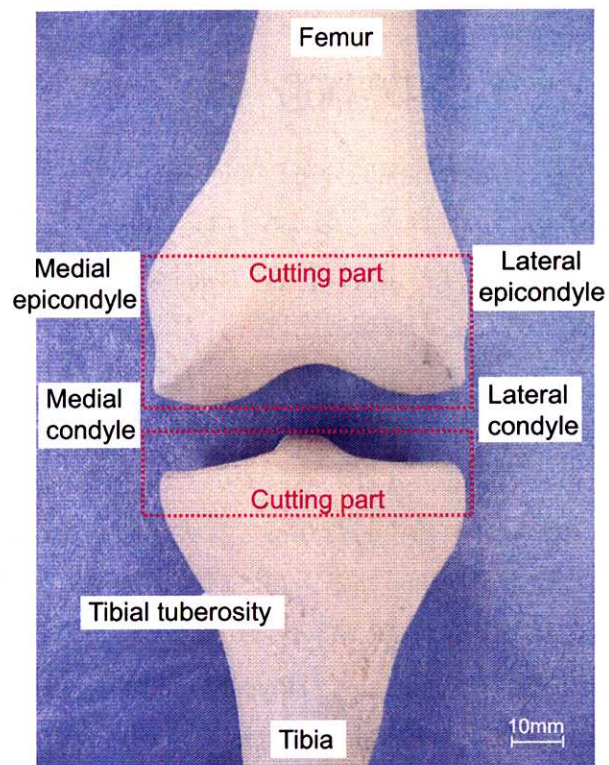


Fig.3.1 膝関節部の構造

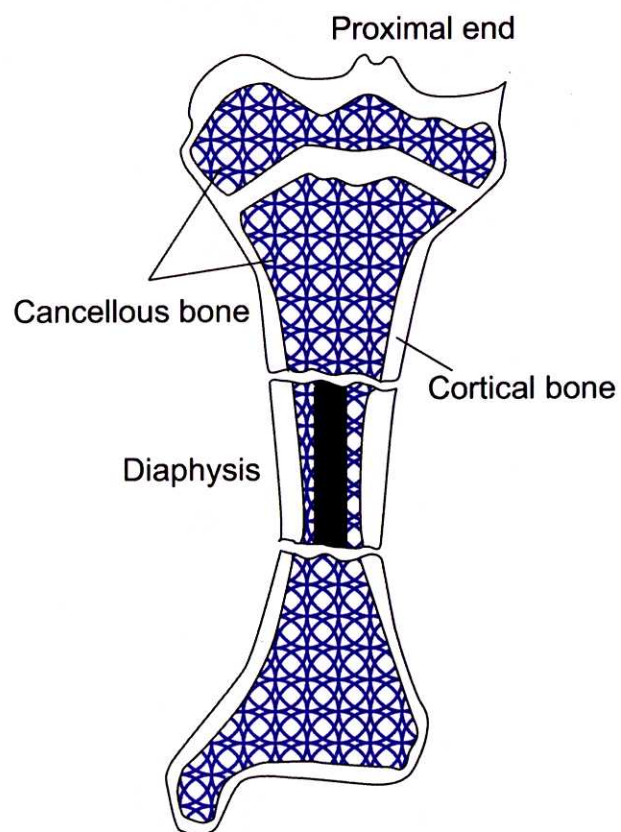
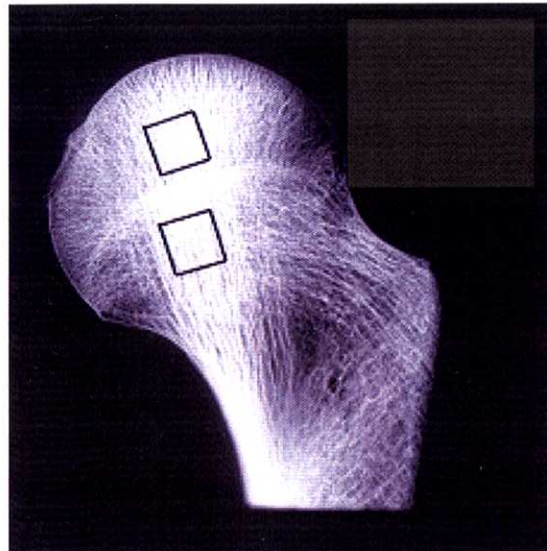


Fig.3.2 脛骨の内部構造

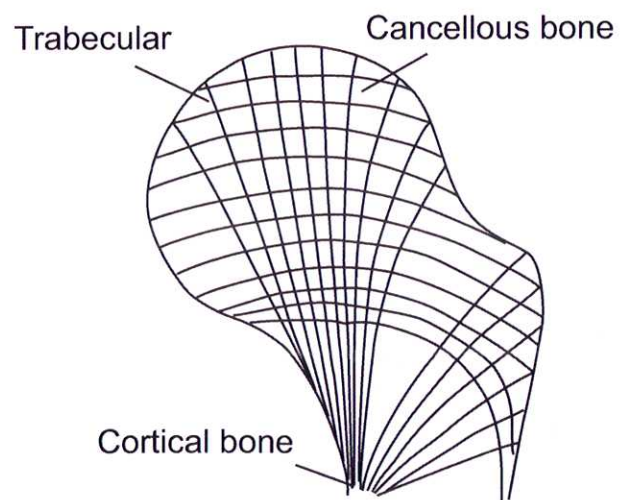
3.3 海綿骨の性質と組織構造

皮質骨が主として長管骨の骨幹部に分布しているのに対して、海綿骨は関節部を形成している大腿骨や脛骨の端内部に多く存在し、Fig.3.3(a)に示すような骨梁構造をなしている。写真でも分かるように、多数の骨梁が縦横に張り巡らされ、3次元の網目構造となっている。この骨梁構造は、外力を分散させる役割を果たしているといわれており、また、骨梁の構造形態は主応力の作用方向によって形状が決まる。この形態は、Fig.3.3(b)示す「Culman's crane」と呼ばれるクレーンの内部構造に類似していると言われている。すなわち、その骨構造は力学的環境に適応するために、主応力に沿って形成される。したがって、大きな応力が作用する部分の直交切線密度は大きくなり緻密骨を形成する。逆に直交切線密度の低い部位では密度が低く多孔質の海綿骨になるとされている。また、応力が作用しない部分の直交切線は存在せず空洞となって骨密度はない。Hayes[47]は有限要素法を用いて解析し、その応力解析結果とX線による骨梁構造とは関連性が高いことを示している。

海綿骨のように細い骨で構成された3次元構造は、構造全体に力が加わったときには高い強度を発揮するが、切削工具のような鋭い切れ刃が当たると、その刃先での応力集中のため、骨梁は局部的に小さな力で破壊する可能性が高い。その現象は切削抵抗値に表れる。また、実際の骨では、部位により骨梁の方向が異なって分布しているので、その方向を知るためには、前述のFig.3.3に示すように、X線画像で確認しなければならない。海綿骨はその組織構造から、典型的な多孔質材料である。



(a) X-ray photo of femoral head



(b) Trabecular network

Fig.3.3 大腿骨頭の骨梁構造

3.4 皮質骨の性質と組織構造

3.4.1 性質と組織構造

大腿骨や脛骨の骨幹部の外層部を構成する皮質骨は複雑な構造になっている。Fig. 3.4 は骨幹部を輪切りにした切断面とその側面の構造を図解したものである。

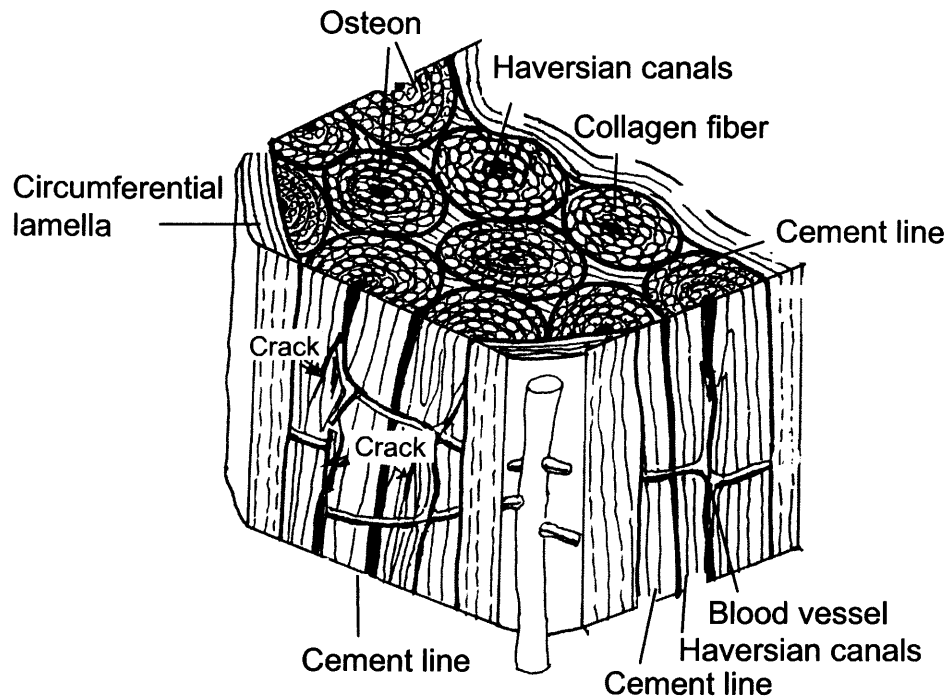
図に示すように、皮質骨の最外層と最内層には、交互に斜めに配向した有機物質のコラーゲン線維で構成される外輪状層板および内輪状層板があり、それに挟まれるようにして棒状の骨単位もしくはオステオンと呼ばれる組織がある。ここではオステオンと呼ぶ。

この一つのオステオン単位の外層にはセメント線があって、オステオン間に存在する介在層板や隣り合ったオステオンの間を接合している。オステオンの中心部には、骨軸の長手方向や横方向にフォルクマン管やハバース管や血管が走っている。このオステオンは図に示すように、ハバース管の周りで多数の細いコラーゲン線維が相互に反対の向きに何層も螺旋状に巻き付いて骨軸方向を長手方向として伸びている。また、このコラーゲン線維の上には、無機質の六方晶系の結晶構造をもつカルシウム塩の水酸化アパタイト $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ が沈着している。皮質骨全体としては、有機物質のコラーゲンが約 90 % で残りが水分と水酸化アパタイトであるから、皮質骨の切削加工を考えるとときには、その材質をコラーゲンとしても大きな支障はないと考えられる。

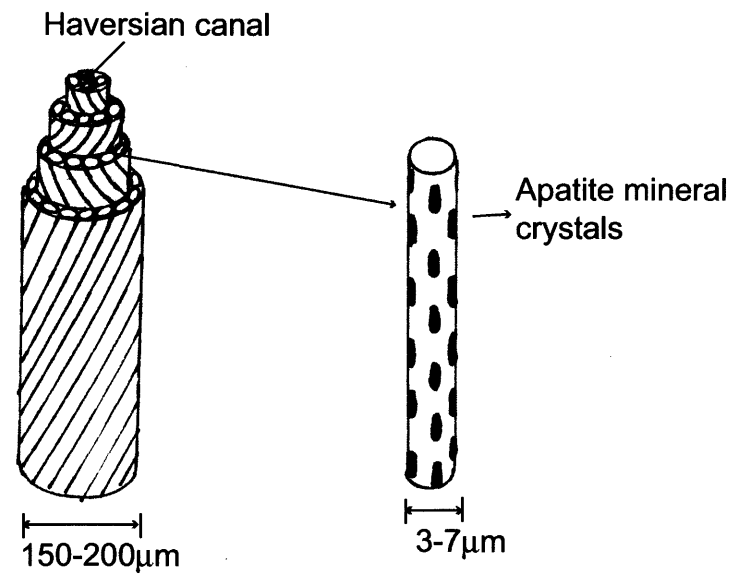
Fig.3.5 は皮質骨の組織写真の一例である。Fig.3.5(a) は緻密質骨のオステオン組織を示す。写真に示すように、比較的明瞭にオステオン、ハバース管、コラーゲン線維、セメント線などが観察される。白くぼやけた線がセメント線で、セメント線に囲まれた部分がオステオンであり、その中心にある小さな孔がハバース管である。また、ハバース管の周りに白い粒状のものが分散しているが、これがコラーゲン線維の断面で数 μm ~10 μm の直径である。同様に写真から計測してみるとオステオンの直径は 200~300 μm である。

Fig.3.5(b) は骨幹部の外と内の表層部に存在する層板である。層板の厚みは約 150 μm で、表面からオステオン組織までの間で数層存在する。前述のように、この層板内部はコラーゲン線維の層が交互に斜めに配列した構造となっており、強度的にみて非常に強固な組織を形成している。

Fig.3.5(c) は Fig.3.5(a)Fig.3.5(b) と同一の輪切り試料における別の場所から採取



(a) Structure of cortical bone



(b) Osteon

(c) Collagen fiber

Fig.3.4 皮質骨の構造

した比較的多孔質の組織である。図からも分かるように、主としてハバース管が拡大した状態の多孔質組織となっている。これは骨の変質に起因した組織変化だと考えられるが、孔のない個所ではコラーゲン線維もオステオンもハバース管も観察される。したがって、孔のない個所は一応緻密質とみてよいのであるが、全体の組織としてみると、オステオン組織の変化もみられるので、Fig.3.5(a)に示すような一般の緻密質骨と同一とは考えにくい。これを知るためには、硬度測定や強度測定を行ってみなくてはならないが、それに関しては3.4.2節で改めて述べる。

以上の組織構造から考察すると、皮質骨は木材や竹、あるいは一軸繊維強化型複合材料の構造に類似しており、典型的な異方性材料であると考えられる。

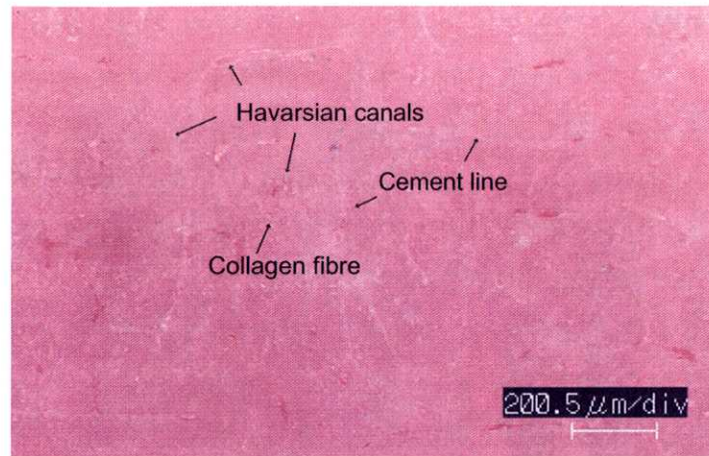
しかしながら、皮質骨もその組織構造や機械的性質は個体間での差異が著しく、また、これまでに述べたように、同一個体でも試料採取部位や個所によって材質がまちまちであるために、皮質骨ということで材質を均質なものとして統一的に取り扱うことが難しい。しかしながら、それではマクロな切削加工特性すら把握できないことになって、皮質骨の大まかな被削性も議論できなくなる。そこで、本研究では、皮質骨の組織特性として、顕微鏡組織的な観点から骨組織を緻密質と多孔質に大まかに分類し、それが切削にどのように影響するかを検討する。

3.4.2 皮質骨組織と硬度分布

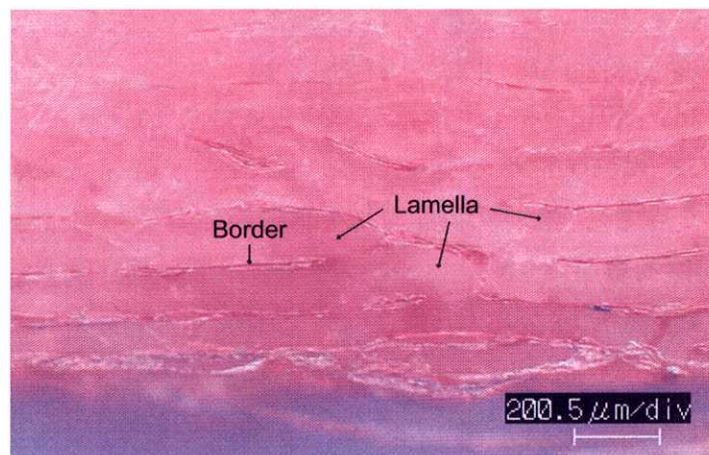
3.4.2.1 骨軸平行面における硬度異方性

Fig.3.6は骨幹部外層を骨軸に平行に表層約1 mmを除去した面において、骨軸方向と硬度との関係を求めたものである。皮質骨外層を1 mm除去すると内部のオステオン組織が出てくる。Fig.3.6中に示すように、マイクロビッカース硬度計を用いてヌープ圧子を骨軸に平行に押し込んだ場合と直角に押し込んだ場合、そして、この両者の中間の角度での硬度を測定し、硬度異方性を緻密質骨と多孔質骨で検討した例である。緻密質骨のみかけ密度は 1.96 g/cm^3 、多孔質骨のみかけ密度は 1.78 g/cm^3 であった。

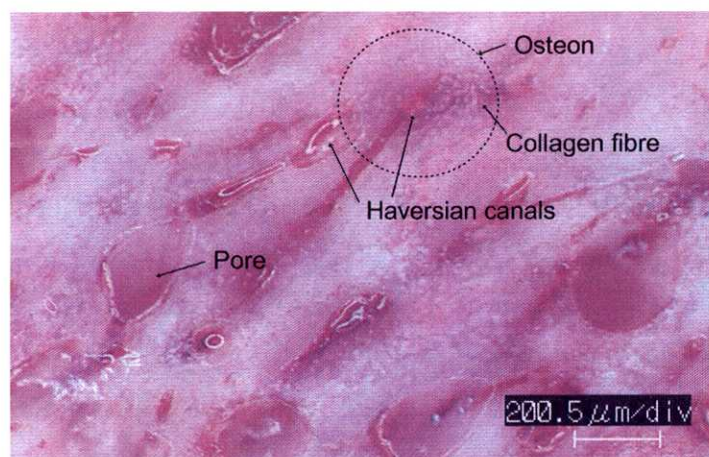
測定角が 0° の硬度はヌープ圧痕の長対角線が骨軸に平行なときの硬度であり、 90° の場合は骨軸に直角方向の硬度である。図から分かるように、測定のバラツキを考慮しても明らかに測定方向によって硬度の違いが認められる。そして、その傾向は多孔質骨の場合も同様である。骨軸に直角方向の硬度は平行方向の硬度の約1.5～2倍になる。すなわち、骨軸に直角方向の硬度が高いということはオステオンの長手方向の引張強度や骨軸に直角方向のせん断強度が高いということを意味して



(a) Osteon, haversian canals, collagen fiber and cement lines of compact bone



(b) Circumferential lamella of compact bone



(c) Porous cortical bone

Fig.3.5 皮質骨の顕微鏡写真

おり、明らかに組織異方性と強度異方性をもっていることが分かる。

骨軸に対して平行方向の硬度が低いのは、オステオンの長手方向に対する直角方向の強度が低いためではないかと推察される。また、それに加えて、隣り合ったオステオンの境界部であるセメント線近傍の強度が、ハバース管近傍の強度よりも低い可能性も考えられ、硬度測定の中にその影響が含まれる可能性も考えられる。このことは次項以下での議論の中で改めて考察する。

また、緻密質骨と多孔質骨の硬度そのものを比較してみると、緻密質骨の硬度は多孔質骨の硬度よりも30%ほど高い。これは、Fig.3.5(c)にも示したように、直径50~300 μm の孔が多数分布しているので、その影響で低く測定された可能性があるが、その一方で、孔のない個所の硬度も低い可能性がある。これに関しても次項以下で改めて述べる。

3.4.2.2 骨幹部断面の外層から内部への硬度分布

Fig.3.7は骨幹部を輪切りにした断面の外層表面から1.6 mm内部に入った点を基点とした場合の、半径方向への硬度分布の例を示す。また、その測定原点を左右に1 mm移動した点でも内部への硬度分布を測定した。できるだけ局所的な硬度を知るために、測定荷重を0.1 Nとし、ビッカース圧痕の対角線長を20 μm 以下に抑え、最小測定間隔を50 μm にとった。

Fig.3.7に示すように、緻密質骨も多孔質骨も測定値のバラツキはあるが大きな硬度変化は認められない。測定間隔がオステオン直径の数分の一であることから考えて、この硬度分布はオステオンの内部の硬度を測定している可能性が高い。また、前述の硬度分布に変化がなかった結果からすると、密度の高い緻密質骨のオステオン内部は比較的均質であることが分かる。

この図の皮質骨の硬度は一つの例であり、骨試料が変わると硬度も異なる可能性があるが、この骨の例では、緻密質骨の硬度は多孔質骨の孔のない個所の硬度の約1.7倍であった。このことから、3.4.2.1節でも触れたが、多孔質骨の硬度が低いのは孔の存在だけが原因とは言えず、多孔質骨の組織そのものも脆弱化しているとみられる。

3.4.2.3 組織と硬度分布の関係

Fig.3.8は、緻密質骨において骨軸に平行な面で観察されるオステオン組織と硬度分布の関係を示す。図の上部に木目状に見えるものがオステオンを骨軸に平行に削った組織である。孔はハバース管の一部である。

この結果によると、木目状のオステオン組織で緻密な部分の硬度が最も高く、次

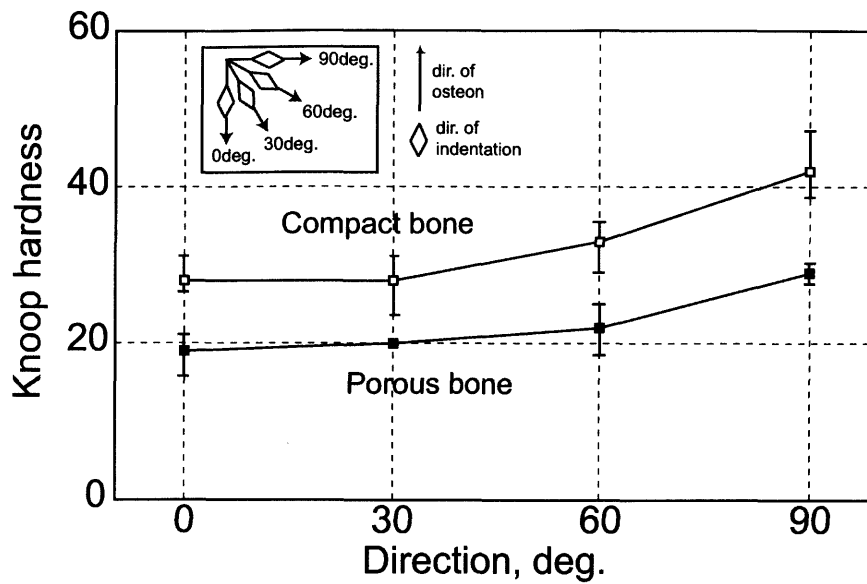


Fig.3.6 緻密質骨と多孔質骨における硬度異方性

Load: 1N, Noup indenter, Measured plane: parallel to osteon dir.

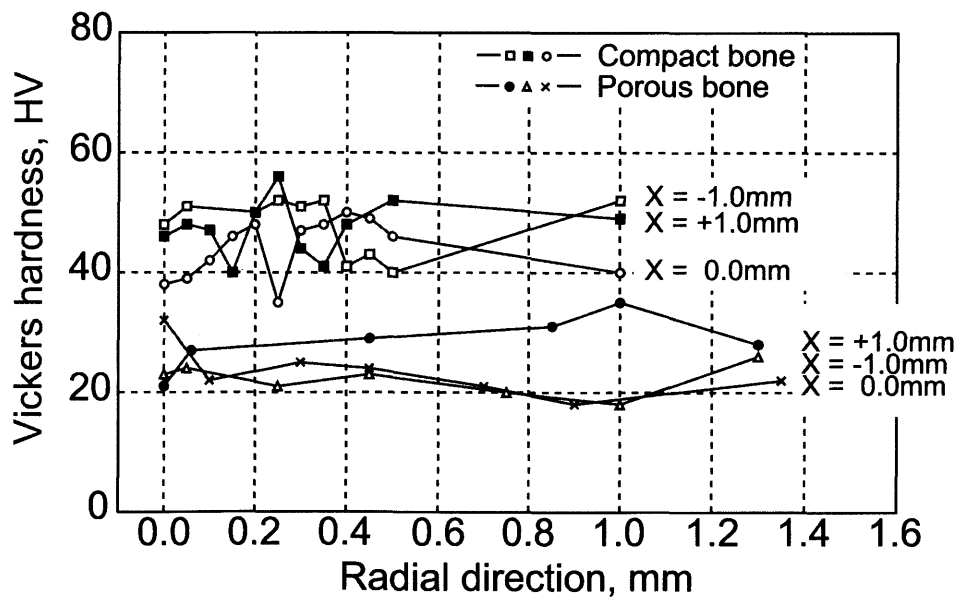
Density : compact bone 1.96g/cm³, porous bone 1.78g/cm³

Fig.3.7 緻密質骨と多孔質骨における骨軸半径方向の硬度分布

Load: 0.1N, Vickers indenter, Measured plane: parallel to osteon dir.

Origin: 1.6mm inside from most outer layer. "X" means that right/left

position to origin. X=+1.0mm means 1mm to right, X=-1.0mm to left

に高いのはオステオン組織の中央部で、オステオンとオステオンの境界部の硬度が一番低い。すなわち、このことからすると、セメント線近傍の強度はオステオン内部の強度よりも低いことが考えられる。

Zysset ら [25] は超微小硬度計で皮質骨の弾性係数と硬度を測定し、オステオン内部に比べて、中間層 (オステオンとオステオンの間に存在する介在層) の弾性係数が高いことや異なった組織を含めると硬度は 0.234~0.760 GPa の程度になると報告している。これに対して筆者が行ったマイクロビッカース硬度測定は、測定荷重が 0.1 N で圧痕の対角線は約 20 μm となり、超微小硬度計に比べるとその圧痕長さは 10 倍も大きいので、広い範囲の平均硬度を示していることになる。

ここで観察される組織では、オステオンの中央部にはハバース管が拡大したと考えられる孔が多数存在し、その孔と孔が亀裂でつながっていることが多いので、切削する場合も含めて骨組織が破壊するときには必ずしもセメント線部から破壊するとは限らず、オステオンの中央部から破壊することもあり得ると考えてよい。

3.4.2.4 多孔質骨の孔近傍の硬度分布

Fig.3.9 は多孔質骨の孔近傍の硬度分布例を示す。“1”の測定個所は孔から約 10 μm のところにあり、硬度が低いのは、孔の縁に近い影響が出たと考えられる。孔から離れると硬度値はほぼ一定である。この多孔質骨の硬度は緻密質骨の硬度よりも約 30 % 低い。3.4.2.1 節でも述べたように、多孔質骨の孔のない個所で、一見緻密質ともみられる組織の硬度が密度の高い緻密質骨よりも低いことからすると、やはり多孔質骨の組織が脆弱化したのではないかとみることができる。

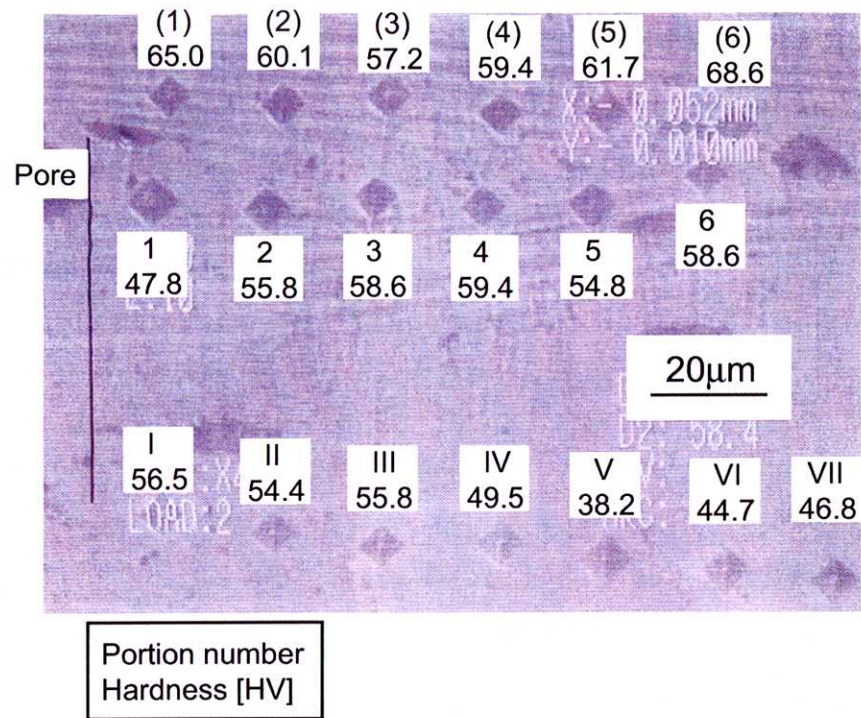


Fig.3.8 緻密質骨内部における硬度分布

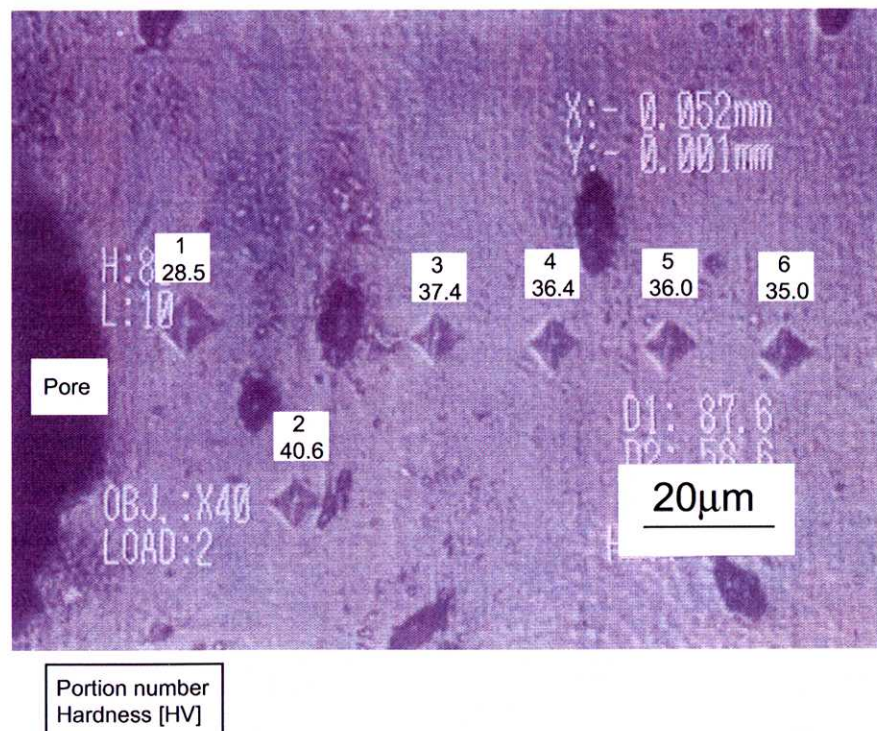


Fig.3.9 多孔質骨内部における硬度分布

3.4.3 皮質骨の機械的性質

3.4.2.1 節で述べたように、硬度測定で明らかに異方性が認められたということは、大腿骨や脛骨のような長管骨を有する骨で、骨軸を基準とした方位に依存して機械的性質が異なることが考えられる。そして、そのような観点に立つと、これから行う骨の切削加工においても、骨の方位は切削特性に影響をもたらせる大きな因子であるといえよう。

皮質骨の組織をミクロな構造から考察し、その強度を検討した研究は昔から行われている。Weaver は、微小硬度計を用いてオステオンおよび介在層板の硬度を測定した [48]。その結果、彼らは、平均硬度がオステオンで 0.285 GPa、介在層板で 0.349 GPa であり、オステオンの硬度が介在層板よりも低いことを指摘している。また最近、超微小硬度計を用いてこの事実が再確認されており [49][50][51][25]、Rho ら [49] は、乾燥骨においてオステオンの硬度が 0.614 GPa、介在層板硬度は 0.736 GPa であることを報告している。そして、Zysset[51] らは、これを含水骨にて実証した (Table 3.1)。

大腿骨骨幹の骨軸方向および円周接線方向に対する破壊靱性試験において、その破壊靱性値は円周接線方向で高くなっている [52]。このことは、オステオン中心に直径約 20 μm のハバース管が存在することが骨軸方向の亀裂進展を容易にさせていることで説明がつく。新家ら [52][53] の実験結果によれば、骨軸方向の亀裂の多くがハバース管とオステオンの界面を進展している。亀裂が骨組織を進展する場合、Fig.3.10 に示すように、その進展経路は、(1) ハバース管、フォルクマン管などの空孔に沿う場合 (Fig.3.10 中 (a))、(2) オステオン内のコラーゲン層板境界に沿う場合 (Fig.3.10 中 (b))、(3) オステオン間境界に沿って進展する場合 (Fig.3.10 中 (c)) の三つに大別される。層板境界に沿う場合は、亀裂はコラーゲン線維に沿って進展し、その後層板境界へとその進展経路が移行する。一方、円周接線方向破壊においては、亀裂はオステオンをせん断しながら進展するが、亀裂は直線的にはならず、進行方向を変えながら進展する。亀裂はコラーゲン線維に沿って進展し、コラーゲンの配列方向によって亀裂進展過程が異なる。

この時、コラーゲンの引張り強度はハイドロキシアパタイトよりも大きく、亀裂進展に対して与える影響が大きいものと考えられる。Fig.3.11 は、オステオン方向に対して直角に骨試料をせん断した時の破断面を示す。この破断面からも亀裂は直進せず、オステオン組織に応じて進展した形跡がみられる。

次に、本研究中の実験に用いた骨試料に関して、大腿骨骨幹部を輪切りにして採取した試料における方位の定義を Fig.3.12 に示す。骨幹部の中は中空になってい

Table 3.1 オステオンおよび介在層板の機械的性質

Researcher	Tissue type	Elastic Modulus [GPa]	Hardness [GPa]
Weaver[48]	Osteon	-	0.285
	Interstitial	-	0.349
Rho[49]	Osteon	22.5	0.614
	Interstitial	25.8	0.736
Zysset [50][51][25]	Osteon	18.6	0.52
	Interstitial	20.3	0.59

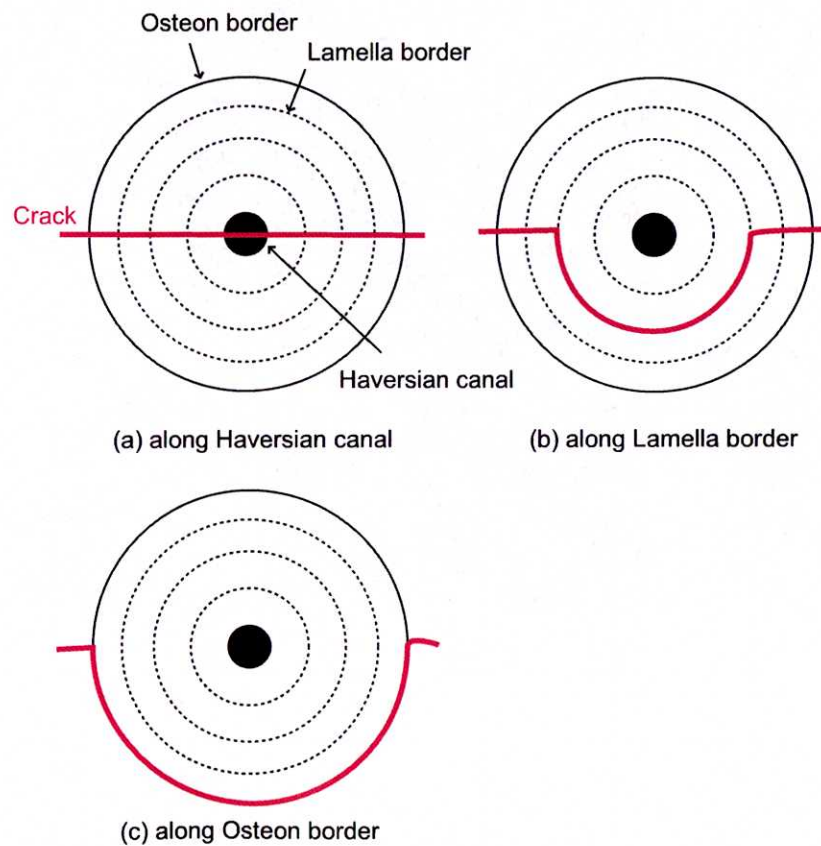


Fig.3.10 オステオンにおける亀裂進展パターン

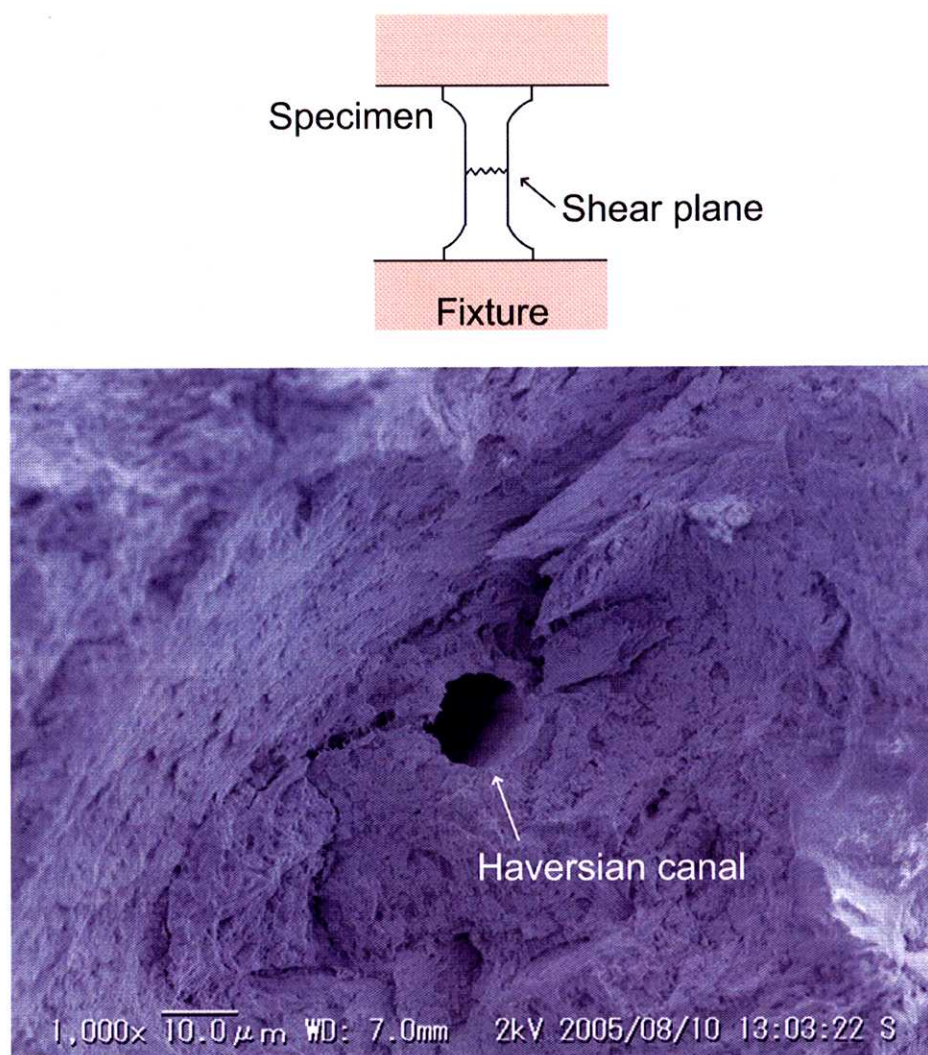


Fig.3.11 せん断試験における破断面

るために中空円筒に近似して表示する。図に示すように、骨軸に沿った方向を骨軸方向 (P)、骨軸に直角で骨幹部の接線にとった方向を接線方向 (T)、輪切り骨面の中心に向かう方向を半径方向 (A) とする。

Table 3.2 は皮質骨の機械的性質の一例を示したものである。3.4.1 節でも述べたように、皮質骨は試料採取部位や場所によって組織が異なるので、密度も強度も異なり、均一な性質の材料とは言い難い。例えば、硬度を例にとると、Fig.3.6～3.9 で示したように、緻密質と多孔質で大きな硬度差がみられる。また、同じ骨の中でも場所によって硬度は大きく異なる。そのことからすると、せん断強度でも組織との関連でバラツキが予測される。したがって、Table 3.2 に示した機械的性質も一つの例に過ぎない。また、同じ皮質骨といっても多孔質と緻密質では硬度も強度も異なり、とくに測定面や測定方向によって、いわゆる機械的性質の異方性が存在することが理解できる。しかしながら、そのような組織によって機械的性質の違いはあっても、切削現象をマクロに考察するには有効であると考ええる。また、それよりも骨の微視的な組織が切削にどのように関与するかの検討においては、骨組織の微小硬度測定結果が有用な考察情報となるであろう。

また、乾燥骨と含水骨においても機械的性質は異なる。本実験で用いた試料のせん断強度を求めた結果を Table 3.2 中に示す。この結果では、乾燥骨および含水骨の緻密質のせん断強度は近い値を示すが、用いた個体が異なることもあって一概には断言できない。新家ら [52][53] は、乾燥骨と含水骨の破壊強度を比較した結果、水分を含むことによる靱性の増大により含水骨の方が破壊強度が高いことを指摘している。

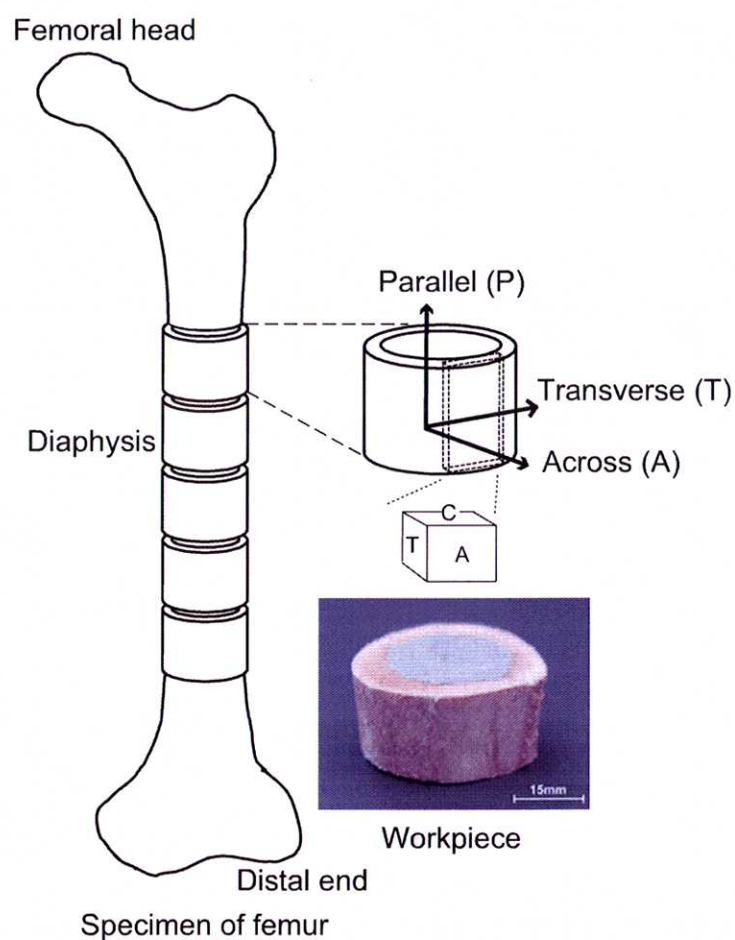


Fig.3.12 実験試料の採取位置とその方位定義

Table 3.2 実験に用いた皮質骨の機械的性質

Bone type	Apparent density [g/cm ³]	Vickers hardness [HV] load: 1N	Shear strength [MPa]
dry compact	1.96	A:43-51 C:46-55	T:43 P:39 A:76
dry porous	1.78	A:30-37 C:36-40	T:25 P:23 A:47
wet compact	1.93	-	T:35 P:21 A:63

note1) A and C in Vickers hardness mean the cutting plane. T,P,A in shear strength mean the feed direction. Refer to Fig. 3.12 regarding measurement plane and direction.

note2) Hardness is the mean value of 10 points.

3.5 骨組織から考慮すべき切削形式・状態の選択

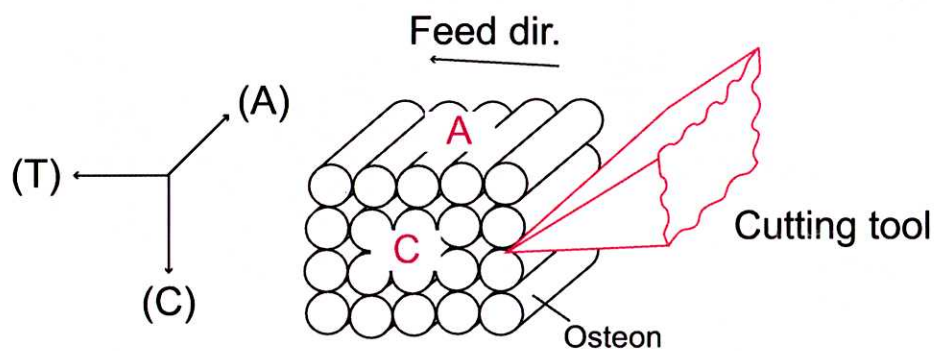
3.5.1 皮質骨オステオン構造に依存した切削方位の定義

Fig.3.5 の組織写真から推測できるように、皮質骨のオステオン構造はコラーゲンの線維束で構成された $200\sim 300\ \mu\text{m}$ 径の棒状組織で、その棒状組織が密集して存在している。したがって、1本のオステオンを1本の棒と仮定するとオステオン組織の集合体は Fig.3.13 に示すように、丸太を積み上げたような構造と考えてよい。そして、これをどのような面と方向で切削するかは Fig.3.13(a)(b)(c) に示した代表的な三つの形式が考えられる [33]。骨軸を含んだ3次元直交座標系は Fig.3.12 に示した通りであるが、Fig.3.12 で定義した方位のほかに切削面を Fig.3.13 に示したように定義した。すなわち、オステオンの長手方向の面で接線軸に平行な面を A 面、オステオンの長手方向で半径軸に平行な、すなわち、半径方向の面を T 面、オステオン切断面を C 面とする。

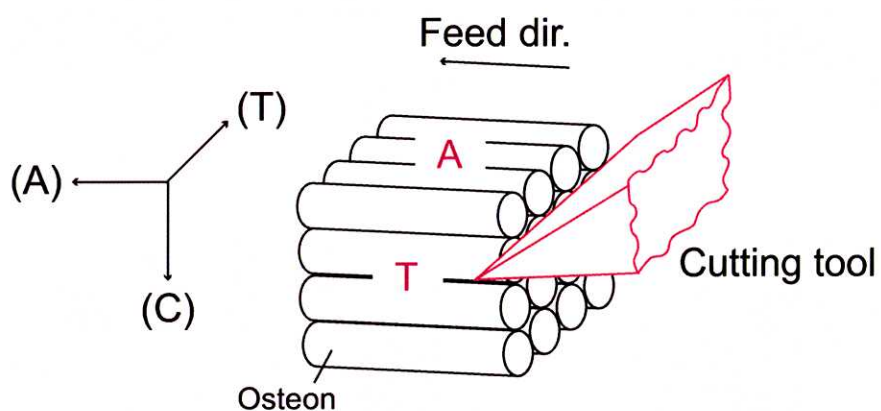
一般的には、三つの面でそれぞれ2方向の切削方位が考えられる。例えば、切削面を A 面にとった場合、異なった方向として、切削方位は A 方向と T 方向の2方向が選択できる。また、切削面を T 面にとると切削方位は A 方向と C 方向が選択できる。ところが、このような丸棒状のオステオンを積み重ねた構造では、A 面で T 方向に切削することと T 面で C 方向に切削することとは同意義になる。同様に T 面で A 方向に切削することと A 面で A 方向に切削することも同意義となる。ということは、この2面で4方向の切削モードは、例えば、A 面で A 方向と T 方向の2モードで代表することができる。また、C 面においても同様のことがいえる。すなわち、C 面で C 軸方向に切削することと T 軸方向に切削することは同じと考えてよい。このことに関連して Wiggins ら [34] が報告した結果によると、幾何学的に同じ方位となる切削での切削抵抗には差がほとんどないことから、上述のように三つの方位にもとづいた切削形式を採用しても大きな違いはないと考えられる。

このような定義によって、Fig.3.13 に示すような3モードの切削形態を採用することにした。この三つのモードの切削形式によって皮質骨の切削異方性が議論できるはずである。この切削モードについては Plaskos ら [35] によっても定義されており、A 面 A 方向に相当する場合を “Parallel”，A 面 T 方向に相当する場合を “Transverse”，C 面 C 方向に相当する場合を “Across” として区別している。

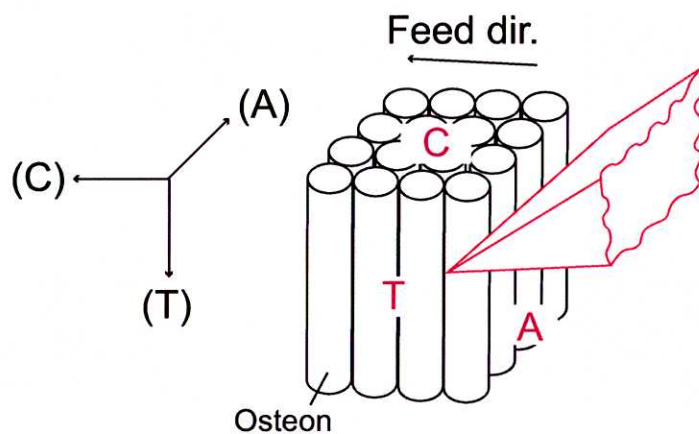
Fig.3.13 は前述の定義に従って、骨幹部における直交座標系と各軸方向の切削に



(a) Type T cutting (Transverse dir.)



(b) Type P cutting (Parallel dir.)



(c) Type A cutting (Across dir.)

Fig.3.13 切削方向のオステオン配向に対する定義

みられる切削異方性を図示したものである。Fig.3.13(a) は A 面をオステオン軸 (骨軸と同一) に対して直角方向で、オステオン棒の接線方向に削る、すなわち、接線軸方向切削の場合で、これをタイプ T 切削とする。Fig.3.13(b) はオステオン軸方向と切削方向が同一の骨軸方向切削の場合でタイプ P 切削とする。そして、Fig.3.13(c) はオステオン断面を骨幹部の半径方向に削るのと同等である半径軸方向切削の場合でタイプ A 切削とする。これらの切削面、切削方向は次章以降でも同様な取り扱いが行われる。

ここでタイプ T 切削とタイプ P 切削を比較してみると、タイプ T 切削では工具の進行にともなって、オステオン束の接線方向にコラーゲン線維をすくい上げるような切削挙動が推測される。すなわち、工具すくい面に被削材をせん断応力ですくい上げて切りくず生成が行われる。これに対して、タイプ P 切削では、オステオン軸の長手方向に削るが、この方向でのコラーゲン線維束は曲げ強度が高いために、生成された切りくずは折れずに大きな曲率でカールすることが考えられる。また、タイプ A 切削では、オステオン棒の断面が 1 本ずつせん断されるような切りくず生成となることが予測される。そして、Table 3.2 に示した機械的性質におけるせん断強度からみて、このタイプ A の切削抵抗が他の場合に比べて大きくなると考えられる。

3.5.2 エンドミルの上向き切削と下向き切削

骨切除装置では主としてエンドミルの外周刃を用いる。そのために、工具の回転方向と被削材の送り方向によって上向き切削になったり下向き切削になったりする。そのことが骨組織との関係で、本研究の骨切削にどのような影響をもたらすかについて考察する。

Fig.3.14 はエンドミル外周刃による上向き切削と下向き切削を図示したものである。図に示すように座標系を定義すると、切削抵抗は工具接線方向分力 (以降、接線方向分力) F_x , 工具半径方向分力 (以降、半径方向分力) F_y , 工具軸方向分力 (以降、軸方向分力) F_z で表すことができる。

Fig.3.14(a) に示すように、上向き切削では、切れ刃は切取り厚さがゼロの状態では被削材に接触し、切れ刃丸みの影響で、切れ刃は直ちに切り込みを開始せずしばらくの間上滑りすることがある。そして、図に示すように、半径方向分力と接線方向分力の合力は上向きとなり、被削材は上に持ち上げられようとするので、それを阻止するために下向きに大きな保持力を加えねばならない。

これに対して、Fig.3.14(b) 示す下向き切削の場合、一刃送り量に相当する切取り厚さから切削が開始されるので、上向き切削の場合のような切削開始点での上滑り現象は発生しない。その代わりに、回転する切れ刃が被削材に機械的に衝突して、いきなり一刃送り量の切取り厚さを削ろうとし、機械的な衝撃作用が発生する。ただし、この機械的衝撃作用は骨のように材料強度が低い場合には、衝撃吸収作用も大きく、その影響はさほどに大きくはないと考えられる。

例えば、Fig.3.15 は豚皮質骨の上向き切削と下向き切削の切削抵抗波形を比較したものである。下向き切削の切削開始点で機械的な衝撃作用があったと思われる鋭いピークが見られる。上向き切削と下向き切削では接線方向分力、半径方向分力は互いに逆向きになるのであるが、比較のために切削抵抗を同じ方向に示してある。

以上の議論より、人工膝関節の手術において人体関節部を下向きに安定的に保持しながら骨切削を行うためには、下向き切削が好ましい。ただし、切削開始点での機械的衝撃を緩和するためには大きな一刃送り量は避けるべきである。

しかしながら、以上のことがそのまま骨切除装置に単純に適用されるかどうかは別問題である。何故ならば、骨切除装置の工具の切削経路がどのように選択されるかによって、上向き切削を避けることができないことがあるからである。例えば、Fig.3.16 は人体標本の脛骨関節面を骨切除装置で切削した場合の例である。図に示すようにこの場合は、工具切削経路 Fig.3.16(1) で上向き切削を行っている。工具が Fig.3.16(1) の行程を終わると工具回転はそのまま規定の長さだけ工具を軸方

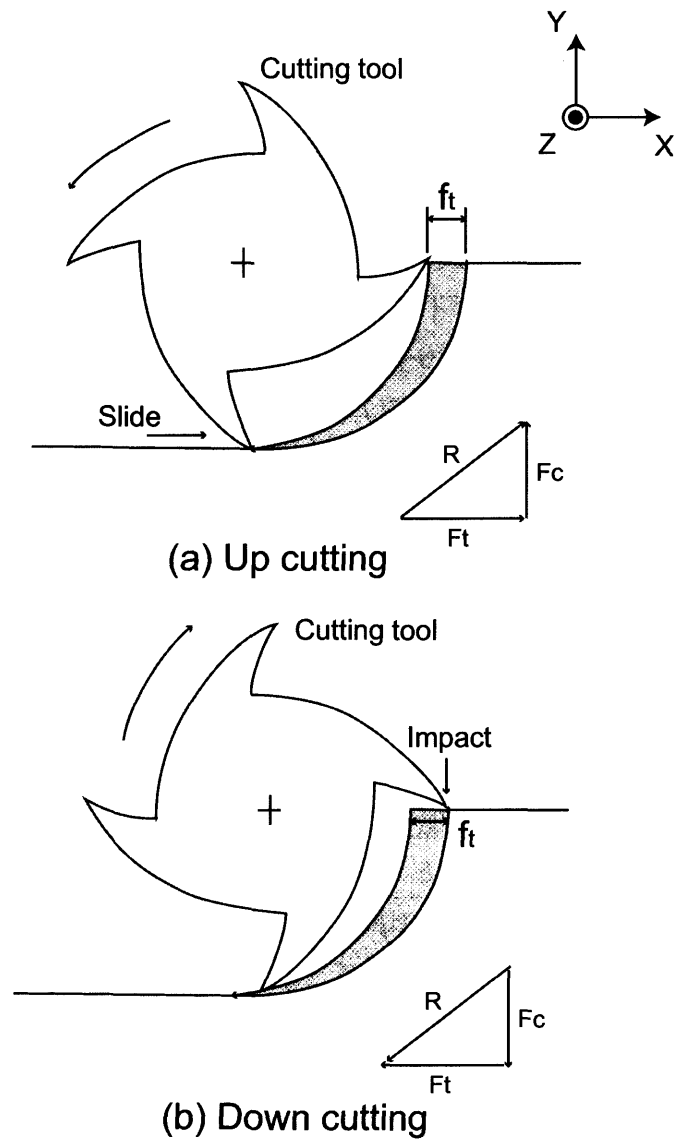


Fig.3.14 エンドミル外周刃を用いて切削を行った時の上向き切削と下向き切削の相違

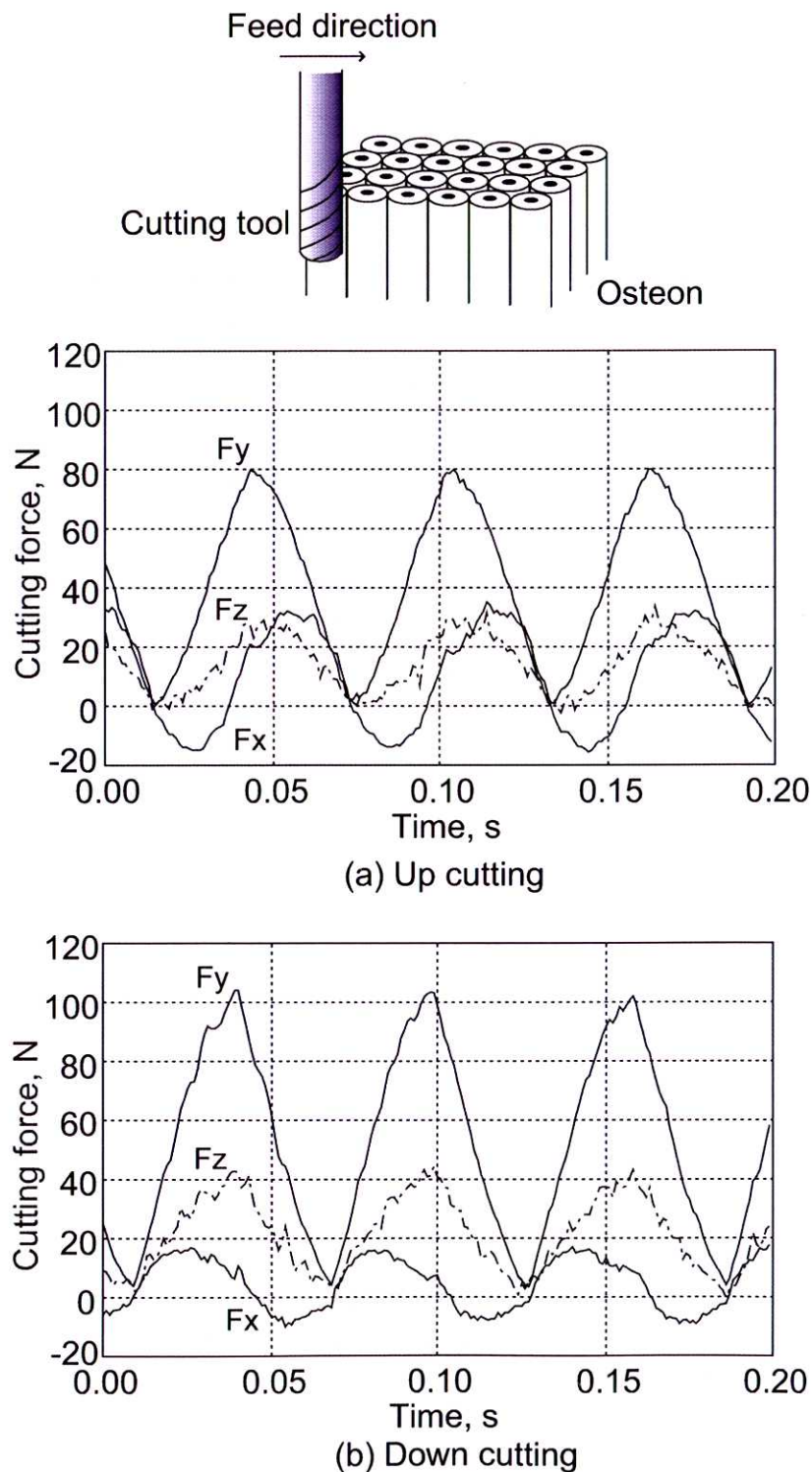


Fig.3.15 上向き切削および下向き切削における切削抵抗波形

Apparatus: Mazak VQC-15/40, Material: pig cortical bone, Density: 1.98g/cm^3
 Cutting dir.: X, Cutting tool: HSS, $\phi 10$, 2 flutes, helix angle: 30deg. , rake angle: 14deg.
 Cutting speed: 15.7m/min , Feed per tooth: 0.06mm/tooth , Axial depth of cut: 10mm
 Radial depth of cut: 5mm , Cutting type: Type T, Sampling rate: 1kHz

向前方に移動し、そのまま Fig.3.16(2) の切削行程に入る。Fig.3.16(2) の切削行程に入っても、工具回転方向は変化していないので、この切削行程では下向き切削となる。以下同様に、Fig.3.16(3) で上向き切削となり、Fig.3.16(4) で下向き切削、Fig.3.16(5) で上向き切削になる。およそ 5~6 回の工具往復でこの脛骨面の切削は終了する。

Fig.3.16(b) に示す切削抵抗波形において、大きなピークは皮質骨部を切削しているときの切削抵抗である。そして、ピークとピークの間は海綿骨の切削抵抗である。この場合、下向き切削のときよりも上向き切削のときに切削抵抗が若干大きくなる。患足固定治具と工具系との関係が複雑であるため、このデータだけでは明確な議論は難しいが、この場合には、人体標本の脛骨部の保持固定が弱いために、切削力によって上方に振動的に持ち上げられたためであると考えられる。

この Fig.3.16 の場合の上向き切削のデメリットを解消するには、Fig.3.17 に示すように、各切削行程の終わりで、工具回転はそのまま工具を元の位置に素早く戻し、工具軸方向に所定の切削幅だけ送って、再び下向き切削を行えばよい。ただし、この場合は、工具の戻し時間が必要であり、その分だけ全切削時間作業時間が長くなるために、できるだけ短い切削作業時間で終わりたい手術現場の術者はメリットにはならないと考えるであろう。しかし、この 50~80 mm の工具戻し行程を 2~3 sec で終わることができるならば 10~15 sec の無駄時間生ずるものの、考慮してもよいのではないかと考えられる。

また、エンドミルの外周刃で切削すると工具系の剛性不足のために長尺のエンドミルがたわみ、そのために加工寸法精度を損なう可能性が高い。このような可能性がある場合には、工具が手術部の生体に対して加工による損傷を与えないということを前提条件として、Fig.3.18 に示すように、シャンクの長さの短いエンドミルを切削面に垂直にして、いわゆる正面フライス切削を行えば、工具軸方向の剛性が高くなり、加工精度は大きく改善されることが考えられる。この場合でも半径方向分力のために工具にたわみを生ずるが、エンドミルの外周刃による切削の場合よりたわみの影響は小さい。

したがって、上述のいずれの方法を選択するかは手術する術者の判断にゆだねられるところだが、加工の高速化によって全切削作業時間を短縮する方法が開発されるならば、上述の下向き切削と正面フライス切削を組み合わせた加工方式は選択に値する方法となるであろう。しかしながら、いずれの場合でも、切削速度を高くしたために切削温度が上昇し、場合によっては骨組織の損傷を招く可能性も考えられるので、そのために必要な加工条件を実験の中から見出す必要がある。

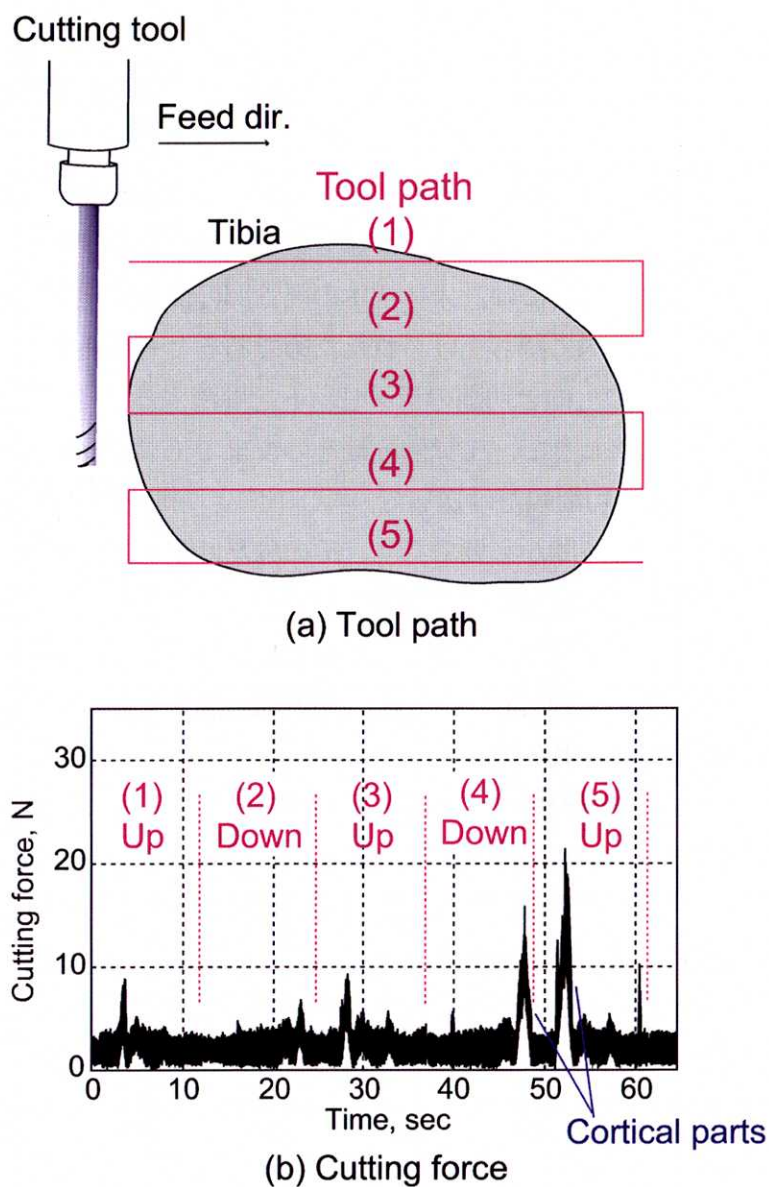


Fig.3.16 人体標本切除における工具経路と切削抵抗波形

Apparatus: Bone cutting robot, Material: tibia of human cadaver,

Cutting speed: 188.4m/min, Feed per tooth: 0.04mm/tooth, Axial depth of cut: 5mm

Radial depth of cut: 1mm, Cutting tool: HSS, $\phi 6$

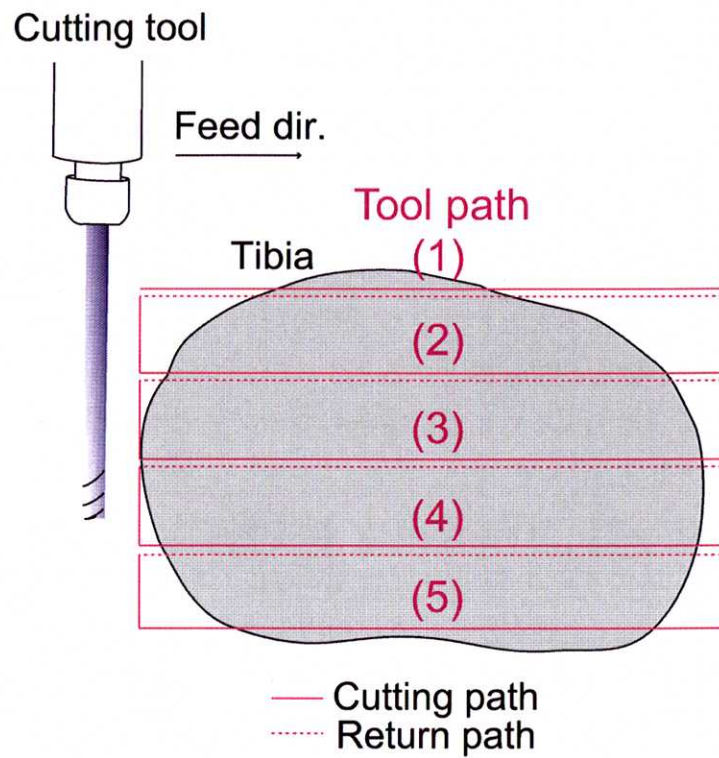


Fig.3.17 各行程終わりで工具位置を戻し、下向き切削のみとした場合

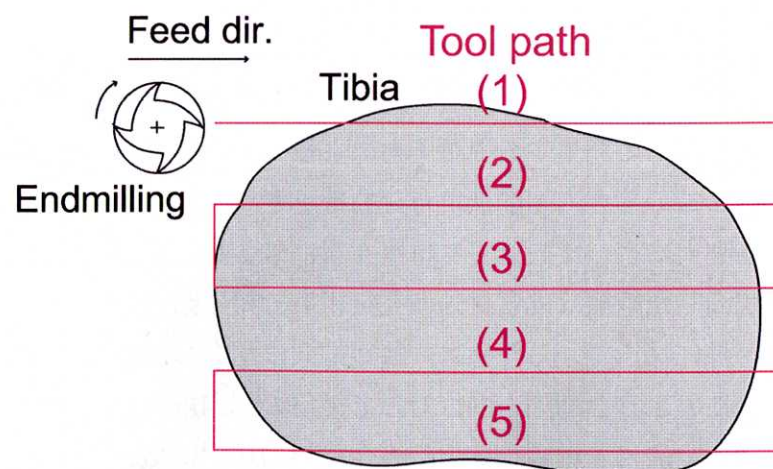


Fig.3.18 エンドミル底刃を用いた場合の切除方法

3.5.3 オステオンの配向と切削形態の関係

3.4 節でも述べたように、皮質骨は棒状のオステオンが骨軸方向に長く伸びた構造になっている。このオステオンは数 μm のコラーゲン線維が、ハバース管の周りで螺旋状に巻き付いて、その螺旋の向きが交互に交錯し、同心円状に何層も巻き付いて1本のオステオンとなっている。これをマクロにみると、前述のように、各オステオンは直径 200~300 μm の棒とみることができるので、オステオン組織はその棒の集合体組織と考えることができる。そのために、隣り合ったオステオンの境界部となるセメント線を結晶粒界とするとオステオン組織の断面は金属の多結晶組織に類似している。このような断面組織をもつオステオンが骨軸方向に沿って長く伸びているわけである。

これが切削されたとき、骨軸との関わりで典型的な異方性が考えられる。そしてそれとともに、オステオン組織が切削方向に対してある傾きをもっている場合には、その傾き方によって、我々が日常木材のカナナ削り作業で経験する“順目切削”や“逆目切削”と同一の現象が発生する可能性がある。したがって、骨手術などで行われる骨切削において、このような骨組織の配向と切削との関係を熟知しておくことは、正常かつ安定した人工膝関節置換術を行うためには重要な事柄であると推察される。

Fig.3.19 右は骨組織の配向角と切削方向で決まる切削形態を図解したものである。Fig.3.19(a) に示すように、組織配向角が切削方向に対して鈍角になる場合には、下向きの背分力のために、進行する工具が組織を前下方に押し込むように動き、刃先前下方に亀裂を生ずる。そして、すくい面せん断応力が被削材のせん断強度よりも大きい場合には、配向した組織に沿って工具すくい面上でせん断破壊が生ずる。これに対して、Fig.3.19(b) の場合には、せん断面方向のせん断抵抗が大きいために、工具刃先下方に発生する引張応力によって刃先前下方に脆性的な亀裂を発生しやすくなる。このときの切削抵抗背分力は小さく、深く侵入した亀裂と矢印方向に作用する切削力によって大きくブロック状に破壊した形態の切りくずとなる。

骨の場合、配向した組織は皮質骨の多孔質組織で特に顕著に観察される。何故ならば、皮質骨が疎になっているために、特定方向に配向した組織が容易に観察されるからである。このような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は、一般に一軸繊維強化型複合材料の切削において観察され議論されている [54][55][56][57][58] が、骨切削でも観察される。

例えば、第4章に後述するように、Fig.3.19 左図は多孔質の皮質骨を2次元切削したときに観察された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

をとる場合の例である。多孔質で孔や組織の変質のために正常なオステオン組織がほとんど判別できない状態になっているが、骨組織としては明らかに特定の方向に配向していることが分かる。Fig.3.19(a) は組織の配向角が約 150° をなしており、すくい角 35° の工具で切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削を行った例である。工具すくい面上にせん断型の切りくずが積み上がっているのが見られる。この場合、通常刃先前方に亀裂が進行し、それがせん断面に向きを変えて三角状の切りくずを生成排出する。

これに対して、Fig.3.19(b) は組織配向角が 30° の被削材を 5° のすくい角の工具で切削方向に対して鋭角の配向角をとる切削を行った例である。工具切れ刃が組織の欠陥部 (孔や疎の組織) に当たったとき、脆弱な組織が図のように内部へ鋭角に配向していると、刃先前方へ組織配向角に沿った大規模亀裂が発生し、それと主分力による曲げ作用でブロック状の切りくずが掘り起こされる。そのためこの場合では、設定切取り厚さ ($100\text{ }\mu\text{m}$) の約 3 倍の深さまで被削材は除去されようとしている。

このことから考えると、切削方向に対して組織が鋭角に配向する切削は設定切り込み以上の除去量になる可能性もあるので、骨切削において高い加工精度を得るためには、できるだけ避けねばならないということになる。ただし、現実の手術で骨を削る場合、工具の切削経路設定上どうしても避けられないことが多いが、第 4 章でも論ずるように、そのような場合には、切込や送りを減じたり工具すくい角を正に大きくとる配慮が必要となる。

3.5.4 エンドミル切削における骨組織配向の影響

前項の Fig.3.19 で切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削と切削方向に対して鋭角の配向角をとる切削の発生の可能性を 2 次元切削で検討したが、骨切除装置ではエンドミルを用いるので、ここで改めてエンドミル切削におけるオステオン組織配向の影響を議論する。

Fig.3.20 はエンドミル切削における組織配向と上向き切削、下向き切削との関係を示す。ただし、エンドミル切削では、工具の 1 回転の間に切削方向が大きく変化するので、Fig.3.13 に示したような単純な切削タイプで表現することはできない。

Fig.3.20(a) はオステオン軸方向 (骨軸方向) に上向き切削した場合である。このとき切削形態は鋭角配向でタイプ P 切削からタイプ A 切削に変化する。これに対して、Fig.3.20(b) に示す下向き切削では、タイプ A 切削から切削を開始しタイプ P

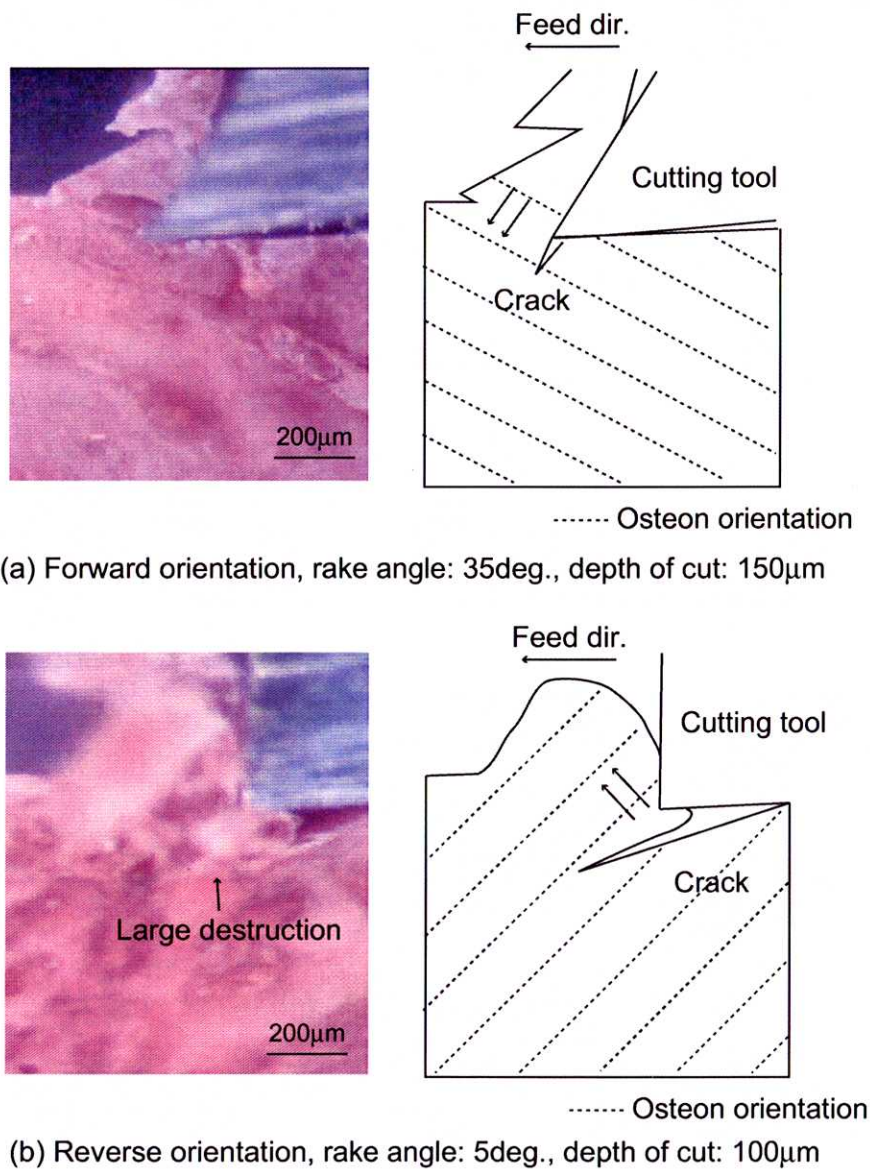


Fig.3.19 多孔質皮質骨の切削で観察された切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削と鋭角の配向角をとる切削

Apparatus: micro cutting tool under microscope,

Cutting tool: clearance angle: 5deg., HSS, 2-dimensional tool

Cutting speed: 125 μ m/sec, depth of cut: 100 μ m, Density: 1.65g/cm³

切削で終了するが、タイプ A 切削の終わってから配向角が切削方向に対して鈍角になる。すなわち、上向き切削と下向き切削では切れ刃の向きが逆になるので、被削材の切削が逆になる。したがって、切削開始時の切削方向をオステオン軸方向にとる場合には、3.5.2 節で述べたように、下向き切削を採用すべきである。

次に、Fig.3.20(c) は切れ刃が切削開始時にオステオン軸断面を上向き切削する場合であって、タイプ A 切削からタイプ P 切削へと切削形態は変化する。すなわち、オステオン軸断面の切削から次第に組織が切削方向に対して鈍角に配向した切削に変わり、切削終了時にはオステオン軸方向への切削に変わるが、組織が切削方向に対して鋭角に配向した切削にはならない。これに対して、Fig.3.20(d) の下向き切削では、切削開始時にオステオン軸方向への切削で組織が切削方向に対して鋭角に配向した切削の時期があり、切削終了時にはタイプ A 切削のオステオン軸断面切削になる。

このように Fig.3.20(a) から Fig.3.20(d) の切削形態では、工具の 1 回転中に切削方向が変化することに対応して、組織配向方向が刻々に変化し、それによって被削材の削られ方も変化するが、そのような切削方向や切削状態の変化しない場合がある。それが Fig.3.20(e) と Fig.3.20(f) に示す接線方向切削で、タイプ T 切削に相当する。オステオンを丸棒と考えると、その丸棒を横に並べた組織を丸棒の接線方向に削ることになる。これは例えば、木材の長手方向に伸びた木目を丸太の接線方向に削る場合に相当する。この場合、長い木材繊維に対して直角に削るので、日常的な経験で削りやすい反面、切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削のような滑らかな仕上げ面が得られないことが知られている。骨切削でも似たような切削仕上げ面になるのではないかとと思われる。しかしながら、この場合、図でも分かるように、工具 1 回転中のどの時点の切削状態をとっても、削られる骨組織と切削方向の関係は変わらず常に一つの切削形式で削っているので、その意味では安定した切削形式であると言える。また、Table 3.2 によると、この方向のせん断強度はタイプ A 切削に相当するオステオン断面半径方向のせん断強度の約 1/2 であるから、この方向は切削しやすい方向だといえる。

以上のようなことから考えると、Fig.3.20(e) と Fig.3.20(f) のような組織配向の影響のないタイプ T 切削に相当する切削形式が、皮質骨のエンドミル切削に適しているといえる。そして、3.5.2 節でも述べたように、上向き切削には被削材を持ち上げようとする切削力が発生するという、高精度加工にとって大きな欠点があるので、皮質骨のエンドミル切削に最も適した切削形式は接線軸方向の下向き切削、すなわち、Fig.3.20(f) であると言える。

次に、組織が切削方向に対して鋭角もしくは鈍角に傾いた場合のエンドミル切削状態を Fig.3.21 に示す。Fig.3.21(a) は切削方向に対して組織が鈍角に傾いた場合

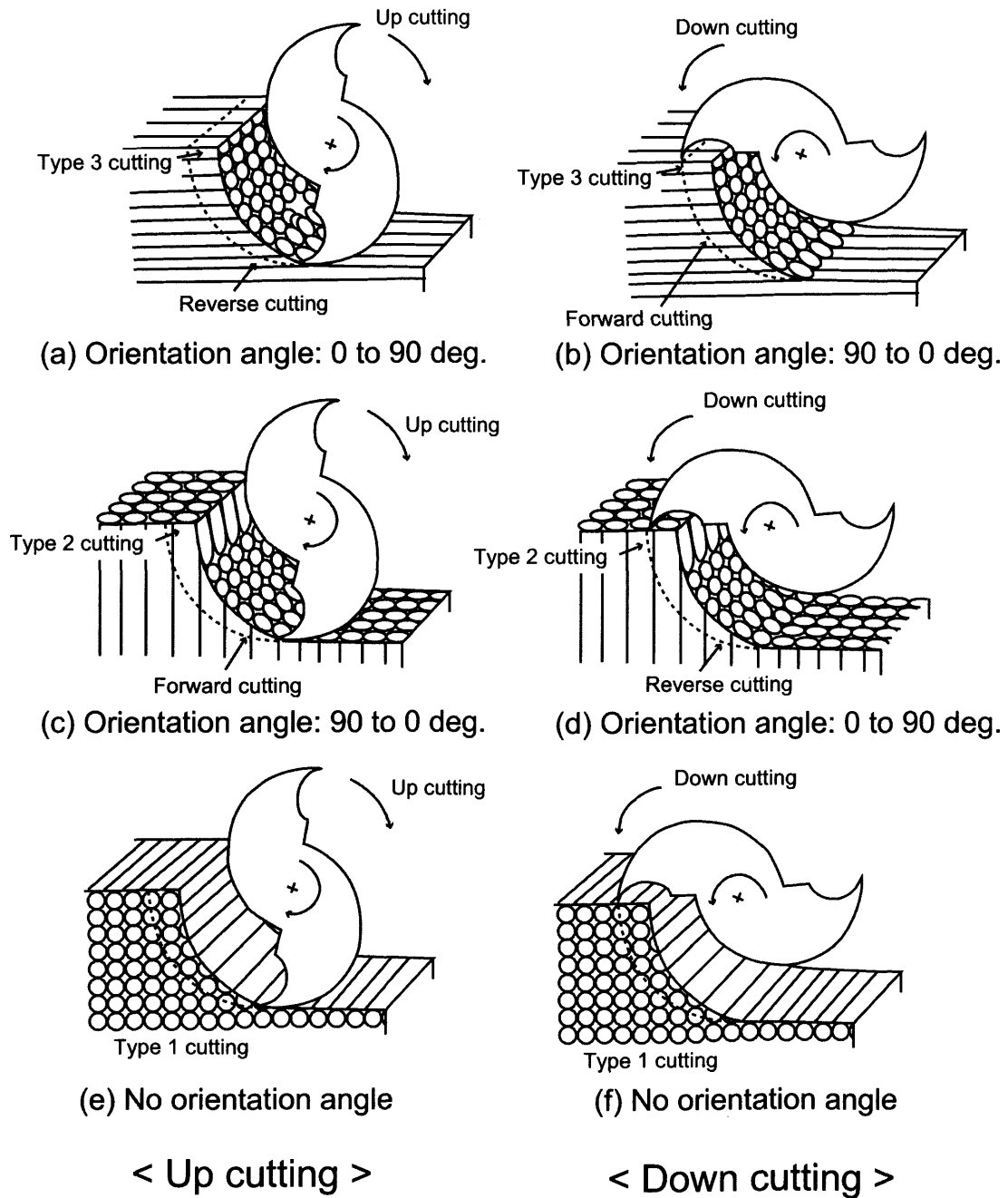


Fig.3.20 オステオン配向と上向き切削，下向き切削の関係

の上向き切削と下向き切削である。いずれも切削中に切削方向に対する配向角が鈍角から鋭角に切削状態が連続的に変化するが、上向き切削の仕上げ面は鈍角となり、下向き切削の仕上げ面は鋭角になる。Fig.3.21(b) は切削方向に対して組織配向角が鋭角の場合の上向き切削と下向き切削を示す。やはり Fig.3.21(a) の場合と同様に、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が連続的に変化するが、仕上げ面が鈍角になるか鋭角になるかに関しては Fig.3.21(a) の場合と逆になる。したがって、この Fig.3.21(a) と Fig.3.21(b) を比較してみると、仕上げ面を切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削で仕上げる Fig.3.21(a) の上向き切削か Fig.3.21(b) の下向き切削が骨切削に適しているということになるが、3.5.2 節でも述べたように、上向き切削では被削材を上を持ち上げようとする切削力が発生するので、これを強固に保持しなければならないというデメリットが生ずる。そこで、骨組織が切削方向に鋭角に配向している場合には、下向き切削が最も優れた切削形式であるといえる。

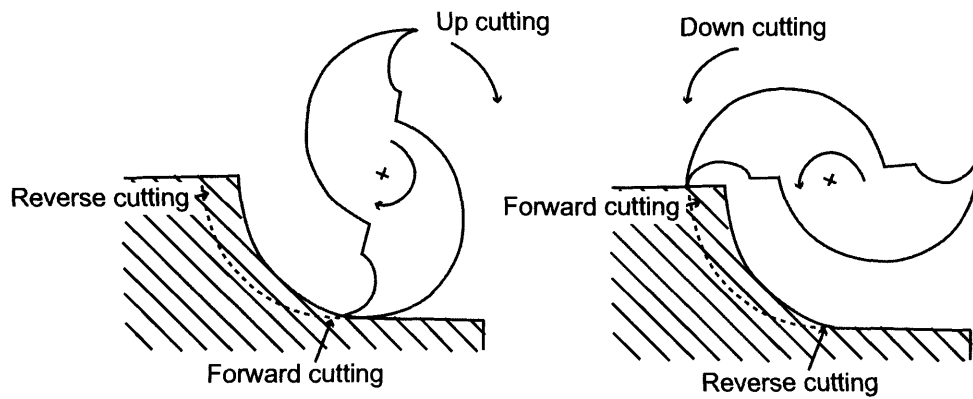
ただし、次項でも述べるように、実際の膝関節部の骨切削では色々な方向に傾いた関節面の切削が行われるので、かならずしも最良の切削形式や形態がとれるとは限らない。そのために、関節の各面を最良に切削するための工具経路の設定が重要となる。これについては次項で述べることにする。

3.5.5 組織配向性からみた工具経路

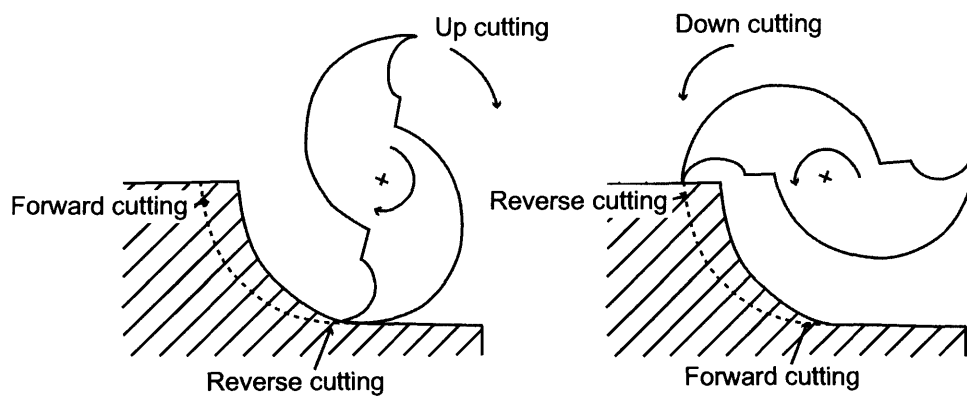
3.5.2 節から 3.5.4 節までに述べた骨の切削形式や形態の実態にもとづいて、実際の人工膝関節置換術では、骨切除のために使用するエンドミルをどのような切削経路で用いることが望ましいかについて本項で検討する。

Fig.3.22 は大腿骨と脛骨の膝関節面である。人工関節を装着するためには、この関節面を人工関節の形状に合わせて削らねばならない。この時、脛関節面に関しては、人工関節の脛骨ベースプレートが平面であるので、脛骨の膝関節部は平面に削ればよいから、ここでは特別にそれについての形状的な検討は行わないことにする。これに対して、大腿骨側の膝関節面はその形状から推測できるように、複雑な形状に削らねばならない。

今この関節部に人工膝関節が装着された状態を Fig.3.23 に示す。大腿骨側では、生体の大腿骨と 1 から 5 までの番号で示す 5 つの平面で構成された人工関節の大腿骨コンポーネントが接触する。そのために 1~5 の面が精度よく接触するように大腿骨側の接触面を切削することになる。その切削をいかに精度よく速く行うかが

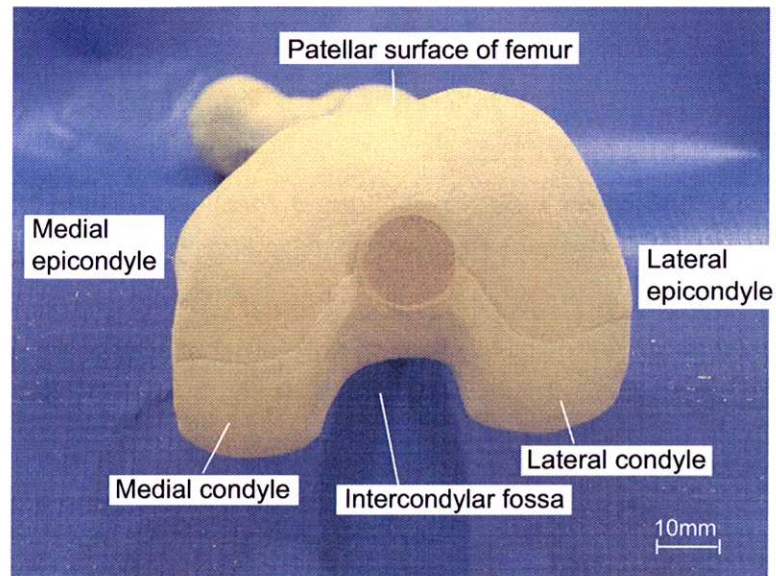


(a) Orientation angle to feed dir. is obtuse (135deg.)

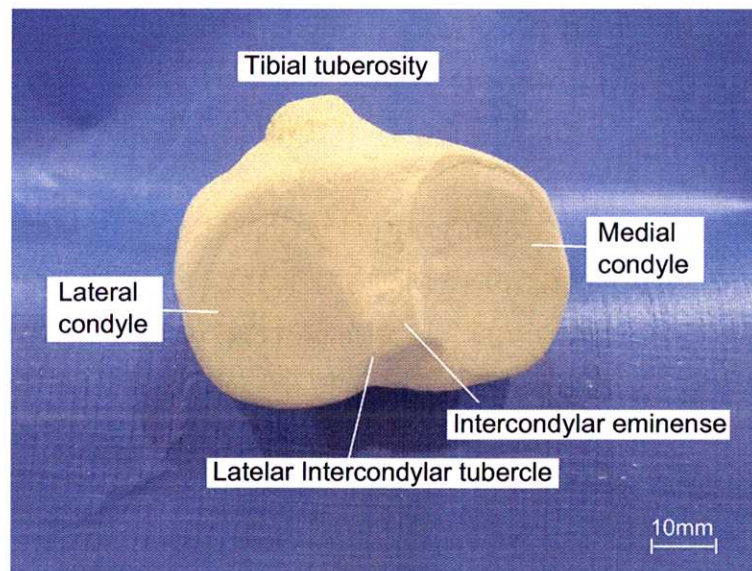


(b) Orientation angle to feed dir. is acute (45deg.)

Fig.3.21 配向角が鈍角，鋭角である場合の切除メカニズム



(a) Distal end of femur



(b) Proximal end of tibia

Fig.3.22 大腿骨遠位部および脛骨近位部

本研究の目標ということになる。この大腿骨コンポーネントは、図に示すように関節接触部が二股に分かれている。

これに対して、脛骨側の膝関節部では、装着される人工関節の底面が平面であるので、生体骨は6の個所を平面切削すればよい。そして、その上に脛骨ベースプレートとポリエチレンの脛骨コンポーネントを乗せて脛骨関節の人工関節とする。したがって、脛骨側の骨切削は単純な平面切削であるから前述のようにここではそれに関する特別な検討は行わない。

大腿骨側の人工関節を装着するためには、Fig.3.24(a)に示す生体骨の1から5の面の切削が必要である。そこで、大腿骨の関節面を削るには骨軸に沿った方向に削る方法と骨軸に直角で接線方向に削る方法の2方法が考えられる。この二つの切削方法のいずれが関節部の骨切削に適しているかについての考察を行う。ただし、ここでは、全ての面においてエンドミルの外周刃を用いた側面加工を想定する。

ここで断っておかねばならないことは、本項で切削問題の対象とする骨はすべて皮質骨だということである。しかし、大腿骨側も脛骨側もその関節部を削るとなると工具は間違いなく皮質骨と海綿骨とを同時に削ることになる。そこで、本来は関節部の骨切除問題に海綿骨も含めねばならないのであるが、これに関しては次のような見解をとった。すなわち、3.2節でも触れたように、また、第5章でも述べるように、皮質骨は海綿骨に比べて密度が約2倍、引張強度が約5倍で機械的性質が高く、そのために比切削抵抗が4~5倍も高いので、明らかに皮質骨は海綿骨よりも難削性が高い。したがって、切削性からみた関節部の骨切削問題は皮質骨を中心に検討できると判断した。

ただし、3.5.4節の議論から関節部の生体骨の切削には下向き切削が適当であるので、以下の切削経路の検討は下向き切削の場合について行うことにする。

Fig.3.24(b)は、3面を除いて大腿骨膝関節部を骨軸方向もしくは斜めに切削する場合を示す。1から5の面でそれぞれaとbの2方向に削る場合が考えられる。このとき1のa, b方向ともに下向き切削では、Fig.3.20(b)の切削状態に該当する。すなわち、切削開始直後はFig.3.13に示したタイプAの骨軸断面切削になるが、やがて切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削に移り、最後にはタイプPの骨軸方向切削で切削を終了する。また、5の面も1と同一の切削現象となる。

2と4の面はa, bの切削方向によって切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削になる場合と鋭角の配向角をとる切削になる場合が考えられる。例えば2面では、a方向は切削方向に対して鈍角の配向角をとる切削となるがb方向に削ると鋭角の配向角をとる切削となる。そして、4では2と全く逆の切削状態となる。

3ではaとbのどちらに削っても同じ切削状態で、切削の最初は皮質骨の外輪状層板を削り、やがて切削量が増えて外輪状層板を削り終わると、Fig.3.20の(d)の

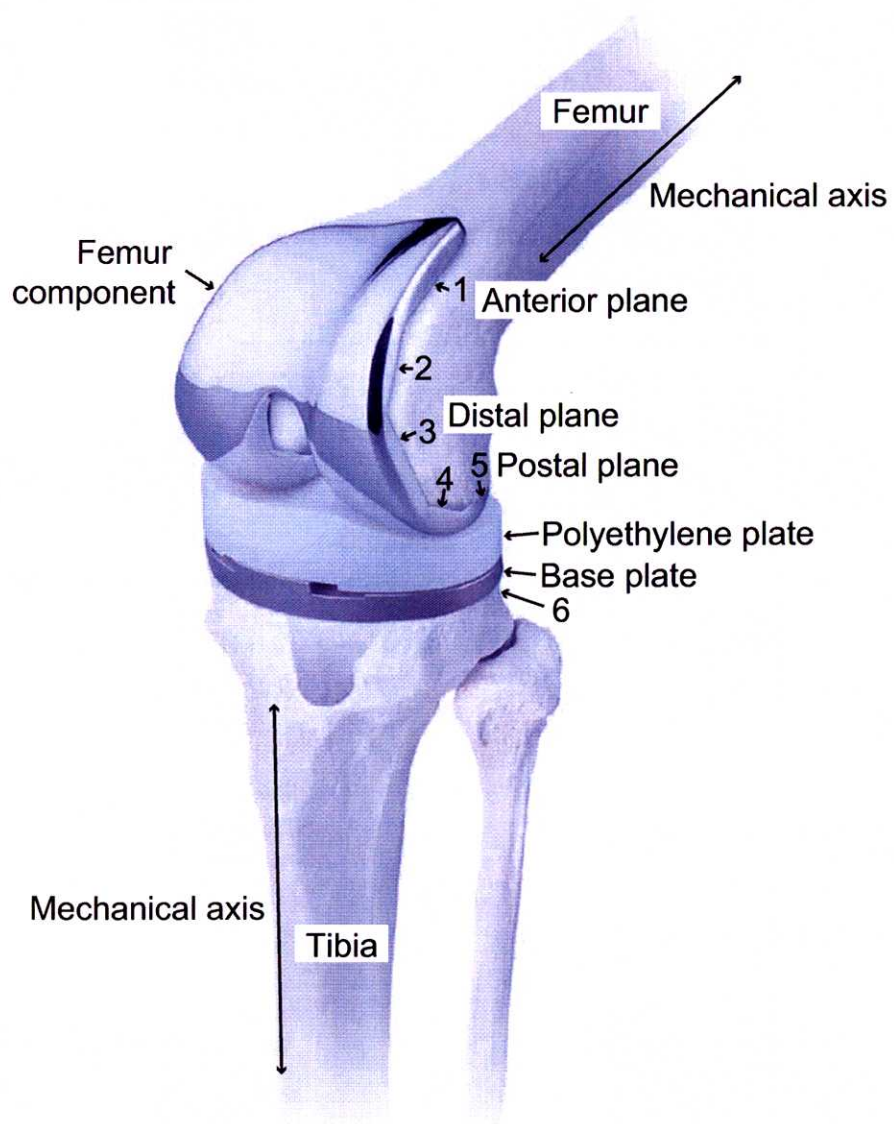


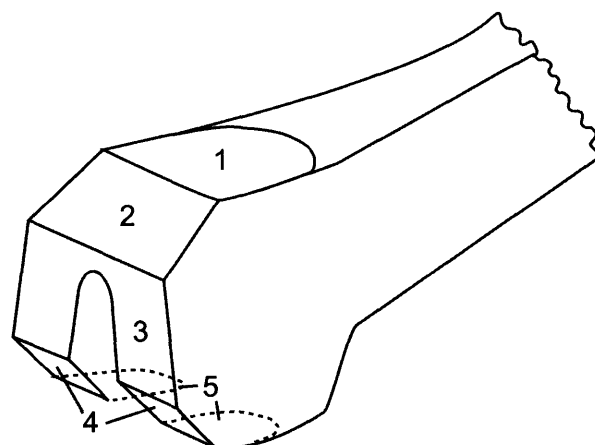
Fig.3.23 膝関節における人工関節設置面

切削状態となる。それ以降しばらくは骨軸に平行なタイプ P の切削形式となるが、切削途中で切削方向に対して鋭角の配向角をとる切削となり、切削終了時にはタイプ A 切削の骨軸断面切削で切削は終了する。

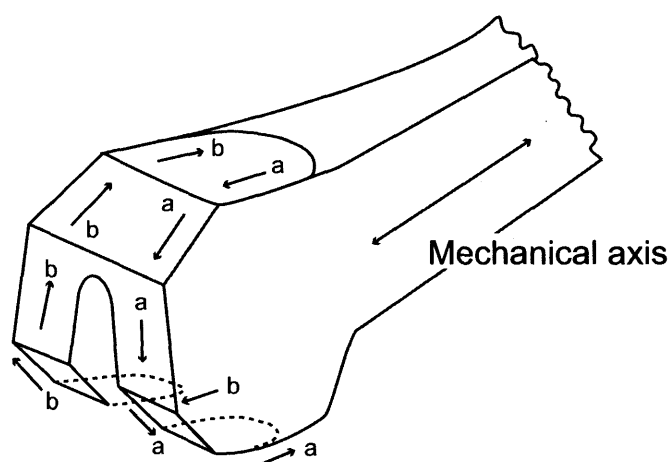
この骨軸断面方向のせん断強度が高いことから、この 3 の面における切削では高い切削抵抗が予測され、骨が削りにくい、いわゆる難削性が高くなると考えられる。したがって、これらの結果からすると、3 の切削時間になるだけ短いことが望まれる。一つの解決策は、この 3 の面を正面フライス切削することである。切れ刃形状を工夫したカッターを用い、生体に加工損傷を与えない範囲で可能な限り剛性の高い大きな直径のカッターを用いることが望ましい。

次に、切削方向を骨軸接線方向にとった場合について考える。Fig.3.24(c) は骨軸接線方向に切削する形式である。この場合、1 と 5 はほぼ同一条件で、図中の矢印のどちらの方向に削っても、Fig.3.13(a) や Fig.3.20(f) に示すように、骨軸の接線方向に削るので組織に配向角がなく、切削が骨組織の影響を受けることはない。また、2 と 4 の面は組織が斜めに傾いているが、これもオステオン組織を長手方向に直角に削ることには変わりがないので、組織配向の影響はないと考えてよい。3 の切削は基本的には Fig.3.24(b) の場合と同様である。

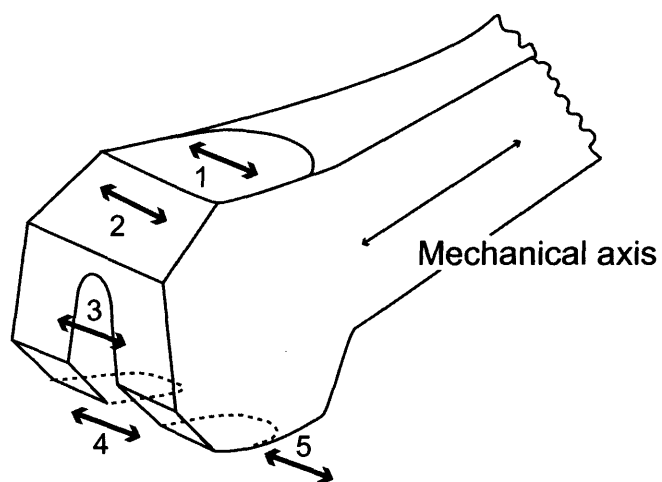
以上のことから考えると、この Fig.3.24(c) のように骨軸の接線方向へ削るとき、左右どちらの方向に削っても骨組織の配向がないので、常に同一の切削環境で削れるというメリットを有する。しかもこの切削方向のせん断強度は、Table 3.2 でも明らかなように、3 の面における切削の場合の約 1/2 であるから削りやすい方向であり、実際の人工膝関節置換術の骨切削においてはこの Fig.3.24(c) の切削経路を採用すべきであると考えられる。



(a) Definition of cutting planes



(b) Cutting method parallel to axis



(c) Cutting method right angle to axis

Fig.3.24 大腿骨遠位部における切削方向

3.6 結言

本章の結果をまとめると次のようになる。

- (1) 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ついて考察する必要がある。
- (2) 皮質骨のオステオン構造は、直径数 μm 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。
- (3) 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。
- (4) 骨幹部の表層の骨軸に沿った面内で硬度測定した結果、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る。
- (5) 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い。
- (6) コラーゲンの引張り強度はハイドロキシアパタイトよりも大きく、亀裂進展に対して与える影響が大きいものと考えられる。オステオン方向に対して直角に骨試料をせん断した時の破断面から、亀裂は直進せず、オステオン組織に応じて進展した形跡がみられる。
- (7) 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した時、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異方性が存在することを示唆する。
- (8) エンドミルの外周刃を用いる場合、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、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するために、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という、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。しかし、切削開始点での機械的衝撃を緩和するために、極端に大きな半径方向切込や1刃送り量をとることは避けねばならない。

- (9) オステオンはその棒状組織が骨軸に平行に揃えられた組織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 A 切削の 3 通りの切削方式で代表される。
- (10) 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切削と鋭角の配向角をとる切削が存在する。このとき，切削方向に対して鋭角の配向角をとる切削では設定切り込み以上の除去量になりやすく，仕上げ面も粗くなるので，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。
- (11) 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，膝関節部が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。
- (12) 実際に膝関節部の大腿骨側の骨切削に適用するには，組織配向影響のない骨軸接線方向に切削する切削経路を採用し，できれば下向き切削を採用することが望ましい。ただし，骨軸に直角な面と脛骨側の切削面は難削性が高いので，切削条件を軽減する必要がある。