

患部に負担の少ない下顎骨継ボルトのネジ山形状

(平成9年11月21日 原稿受付)

物 質 工 学 科 秋 山 哲 也
 物 質 工 学 科 寺 崎 俊 夫
 物 質 工 学 科 吉 永 裕 章
 産業医科大医学部歯科口腔外科 池 村 邦 男

Bone Screw Shapes to Lighten Patient's Burden

by Tetsuya AKIYAMA
 Toshio TERASAKI
 Hiroaki YOSHINAGA
 Kunio IKEMURA

Abstract

The suitable angle and pitch of a bone screw for a patient is investigated by using FEM method for 2 mm of a diameter.

From a precise viewpoent, the suitable angle for easy working is recommended as 36 degree. To reduce the maximun stress concentration factor in a bone at the edge of a screw, 1.6 mm of a pitch of the screw is recommended.

As a results, followings are recommened as suitable conditions for a patient's daily life, more than 2 mm of a diameter, 36 degree of a screw angle, 1.6 mm of a pitch and two bolts with three teeth.

1. 緒 言

前報⁽¹⁾で、著者らは下顎骨骨折部を固定するためのボルトの直径、本数および取付位置について有限要素法を用いて検討した。その結果、骨端部から2mm以上離れた位置に直径2mm以上のボルトを2本以上使用すれば、引張および曲げの両荷重負荷形式で患者の自重を支えることができることを述べた。

実際の手術ではラグスクリューまたはボーンスクリューと呼ばれる一種のボルトが用いられ^{(2),(3)}、このボルトは下穴を明けた骨にネジを切りながら挿入される。さらに骨折部が治癒した後再手術によってこのボルトは取り除かれる。

患者の立場に立つとネジ山が薄くかつ下穴が浅いほど負担が小さく、再手術後の治癒も速い。

本研究では、骨折部を一つの継手とみなし、ボルト接合体の応力分布を有限要素法を用いて調べ、応力集中部および応力集中係数の観点から、壊れ難くかつ患者に負担の少ないボルトの形状を歯先角度とピッチおよび歯数について調べた。

2. ボーンスクリューについて

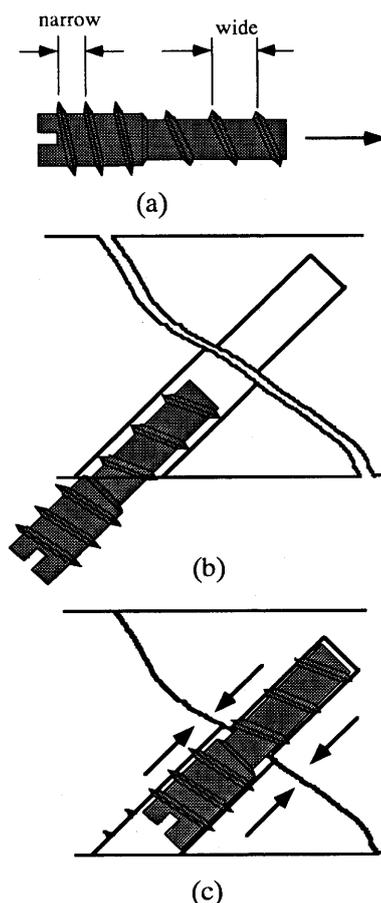


図-1 ボーンスクリューの模式図

図-1(a)に、骨継に用いるボンスクリューと呼ばれるボルトの模式図を示す。特徴は、ボルトの前部と後部でネジのピッチが異なることである。これは、(b)に示す下穴を明けた骨に挿入し(c)に示すように締め付けたとき、骨折した骨を互いに接近させ密着させるためである。

3. 有限要素法による局部応力の解析条件

3. 1 ボンスクリュー継手のモデル化

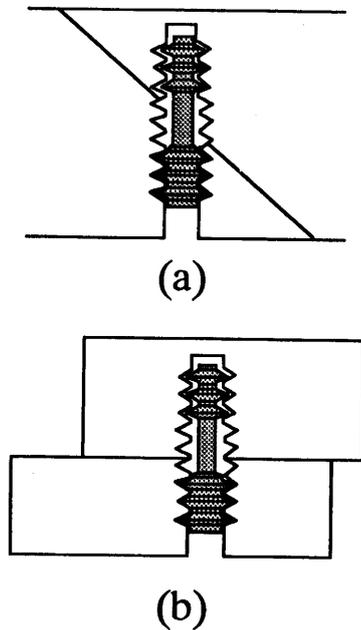


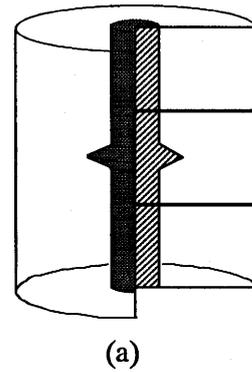
図-2 骨折断面のモデル化

図-1に示した継ぎ手の応力分布を計算するに先立ち、いくつかのモデル化を行った。図-2は、骨折切面およびボルト形状のモデル化を示している。まず、実際のボルトは前部と後部で異なる直径であるが、ここでは同一直径とした。更に、通常(a)に示すような破断経路の骨折部断面を、(b)に示す重ね継手として取り扱った。

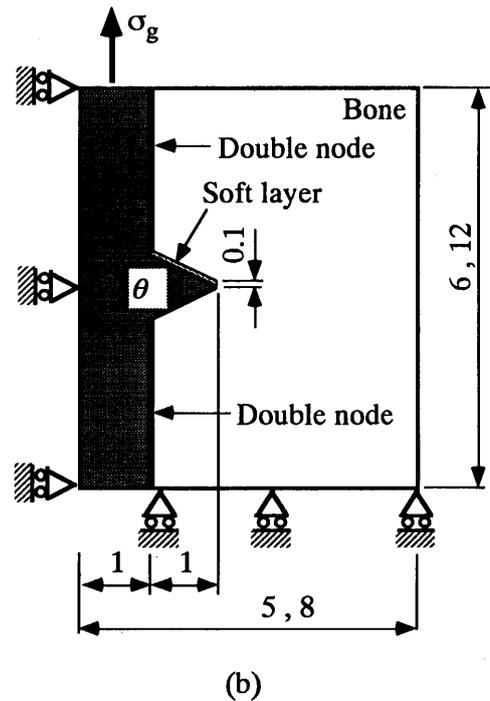
計算は、図-3(a)に示す軸対称問題とし、ネジ山近傍を(b)に示すモデルに置き換えた。

3. 2 計算領域

図-3(b)は、最も単純なネジ山が1つの場合のモデル図である。ボルトの半径は、前報⁽¹⁾の結果より1mmとし、ネジ山高さは1mm一定とした。荷重条件には、ボルトに引張荷重を与えた。骨とボルトの界面には、圧縮応力のかかるネジ山面(荷重負荷側)を除くすべての部分に二重接点を配置しボルトと骨との間で力の授受が無いようにした。圧縮応力のかかるネジ山面は、骨とボルトの接触面で圧縮応力のみ伝達されると考えられるので、前報⁽¹⁾と同様に厚さ0.1mmの軟層を配置した。軟層近傍の要素分割図の一例を図-4に示す。これらの条件は以後のすべ



(a)



(b)

図-3 軸対称モデル

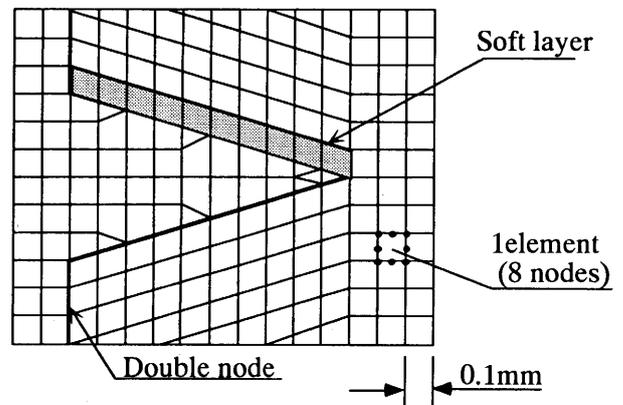


図-4 要素分割例

表-1 骨とボルトの機械的性質

	Tensile strength (MPa)	Compressive strength (MPa)	Youngs modulus (GPa)
Bone	80~160	130~280	20
Ti6Al4V	930		100

での計算に共通する。また、骨とボルト (Ti6Al4V 材) の機械的性質を表-1 に示す⁽⁴⁾。

外形寸法は、図-3 に示すように横 5 mm と 8 mm、縦 6 mm と 12 mm の 4 条件で行い、計算結果に及ぼす計算領域の大きさの影響を調べた。このときの歯先角度 θ は 45 度とした。

3.3 ネジ山角度モデル

ネジ山は薄いほどボルトの挿入時に削られる骨が少なく患者の負担が小さいと考えられる。そこで、図-3 (b) に示す歯先角度 θ を、45, 38, 37, 36, 34, 30, 20, 10 度と変化させて、計算を行った。

3.4 ピッチモデル

図-5 に、ピッチが小さい場合(a)と大きい場合(b)のボルト近傍の模式図を示す。ピッチが小さいとき、削り取られる骨の部分が接近しており骨部の強度低下が予想される。ピッチの大小は、図-5 (a), (b)を比較すると分かるように骨に刻まれるネジ山と骨端部の距離に影響して

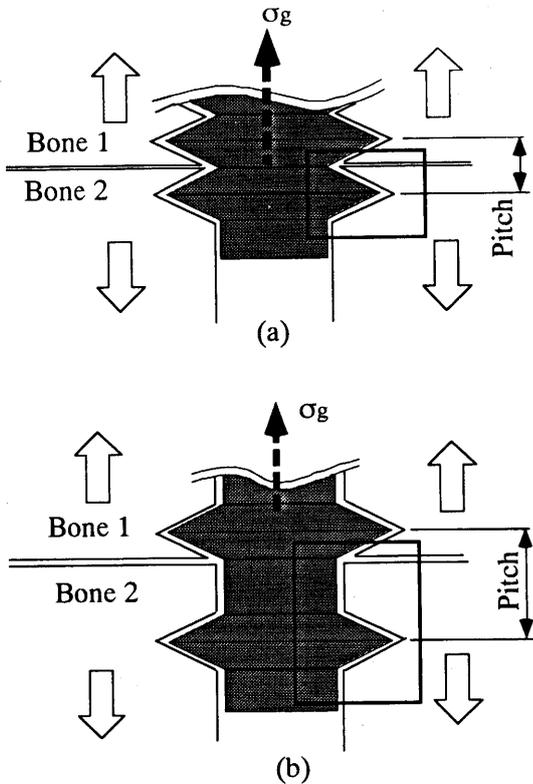


図-5 ピッチのモデル化

いる。そこでこの距離のみに注目した、図-6 に示すモデルをピッチモデルとして作成した。ピッチモデルでは、歯先角度 36 度とし、ピッチを 0.74, 1.60, 3.32 mm と変化させた。ピッチ 0.74 mm は、ネジ山が連続して存在する、図-5 (a) に相当する。

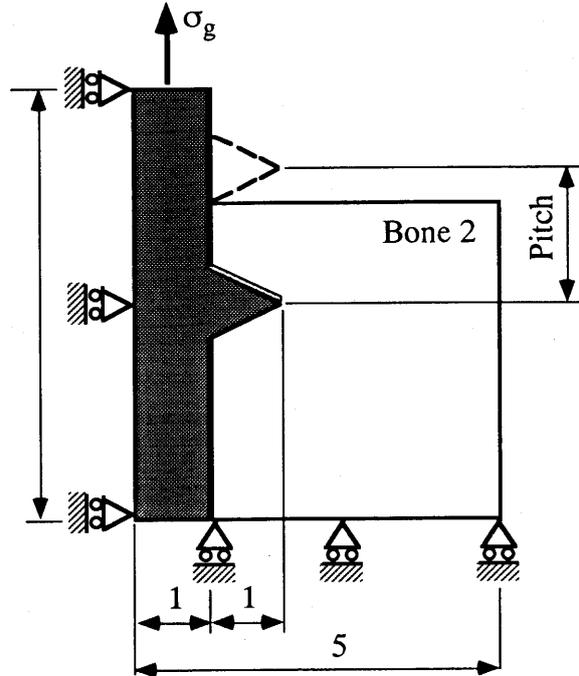


図-6 ピッチモデル

3.5 歯数モデル

接合に寄与する歯数が多いほど、1 つのネジ山の負担が小さくなり少ない数のボルトで継手が形成できると考えられる反面、前報⁽¹⁾の結果より最低 2 本のボルトが必要である。したがって、2 本のボルトで十分な強度が得られる歯数を検討することが重要である。本研究では、歯数 1 本の他に、図-7 に示す歯数 2 本、3 本の場合についても検討した。

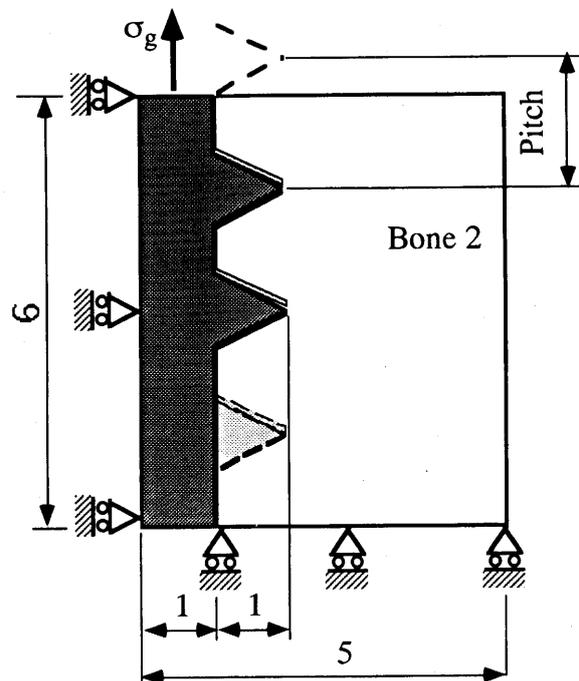


図-7 歯数モデル

4. 計算結果および考察

4.1 計算領域

図-8に計算領域を4種類変化させて行った計算結果を示す。図-3に示す σ_g を1としたときの応力分布であり、数値は応力集中度に相当する。尚、荷重負荷方向と負荷方向に直角方向の応力分布を調べた結果荷重負荷方向の応力の方が大きい値を示したため、以後、荷重負荷方向の応力のみを用いて議論する。

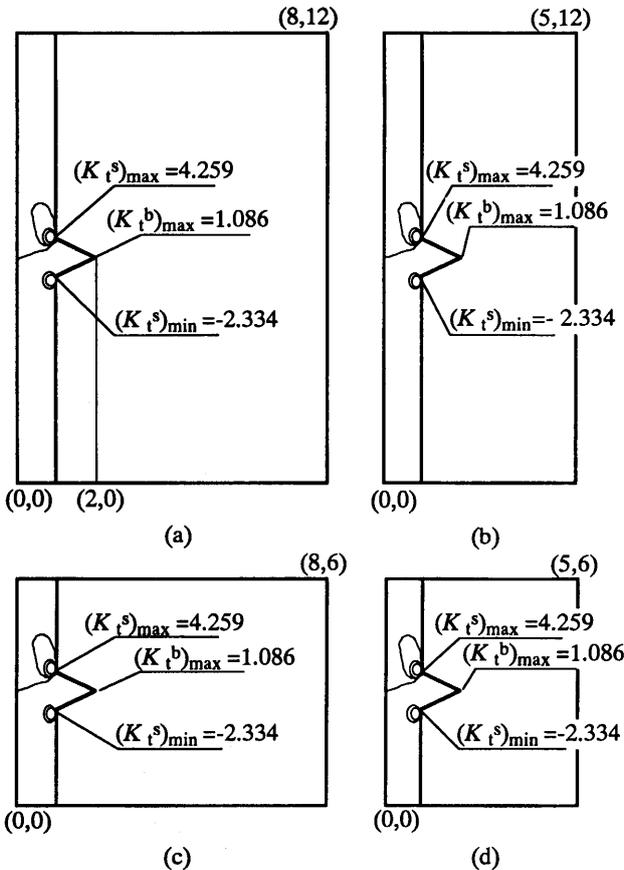


図-8 応力分布に及ぼす計算領域寸法の影響

計算領域をネジ山高さの3倍程度の大きさを設定すれば、無限に大きい条件と概ねみなせると考えられるため、4倍以上大きい条件図-8(a)を基準に、横、縦寸法を順次小さくしている。(a), (b), (c), (d)いずれも応力分布は同じで、図(d)の小さい計算領域で良いことが分かる。

以後、計算領域は $5 \times 6 \text{ mm}$ とした。

4.2 最大応力に及ぼすネジ山角度の影響

図-9に、ネジ山角度 θ が10度の場合の応力分布を示す。 $\theta = 45$ の図-8(d)と比較すると、骨部の応力集中度 $(K_t^b)_{\max}$ がわずかに低下し、一方ボルト部の応力集中度 $(K_t^s)_{\max}$ が大きく増加している。図-10に、計算結果をまとめて示す。 $(K_t^b)_{\max}$ に及ぼす θ の影響は小さいが、 $(K_t^s)_{\max}$ に及ぼす θ の影響が大きいことが分かる。

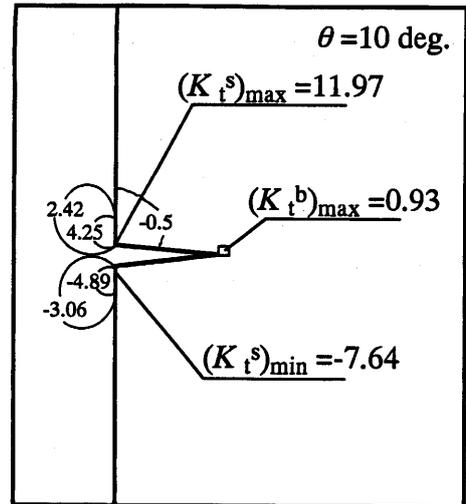


図-9 歯先角度が10度の場合の応力分布

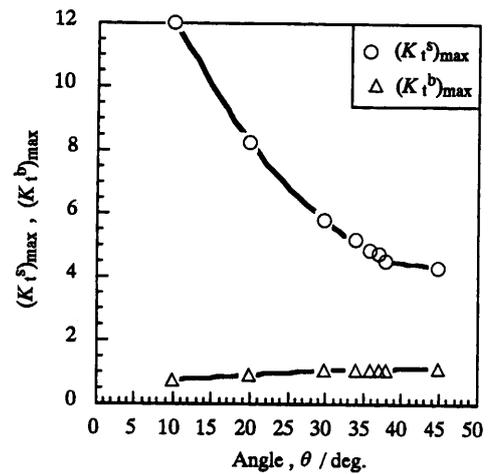


図-10 応力分布に及ぼす歯先角度の影響

表-1より、骨とボルトの強度比は $93/80=11.6$ から $930/160=5.8$ の間である。すなわち、図-10において $(K_t^s)_{\max}$ が $(K_t^b)_{\max}$ の5.8倍以上を示す範囲では、ボルトで破断する可能性が高いことになる。そこで骨とボルトの応力集中度の比をとって図-11に示す。 $(K_t^s)_{\max}/(K_t^b)_{\max}$

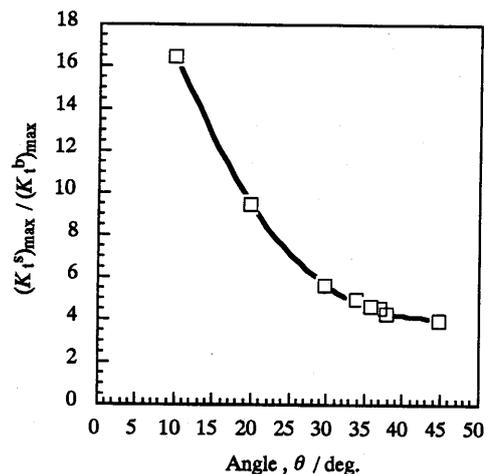


図-11 骨とボルトの最大応力集中度の比に及ぼす歯先角度の影響

が11.6の場合 θ は約16度, 5.8の場合約30度である。また, θ が35度以下では, わずかな θ の変化で $(K_t^s)_{max}/(K_t^b)_{max}$ が大きく変化することが分かる。この範囲では加工精度のわずかなばらつきが骨の中でのボルトの破損を生じかねない。そこで, $(K_t^s)_{max}/(K_t^b)_{max}$ の変化が暖やかでできるだけ小さい角度として, 36度を歯先角度とした。

4.3 最大応力に及ぼすネジピッチの影響

歯先角度を36度とし, ピッチを変化させた場合の $(K_t^s)_{max}$ と $(K_t^b)_{max}$ の変化を, 図-12に示す。ピッチが増加すると, 応力集中率は低下しており, 特に骨中の $(K_t^b)_{max}$ の低下が著しい。ピッチを大きくして応力集中を低下させるためには1.6mm以上のピッチを用いると効果的であり, 更に大きなピッチを用いてもそれ以上の効果はなく, 逆にボルトの長さが長くなり, 深い下穴を骨に明ける必要が生じると考えられる。以上より, ピッチを1.6mmとした。

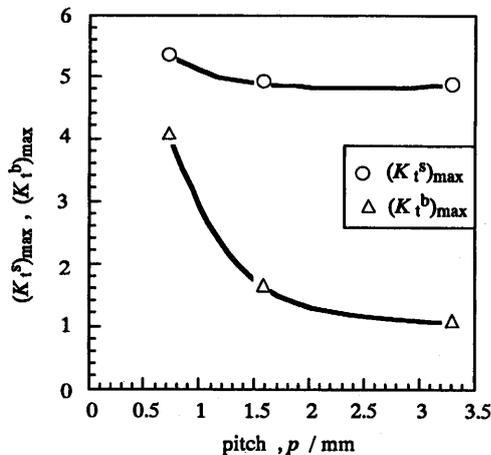


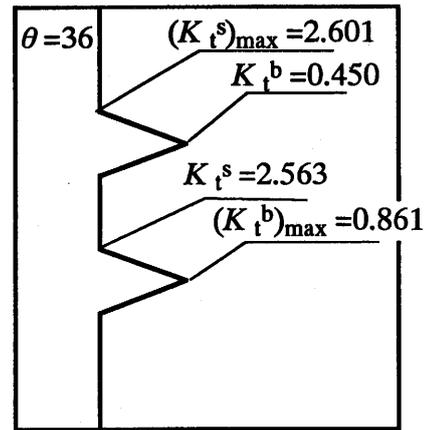
図-12 骨とボルトの最大応力集中率に及ぼすピッチの影響

4.4 最大応力に及ぼす歯数の影響

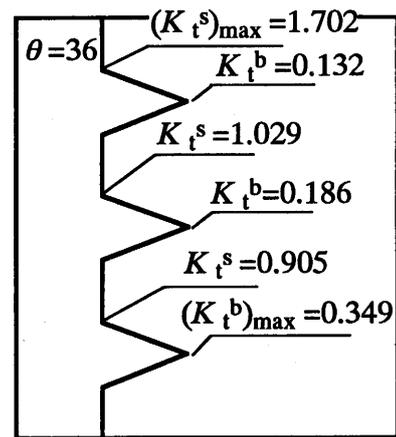
歯先角度を36度, ピッチを1.6mmとして, 歯数を2本, 3本と増加させた場合の応力分布を図-13に示す。図-12より, 歯数1の場合には $(K_t^s)_{max}=4.8$ と $(K_t^b)_{max}=1.6$ であった。図-13より, 歯数2の場合には $(K_t^s)_{max}=2.6$ と $(K_t^b)_{max}=0.86$, 歯数3の場合には $(K_t^s)_{max}=1.7$ と $(K_t^b)_{max}=0.35$ であり, 歯数の増加とともに応力集中率は低下している。

4.5 患部に負担の少ないボースクリュー形状と接合本数

4.2においてボルトの加工精度が厳しくないという理由から歯先角度36度を選んだ。4.3において, 応力集中率を



(a)



(b)

図-13 骨とボルトの最大応力集中率に及ぼす歯数の影響

低下させる理由から, ピッチを1.6mmとした。ここでは, 表-1から, 骨の強度を80 MPa, ボルトの強度を930 MPaとして, 安全な接合条件を検討する。

歯数が2本のとき, 図-13(a)より, ボルトの最大応力部が破断強度に達するときボルトにかかる荷重は

$$930 \times 10^6 / 2.6 \cdot 3.14 \times 10^{-6} = 1123 \text{ [N]}$$

骨の最大応力部が破断強度に達するときボルトにかかる荷重は

$$80 \times 10^6 / 0.86 \cdot 3.14 \times 10^{-6} = 292 \text{ [N]}$$

歯数が3本のとき, 図-13(b)より, ボルトの最大応力部が破断強度に達するときボルトにかかる荷重は

$$930 \times 10^6 / 1.7 \cdot 3.14 \times 10^{-6} = 1718 \text{ [N]}$$

骨の最大応力部が破断強度に達するときボルトにかかる荷重は

$$80 \times 10^6 / 0.35 \cdot 3.14 \times 10^{-6} = 717 \text{ [N]}$$

となりいずれの歯数の場合も骨部がボルトより小さい荷重で破断条件を満たすことが分かる。一方, 前報⁽¹⁾の結

果より、ボルト本数は最低2本必要であったから、骨部の破断条件は、歯数2で584 [N]、歯数3で1434 [N]となる。人のかむ力は通常60 Kgf (588 [N])とされていることから、歯数2では危険である。歯数3の場合、安全率約2.5で、安全である。

以上のことから、直径2 mm、山の高さ1 mm、歯先角度36度、ピッチ1.6mm、歯数3のボルトを2本用いれば、骨折部の安全な接合ができることが分かる。

5. 結 言

下顎骨折部接合用のボルトの安全で患者に負担の小さい形状を、歯先角度、ピッチ、歯数に注目して、有限要素法を用いて検討した結果、以下の結論を得た。

1) 歯先角度が増加するとボルト中の最大応力集中率は急激に低下し、35度を越えるとあまり変化しなくなる。

骨中の最大応力集中率の変化は小さい。

2) ピッチを増加させると骨中の最大応力集中率は急激に低下し、山高さの1.6倍を越えるとあまり変化しなくなる。ボルト中の最大応力集中率の変化は小さい。

3) 歯数を増加させると最大応力集中率を低下させることができ、その結果、直径2 mm、山の高さ1 mm、歯先角度36度、ピッチ1.6mm、歯数3のボルトを2本用いれば、骨折部の安全な接合ができる。

参考文献

- 1) 寺崎俊夫, 秋山哲也, 池村邦男:九州工業大学研究報告(工学編), Vol. 68 (1996), pp 1-7
- 2) Spiessl, B. and Schroll, K.: Spezielle Fraktur- und Luxationslehre, Band I/1, 1972, Georg Thieme Verlag.
- 3) 岡野雅一: 日大口腔学科, Vol. 15 (1989), pp 258-275
- 4) 宮永豊: 口腔・災害外科, Vol. 26 (1983), pp 1483-1491