

# 天然歯と下顎骨の咬合力分布 FEMモデル解 および人工歯根の設計について

瀧本 昭夫\*・山根 稔夫\*\*・田中 重喜\*\*\*  
藤井 敏男\*・岩谷 健治\*

A FEM Approximate Solution of the Biting Force Distribution  
for the Human Natural Tooth and Mandible Combination and the Discussion  
of the Design of Artificial Metal Tooth Roots for Implant

Akio TAKIMOTO, Toshio YAMANE, Shigeki TANAKA  
Toshio FUJII and Kenji IWATANI

平成2年7月29日 日本口腔インプラント学会20周年記念講演会で特別講演<sup>(1)</sup>として一部発表

## Abstract

For the human tooth implant, the various designs of artificial metal tooth roots have been used widely. The lower jaw ordinary moves much more than the upper jaw at the biting action, and the biting force distribution in the mandible implanted a tooth root decides if the implant works for a long period or not. Then, it is very important to implant a tooth root so that the biting force in mandible will be distributed as closely as possible to those of the natural tooth and mandible combination.

The actual biting force distribution in mandible of a person can never be obtained and we employed a two-dimensional FEM model of a tooth and its underneath mandible section. This model consists of following eight parts; a natural tooth, cortical bone I and II, bone trabeculae, newly grown bone, soft materials, dental canal, periodontal ligament and alveolar bone. Young's modulus (E) and poisson's ratio ( $\nu$ ) for some of the above parts are quoted from the literatures and those for the rest of them are postulated here. The FEM approximate solutions of the biting force distribution for three examples of the center incisor, the second premolar and the second molar are shown in the text. The FEM approximate solutions for the three different designs of the artificial metal tooth roots implanted into mandible are also reported. The tooth roots obviously concentrate the biting stress at around the neck of the cortical bone I and at around the downward contact point of cortical bone II. The volume and the distribution of the newly grown bones in mandible after operation affect the biting stress distribution. The design of the tooth roots used and the way to implant them also effect the stress distribution. The analyzed data is reported here in detail, and the comparison and the discussion on them are given.

## 1. 緒 言

歯のそしゃく機能は非常に複雑で、圧縮、せん断、曲げ、粉碎、ひきつぶしなどいろいろの力の作用が含

\*機械工学科

\*\*日本口腔インプラント学会

\*\*\*日本歯科先端技術研究会

まれており、上下左右に各々の作用に適した先端形状を持つ歯が並んでいる。例えば下顎左側では、中央部から中切歯、側切歯、犬歯、2本の小白歯、3本の大白歯と計8本で構成され、上・下顎の自由な咬合運動との組み合わせで、全ての咬合作用が行なわれる。咬合時、これら各歯にかかる力の大きさも各々異なり、例えば中切歯で約10kgf、小白歯で約15kgf、大白歯で約20kgfの圧縮を主とする咬合力が作用すると言われている。天然歯の咬合力は、歯根膜を介して歯根を支えている歯槽骨および歯槽骨上部で結合している下顎外側のCortical bone Iなどで上部の力を分担し、歯と下顎骨全体の結合を考えるとさらに下顎外側中・下部のCortical bone II、顎骨内部の骨梁、その間隙をうめている軟組織などもそれら力を分担している。天然歯と下顎骨の結合状態でこれら各構成部分が支える咬合力の実際の大きさを測定することができない。また、天然歯と顎骨構成各部を考えた咬合力分布モデル解は未だ、学会にも報告されていないのが現状である。一方、いずれかの天然歯が悪くなり咬合作用に耐え難くなると、その代わり人工歯根を植立するのが現代の最先端技術の一つで、適切な形状の人工歯根を顎骨に植立し、その頭部に人工歯冠をかぶせる方法である。この技術は欧米諸国をはじめ先進国でも積極的に研究されており、日本の技術並びに手術症例の解析<sup>(2)</sup>も世界をリードする勢いである。

しかし、生体への異物(人工歯根)の植立は当然、種々の問題を含んでおり、その生理学および力学的問題にはまだまだ解明されなければならない点も多い。この報告ではこれら人工歯根を下顎骨に植立するとき、最適の人工歯根設計形状および植立方法などを探るべく、まず、各天然歯とその直下の下顎骨の2次元弾性モデルを考え、FEM近似解で各構成部分に作用する圧縮咬合応力およびその分布を求めた。次に同下顎骨に人工歯根を植立した状態の2次元弾性FEMモデル解を求め、如何なる設計形状の人工歯根を如何なる方法で植立すれば、よりよい咬合力分布が得られるかを検討した。咬合力集中の大きさによっては、その集中部で骨吸収(消失する)という生理学的な現象も生じるため、その可能性も検討した。天然歯と下顎骨結合状態の2次元モデル解は、前述の8種類の天然歯とその直下の骨断面の解を求めているが、ここでは中切歯、第二小白歯および第二大白歯の例を報告した。また、人工歯根は一般的に利用されている約50種類近くの中から代表的なもの3種類選び、これらの植立方法も現在先端技術として使われている3つの方法について検討した。

なお、ここで報告した解は2次元弾性解であり実際には当然、弾性・塑性・粘性変形を含み、その上生理学的な諸現象をもあわせた複雑な3次元問題であるため実際の解となり難い点も考えられるが、これら弾性解は一つの基本的な考え方を与えるものとして報告した。関連学会でも弾性解による力学的な論文が報告されているのが現状である。

## 2. 実験方法

ここではまず各天然歯とその直下の下顎骨の2次元FEMモデルを作成し、これら2者の結合状態をその解剖構造に従って7~8つの構成部分からなるとした。Fig. 1 (a)は下顎骨に天然歯が並んでいる状態の正面図で、Fig. 1 (b)はその側面写真である。下図の天然歯の右端から左に向って、第三、第二、第一大白歯・第二、第一小白歯、犬歯、側中切歯、中切歯と並んでいる。これら各歯直下の右側下顎骨内の断面構造を示したのがFig. 2である。Fig. 2は人骨を切断して撮影したものである。下顎骨に天然歯が植立される状態では、これら骨の上部に歯根が入るV字型の孔が

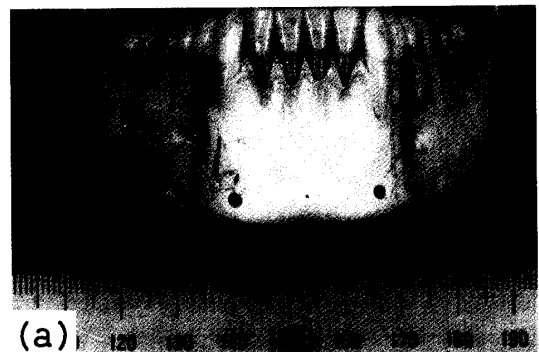


Fig. 1 (a) Front view of the teeth and mandible combination.

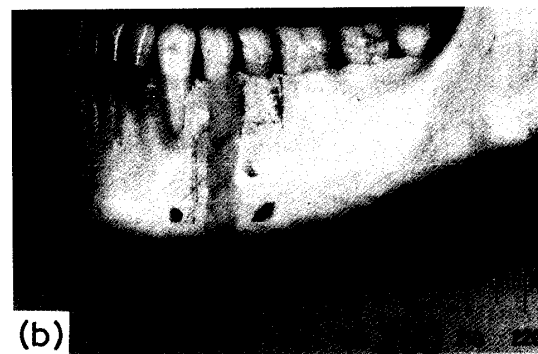


Fig. 1 (b) Side view of the above.

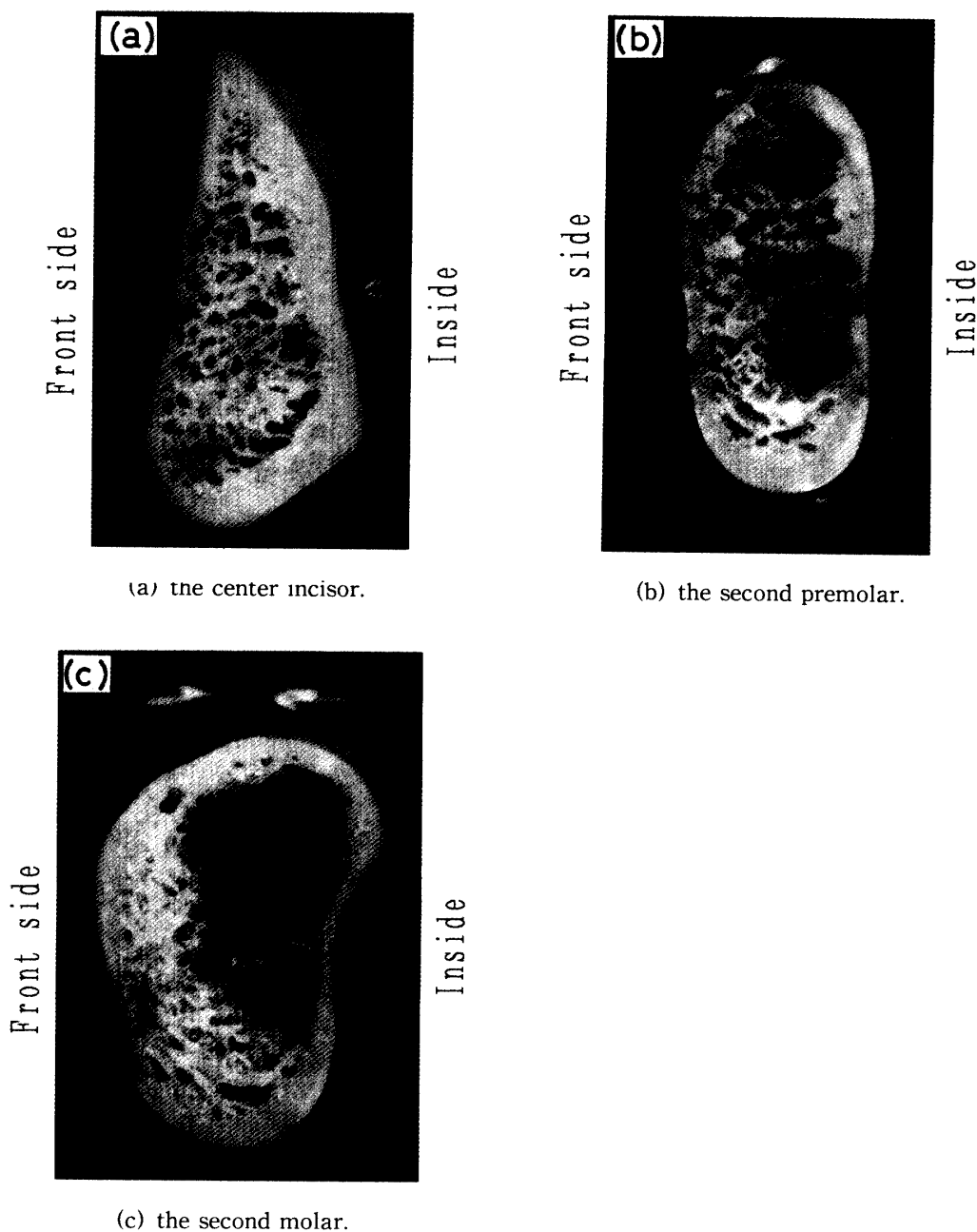


Fig. 2 Density of bone trabeculae in the human mandible underneath the indicated tooth.

あり (Fig. 3 参照), その孔部は歯槽骨 (又は壁) で囲まれている。天然歯が抜けた後, 何も特別な処置をしないで一定期間放置しておくとう図のように歯根の入る孔がふさがり, 顎骨上部がとじてしまう (生理現象)。Fig. 2 (a) は中切歯直下の下顎骨断面で左側が正面側, 右側が内側となる (Fig. 3 ~ 5 の断面は下顎骨左側のもので形状は逆になっている)。骨の中に網状に走っているのが骨梁で, 骨と同様な強さをもった梁がかなり密に分布しており, 天然歯または人工歯根にかかる咬合力の一部を支える役目をしている。骨梁の間には

軟組織が充満している。また, 周囲の骨の上部が Cortical bone I, 中部から下部までが Cortical bone II と呼ばれており, 前者のヤング率が約  $500\text{kgf/mm}^2$ , 後者のそれが約  $1000\text{kgf/mm}^2$  と報告している例<sup>(2)</sup>もある。Fig. 2 (b) は第二小臼歯直下のものの写真で Fig. 2 (c) は第二大臼歯直下の例である。これら骨の形状や骨梁分布の様子は当然, 個人差があり, ここに示したものは一例である。

上述の様に, 人間の歯と下顎骨の断面構造は 7 ~ 8 つの構成部分からなっている (ここでは天然歯を一部

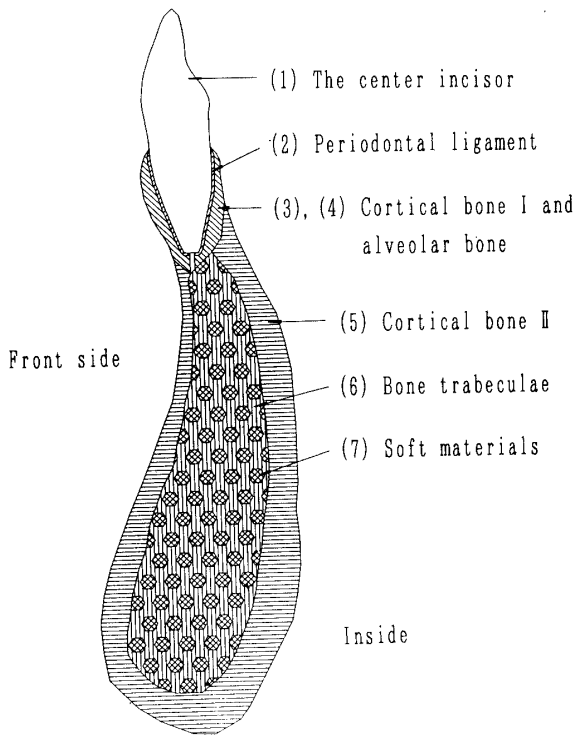


Fig. 3 FEM model for the center incisor which consists of seven parts.

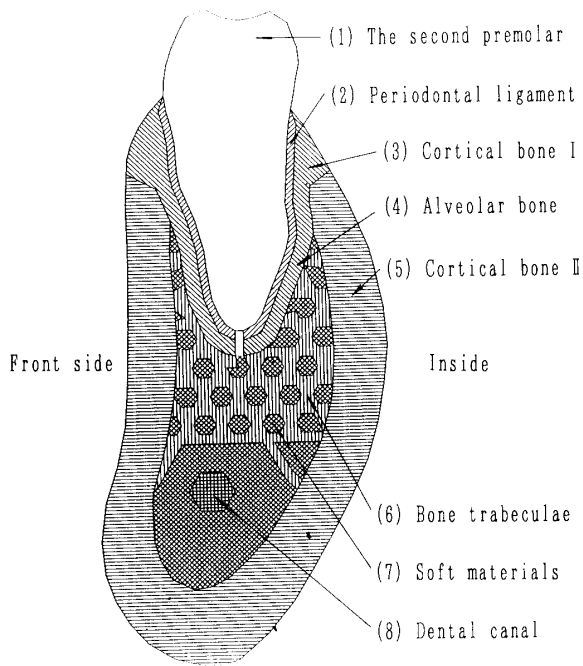


Fig. 4 A FEM model for the second premolar which consists of eight parts.

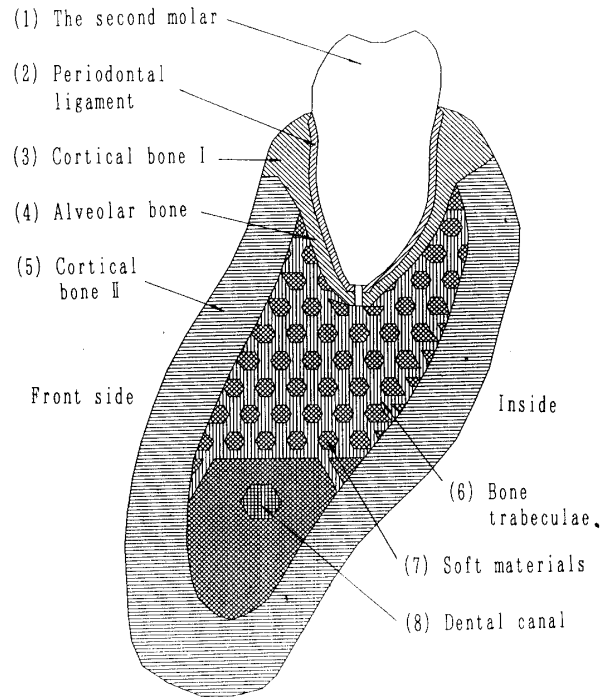


Fig. 5 A FEM model for the second molar which consists of eight parts.

分として示しているが、詳しくは歯そのものもいくつかの微小構成部分からなっている。ここでは下顎骨の咬合力分布を主たる問題としているためそれらは省略した。中切歯と骨の結合状態の二次元断面モデル図を Fig. 3 に示した。図の如く、(1) 中切歯、(2) 歯根膜、(3)・(4) Cortical bone I と歯槽骨、(5) Cortical bone II、(6) 骨梁および(7) 軟組織の7つの部分で構成されているとした。なお、下顎骨の外径は天然骨を切断した断面形状など<sup>(4)</sup>から求めた。以下全 FEMモデルには咬合力を支える為に Cortical bone II 底部周辺に 8~10 の作用点を考えた。Fig. 4 は第二小臼歯の断面モデル図で前者 (Fig. 3) に加えて (8) Dental Canal (神経などが通る孔) がある。前図 (中切歯, Fig. 3) は文字通り咬み切ることが主たる作用であるため下顎骨前・後の厚さも小さいが、ここでは小臼歯と云われる通り、粉碎力やひきつぶす力が作用するため歯の頭部もそれに適した形状をしており、それを受ける下顎骨断面も厚く、骨も肉厚になっている。Fig. 5 は第二大臼歯とその直下の骨断面モデルである。8つの構成部分からなり、粉碎力やすりつぶす力がさらに大きいところまで使用されるため、骨断面が一段と丈夫に出来ている。

これら構成部分からなる二次元 FEMモデルの歯に

圧縮の咬合力をかけ、その大きさを中切歯では10kgfと15kgf、第二小白歯では15kgfと20kgf、第二大臼歯では20kgfと30kgfとした。ここではモデルの奥行きを1mmとしたため、実際の歯の頭部断面積を求め単位面積当たり作用する咬合力を算出し、FEMモデルの歯の断面積(横幅×1mm奥行き)に作用する咬合力に換算した。また、これらの力は上・下歯の咬み合わせを考えて、現実の咬合作用に近づけるため傾斜分布(特に Figs. 4, 5 では歯の左上の凸部近傍に最大の力が作用し、右上端で最小になる直線分布)とした。

FEMモデルは歯と骨の大きさにより要素数1279~2248、節点数669~1160を用いて、平面ひずみ・荷重指定の解を求めた。各要素の二次元応力とひずみ、相当応力および相当ひずみ等を算出した。なお、各要素の弾性定数には Table 1 の値を用いた。表中いくつかの値はこれまで報告<sup>(2)</sup>されているものを、残りの値は手術経験の多い研究者(著者のうち2人)の意見を参考にして仮定した。なお、これら物性値を調べている研究者グループは世界中でも少なく、何れも Table 1 に示したいくつかの部分についての報告であり、全ての値を現実を知ることは現状では不可能である。

### 3. 解析結果および考察

天然歯と下顎骨および人工歯根と下顎骨の結合モデルで骨の実際の寸法は、例えば人工歯根を植立した第

二大臼歯で約36.4mm高さ×15.7mm幅である。この部分を約2200の小三角形要素に分割しているため、平均約0.26mm<sup>2</sup>の微小面積となり、これら各微小要素内の応力・ひずみを求めた。これら数値結果を図に表現するには色分表示するのが最適であるが(口腔インプラント学会での講演は色分けした図を用いた)、ここでは縦・横・斜めの細線密度で Table 2 の如く13区分で表示した。以下、例示した図は全て咬合応力(相当応力)分布やその解析結果をこの表に従って示したものである。また、表の下方に記した通り、モデル構成部分の弾性定数が違うと(Table 1 参照)、当然、各部分の骨吸収条件は異なると考えられる。例えば、歯槽骨では0.31kgf/mm<sup>2</sup>で吸収が生じると報告したものもある<sup>(5)</sup>。














#### 3.1 天然歯と下顎骨組合せの場合

Fig. 6 (a) は中切歯と下顎骨結合モデルに10kgfの咬合力をかけた場合の出力図である。この図では歯以外の部分の咬合応力の大きさを分かりやすくするため、歯の部分には出力は記入していない。咬合応力が歯根近傍に割合集中している。その様子を拡大して表現したのが Fig. 6 (b) で、歯根近くの左下および右下の歯槽骨と Cortical bone I (両方共、同じ物性値を有すると仮定している) からなる要素では割合大きな咬合応力が現れている。中切歯はその先端平面部分の面積が非常に小さくここでは約4.63mm<sup>2</sup>としたが、それでも10kgfの咬合力をかけるとFEMモデルに作用する咬合応力が2.16kgf/mm<sup>2</sup>となり、後述の第二小白歯の15kgfの咬合力で咬合応力0.7kgf/mm<sup>2</sup>、第二大臼歯の20kgf/mm<sup>2</sup>の咬合力で咬合応力0.72kgf/mm<sup>2</sup>に比べて約3倍の咬合応力が作用していることになる。今、使用したヤング率の値が正しく、また下顎骨のどの部分の断面でも cortical bone I は同じヤング率であるとする Fig. 6 (b) の咬合応力分布となる。歯槽骨および Cortical bone I 共に0.31kgf/mm<sup>2</sup>で吸収すると仮定すれば、多くの部分で吸収が生じることになる。しかし、実際には塑・粘性変形が生じそれ程咬合応力は大きくはならないし、またここで用いた10kgfの咬合力に達するまでに上・下の中切歯間で挟まれた食物が殆ど切断(食い切られる)されてしまうのであろう。ここに示した弾性解通りとすると、骨吸収が生じない条件を逆算すると約1/3~1/4の咬合力、即ち2.5kgfから3.3kgfの咬合力で中切歯による食物の切断が殆ど行なわれることになる。生きた人間の中切歯下の下顎骨のヤング率やポアソン比が正確に分かれれば、より正確な応力分布が求められることは言うまでもない。図中、

Table 1 Physical properties of the parts and materials employed for a FEM model.

1. Artificial Metal Tooth Root	:E=23,000kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.3
2. Cortical bone I	:E= 500kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.3
3. Cortical bone II	:E= 1,000kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.32
4. Bone trabeculae and newly grown bone	:E= 210kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.3
5. Soft Materials	:E= 10kgf/mm <sup>2</sup> ν= —
6. Dental Cannal	:E= 0.1kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.49
7. Natural Tooth	:E=10,000kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.3
8. Periodontal ligament	:E= 1,000kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.32
9. Alveolar bone	:E= 500kgf/mm <sup>2</sup> ν=0.3

Table 2 Symbols expressing the range of numerical equivalent stress obtained by FEM.

Biting Stress		
1.	0 ~ less than 0.05 kgf/mm <sup>2</sup>	
2.	0.05 ~ less than 0.10 kgf/mm <sup>2</sup>	
3.	0.10 ~ less than 0.20 kgf/mm <sup>2</sup>	
4.	0.20 ~ less than 0.30 kgf/mm <sup>2</sup>	
5.	0.30 ~ less than 0.40 kgf/mm <sup>2</sup>	
6.	0.40 ~ less than 0.50 kgf/mm <sup>2</sup>	
7.	0.50 ~ less than 0.60 kgf/mm <sup>2</sup>	
8.	0.60 ~ less than 0.70 kgf/mm <sup>2</sup>	
9.	0.70 ~ less than 0.80 kgf/mm <sup>2</sup>	
10.	0.80 ~ less than 0.90 kgf/mm <sup>2</sup>	
11.	0.90 ~ less than 1.00 kgf/mm <sup>2</sup>	
12.	1.00 ~ less than 1.20 kgf/mm <sup>2</sup>	
13.	larger than 1.20 kgf/mm <sup>2</sup>	

Different parts having different physical properties will vanish under different biting stresses. (For example, Alveolar bone is assumed to vanish at about 0.31 kgf/mm<sup>2</sup>)

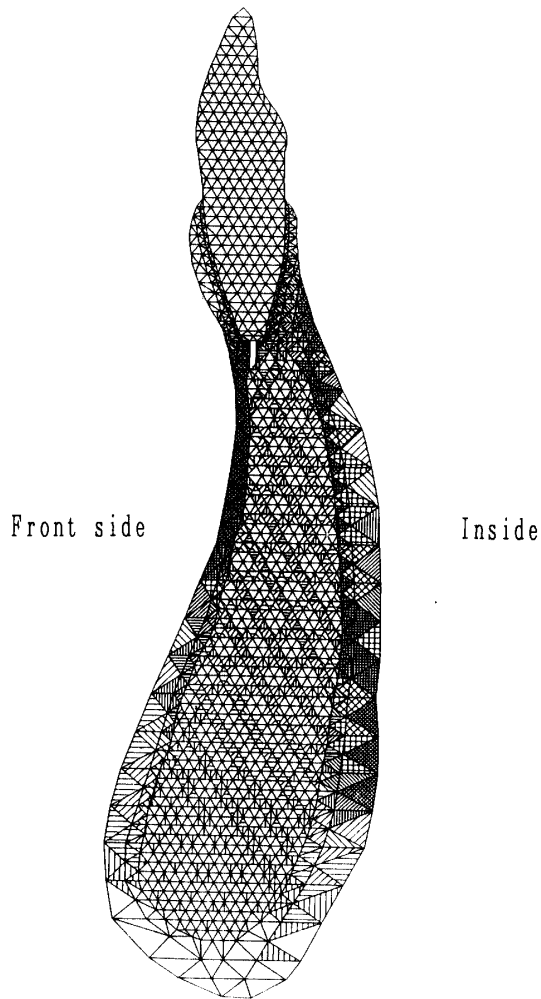


Fig. 6 (a) Biting stress distribution of the mandible underneath the center incisor at biting force of 10kgf.

太い実線で示したのが歯根膜、歯槽骨・Cortical bone Iの結合組織、骨梁の境界面であり、下側実線より更に下の骨梁部分でも割合高い咬合応力を示しているが、これも前で論じたと同様のことが考えられる。下側の実線以下の白い三角形部分、即ち咬合力が $0.05\text{kgf}/\text{mm}^2$ 以下の部分は骨梁間を埋めている軟組織である。また、天然歯底の白く縦長の部分は天然歯の神経が下部に抜ける小孔である。

次に、 $15\text{kgf}$ の咬合力をかけたときの第二小臼歯と下顎骨断面全域の咬合応力分布を Fig. 7 (a) に示した。その歯根近傍の図を拡大表示したのが Fig. 7 (b) である。この歯の上部面積が大きいため、より大きな咬合力下でありながら、前述したように咬合応力としては $0.7\text{kgf}/\text{mm}^2$ しか作用していないことになる。歯根周辺の歯槽骨・Cortical bone I域のFEM三角要素は殆ど

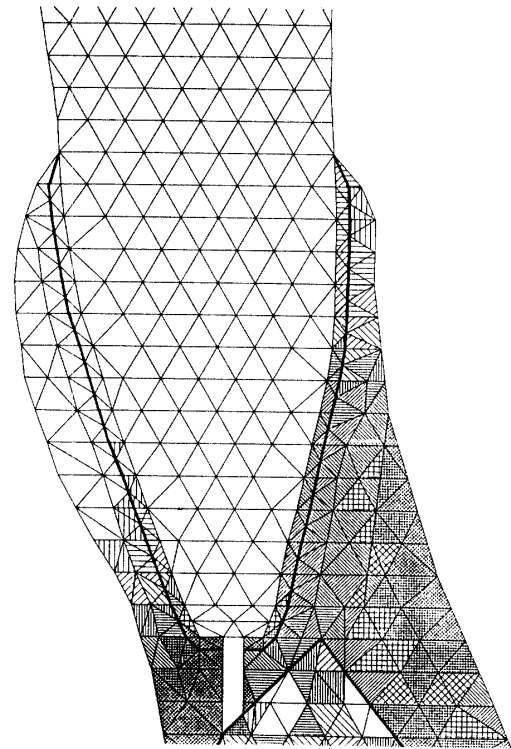


Fig. 6 (b) Enlarged neck part of Fig.6(a) to show the stress distribution in detail.

が $0.3\sim 0.4\text{kgf}/\text{mm}^2$ であり、ごく少数の要素だけが $0.4\sim 0.6\text{kgf}/\text{mm}^2$ の咬合応力下にある。この場合、下顎骨頭部の咬合応力値は小さく、その分布も当然ゆるやかである。Fig. 7 (a) では上部より、前面の下顎骨中程にむしろ大きな咬合応力が作用し、主たる力はこの部分で支えられると考えられ、歯根直下の部分には比較的軽い咬合応力が作用している。なお、ここでもこれら応力分布から判断すれば、咬合力 $15\text{kgf}$ と云う大きい力は常時作用するものではないのかもしれない。Fig. 8 (a) は第二大臼歯に $20\text{kgf}$ の咬合力が作用した場合の咬合応力分布全体図である。下顎骨断面は前二者に比べて図の如く傾斜しているのが正常な位置である。全体的にはやはり、顎骨前面に応力の大きい部分が現れている。この歯も上部面積が大きいため、 $20\text{kgf}$ の咬合力が作用しても咬合応力としては約 $0.72\text{kgf}/\text{mm}^2$ が働くにすぎない。歯根部の拡大部分が Fig. 8 (b) である。歯根膜にも2, 3の要素で $0.8\sim 0.9\text{kgf}/\text{mm}^2$ の咬合応力が作用しており、顎骨前方のCortical bone Iのいくつかの要素では $1.0\sim 1.2\text{kgf}/\text{mm}^2$ の大なる咬合応力に達している。歯槽骨は割合低い咬合応力を示している。Figs. 7 (b) および 8 (b) でも歯根膜、歯槽骨・Cortical bone I, 骨梁と軟組織部の区分をわ

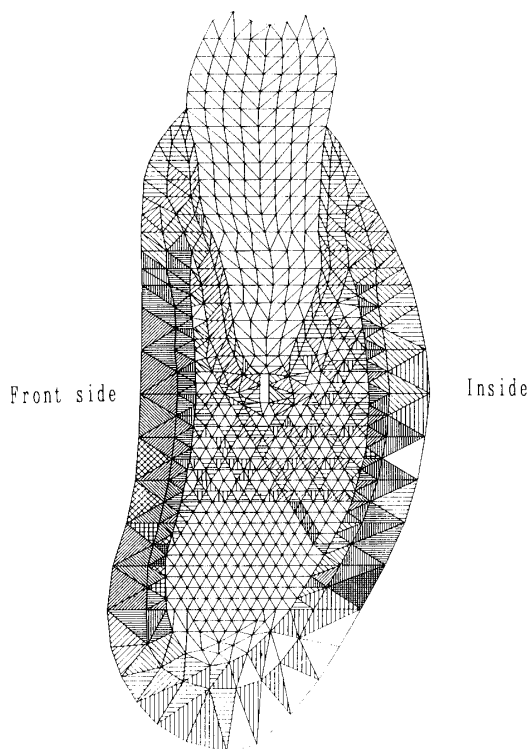


Fig. 7 (a) Biting stress distribution of the mandible underneath the second premolar at the biting force of 15kgf.

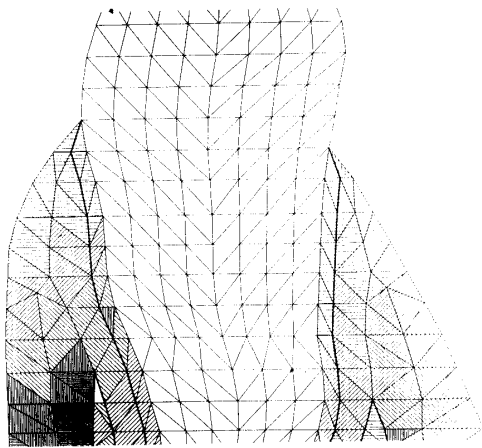


Fig. 7 (b) Enlarged neck part of Fig.7(a) to show the stress distribution in detail.

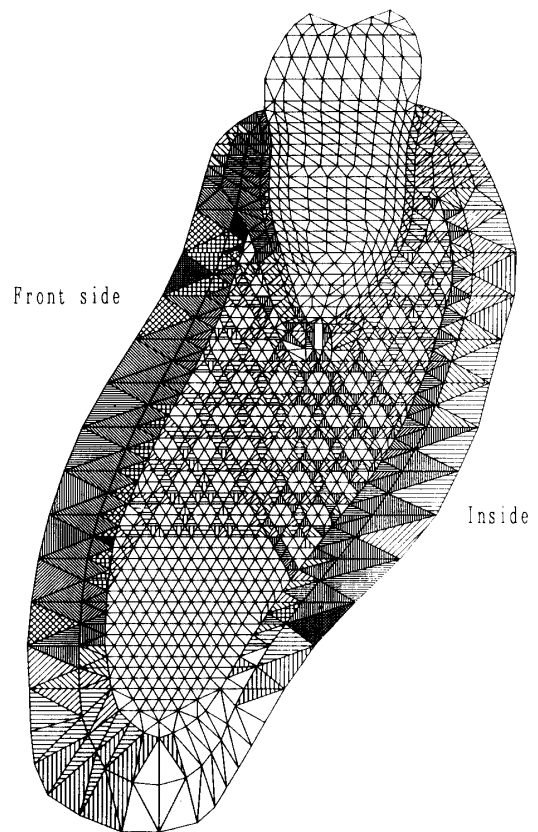


Fig. 8 (a) Biting stress distribution of the mandible underneath the second molar at the biting force of 20kgf.

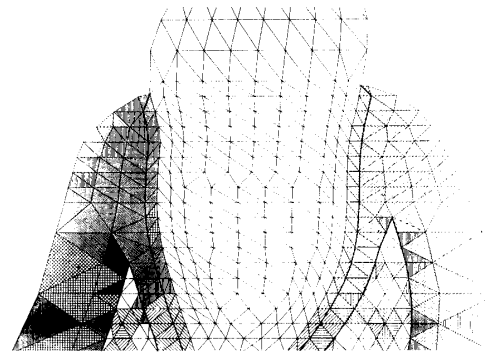


Fig. 8 (b) Enlarged neck part of Fig.8(a) to show the stress distribution in detail.

かりやすくするためそれらの間に太い実線を記入した。

以上天然歯とその直下の下顎骨断面での咬合応力分布の例を示した。ここでは中切歯10kgf, 第二小臼歯15kgf, 第二大臼歯20kgfの咬合力下のモデル解を示したが、何れも咬合応力の大きい要素が現れている。これらの事実は前にも少しはふれたが、次の点に帰因するものと考えられる。

(a) 構成部分を弾性体と見なしているところに最大の難点があり、生きた歯や骨ではむしろ弾性域が小さく、少しの力や変位で塑性・粘性変形が生じると考えられるため、咬合応力はこの値よりはるかに小さくなると考えられる。

(b) 各構成部分の弾性係数、特にヤング率が大きす



ぎるのではないかと。生きた人間でこの値を測定することが出来ないため、現在では報告されている値を参考にするのが best であるが、

- (c) 1本の歯にかかる咬合力の圧縮成分が大きすぎるのではないかと。たとえ同じ咬合力が作用しても圧縮力、せん断力、曲げの力など色々な成分に分解されて作用するのではないかと。特に中切歯の10kgfはその傾向が顕著では？
- (d) 下顎骨の各部分（前部、中間部、奥の部）などで骨の物性値が変わるのではないかと。

など生体であるがための困難な問題を多く含んでいることは明らかである。しかし、これら部分の物性値をより現実に近い値まで知ることが出来れば、それだけ FEM 近似解も改良出来るであろう。

### 3.2 天然歯と下顎骨モデル解および人工歯根植立状態のモデル解の比較と検討

天然歯の歯根と人工歯根により咬合力が下顎骨に分布される様子を比較する前に、先ず人工歯根の代表的な3種類についてその設計形状とその植立方法を例示する。Fig. 9は多くの中から選んだ代表的なもので、Fig. 9(a)は Blade と呼ばれ左側のものが正面図、右側のものが側面図を示している。Blade は普通下顎骨上部を少し切開して顎骨高さ方向に沿って植立されるもので、側面図の形状は下顎骨厚さ方向（顎骨の前面から後面まで）に挿入される形状である。この Blade の植立方法は垂直に植立するもの（直進内壁非接触法）Fig.10(a) の様に Blade を曲げて骨断面右下方向の内

壁（Cortical bone II の内壁）に接触させるもの（曲折内壁接触法）がある。Fig. 9(a), Fig.10(a)から分かるように Blade の頸部まで下顎骨に植え込み、直進内壁非接触法では頸部のところ、即ち Cortical bone I の上部切開部近傍の Blade と Cortical bone I の接触部で主たる咬合力集中を生じることになり、この部分での骨吸収が問題となる。また、下顎骨内部では Blade 挿入のため、天然骨内の骨梁（Fig. 2 参照）の一部を切断することになり、植立直後は Blade の下部は骨梁との密な結合が期待できず、植立後時間経過と共に新生骨が生成し骨梁とそれが Blade 下部を固定し咬合力の一部を支えることになる。Fig. 9(a) の Blade の正面図の穴や側面図のセレイション（のこ歯状）形状は新生骨の付着をしやすいための工夫である。Fig. 9(b) は Screw 状のもので、中実・丸ネジ状で Fig.10(b) の直進非接触法で植立するか、Fig.10(c) の直進内壁接触法で植立する。Fig. 9(b) から分かるごとく機械要素のネジとは異なり山と平面状の谷からなっており、これも上述したように新生骨の付着を容易にするための工夫である。この Screw を Fig.10(c) の如く植立する場合、咬合力は頸部の Cortical bone I で受けるだけでなく、右下接触部の Cortical bone II でも受けるように工夫した植立法である。Table 1 に示した様に Cortical bone II の物性値は Cortical bone I の物性値の2倍であると報告されているため、より大きな咬合応力を右下接触部で受けてもその部分の骨吸収が生じ難いものと考えられる。Fig. 9(c) は中空の Cylinder 状であり、その表面にはネジ山をつけ、

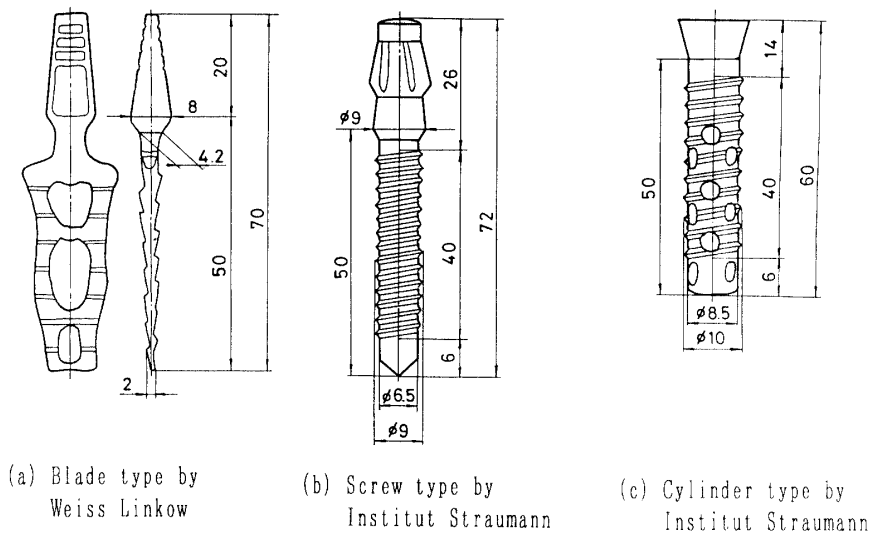


Fig. 9 Designs of three different artificial metal tooth roots used.

壁面には小穴を周囲に分散させている。これらは Fig. 9 (a), Blade 正面図の穴による新生骨の付着と Fig. 9 (b) のネジ山による新生骨の付着を併せて考えたものと考えられ、その植立方法は Fig.10(b) および Fig.10(c) のいずれかによる。人工歯根を下顎骨に植立しその頭部に歯冠をつける場合、咬合力は頰部(Cortical bone I), 内壁接触部 (Cortical bone II) および骨梁により主として支えられることになる。植立後時間が経過すると新生骨生成量も増加し、新生骨・人工歯根埋め込み部・骨梁の連結がしっかり出来て、この部分で支える咬合力も大きくなる。これら新生骨生成量による影響を3段階に分けて、以下の解析結果では  $V_1$  (植立直後、新生骨なし),  $V_2$  (新生骨による連結が生じた状態),  $V_3$  (新生骨量が充分生成して連結が

完了した場合) として、それらの影響も FEM 解で求めてみた。

### 3.2.1 新生骨生成量 $V_1$ , $V_2$ および $V_3$ による違い

天然歯の場合、歯槽骨より内部の変化を考慮する必要は殆どないが、人工歯根の場合の結果を比較・検討するのに都合が良いので天然歯の場合も新生骨生成量  $V_2$ ,  $V_3$  の影響を FEM 出力値から解析した。Fig.11(a) は 30kgf の咬合力下での第二大臼歯の測定点 (図中 Center point としたところ) から、右下  $30^\circ$  および左下  $150^\circ$  の直線上の FEM 三角要素の咬合応力と距離の関係を示したものである。この場合内部の骨梁を切断していないので骨梁の量 ( $V_2 < V_3$ ) そのものの影響となる。連結し合った骨梁密度が小さい状態  $V_2$  での咬合応力分布を○印と点線で、より高い密度の骨梁分布のそれを□印と実線で示した。図中、縦の一点鎖線より内側は天然歯の咬合応力分布を、その両外側は Cortical bone I の咬合力分布を示している。中心点から右下  $30^\circ$ , 左下  $150^\circ$  方向の Cortical bone I の咬合力分布は図では顕著な差はみられないが、数値 (数表) で比較してみると骨梁が少ない方 ( $V_2$ ) が当然、少し高い値を示している。同様な関係を中心点から右下  $60^\circ$ , 左下  $120^\circ$  の直線上で比較したのが Fig.11(b) であり、ここでも図では分かり難いが数値 (数表) で比較すると、やはり骨梁の少ない方が少し大きい咬合応力が下顎骨に作用している。

次に、第二大臼歯に Cylinder 状人工歯根を植立し、30kgf の咬合力をかけた場合について  $V_1$ ,  $V_2$  および  $V_3$

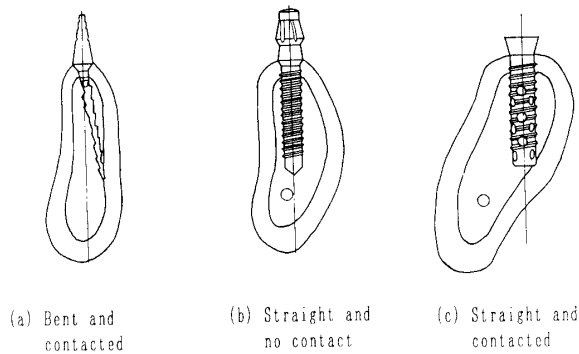


Fig.10 Three different ways to implant the tooth roots in mandible.

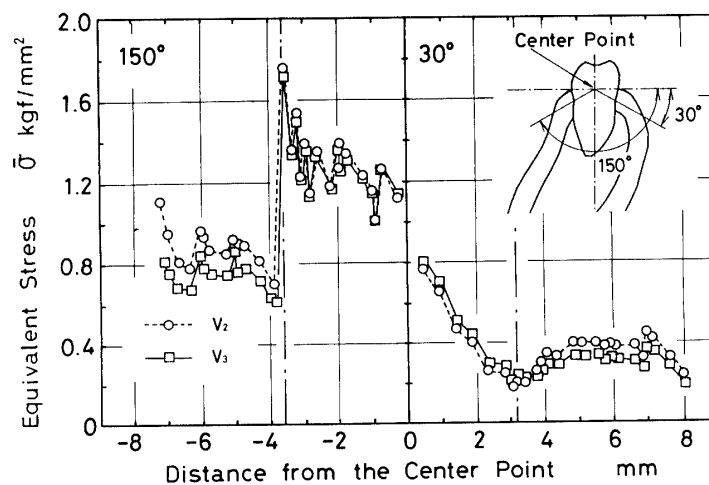


Fig.11(a) Variation of equivalent stress with respect to the distance along the lines inclined to  $30^\circ$  and  $150^\circ$  in mandible underneath the second molar at the biting force of 30kgf.

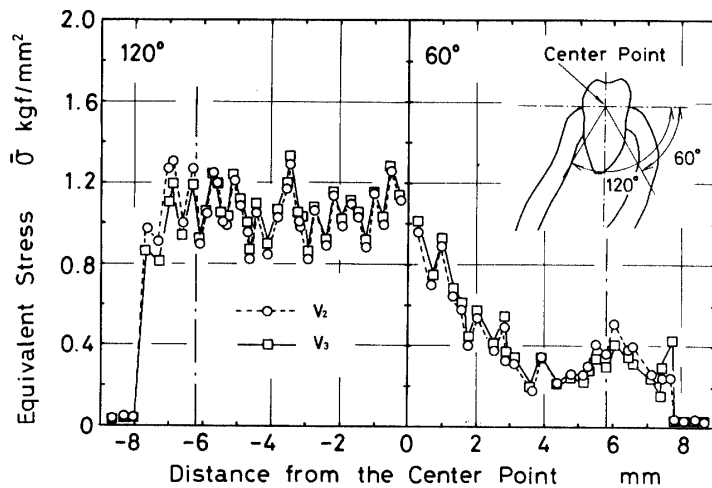


Fig.11 (b) The similar results with Fig.11 (a), except that the inclined angles of the lines 60° and 120° are different from the previous figure.

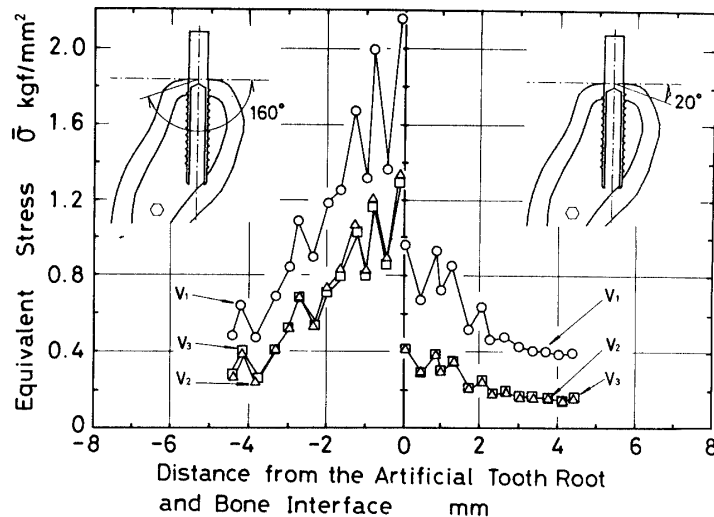


Fig.12 Variation of equivalent stress with respect to the distance along the lines inclined to 20° and 160° in mandible with a metal cylinder, underneath the second molar, at the biting force of 30kgf. The effect of volume of bone trabeculae and newly grown bone is indicated.

の比較をしたのが Fig.12である。中心点から右下20°と左下160°の線上、Cylinder 壁面と Cortical bone I との境界面からの距離を横軸に示した。右下20°でも左下160°でも人工歯根植立直後、即ち内部の骨梁が切断され新生骨の生成を考えていない状態  $V_1$  では咬合応力は明らかに大きく現れており、新生骨の生成により切断された骨梁が連結され、人工歯根にも付着した状態  $V_2$  になると、骨部にかかる咬合応力が割合緩和されている。更に骨梁密度が高くなった状態が  $V_3$  で、やはり  $V_2$  と  $V_3$  には殆ど差がなく、切断された骨梁が新生骨で連結さ

れば骨梁密度には余り影響されないことが分かる。後二例の傾向は Fig.11の天然歯の場合と同じである。

### 3.2.2 人工歯根の種類による影響

3種類の人工歯根を第二大臼歯に植立し、30kgfの咬合力をかけた場合の咬合応力変化を比較をした。何れの人工歯根とも Fig.10(c)の内壁接触法による結果と比較した。Fig.13(a)は頸部の中心点から右下30°、左下150°の線上の咬合応力値を表したもので、Cortical bone Iの頸部では Cylinder, Blade, Screwの順に咬

合応力が小さくなっている。この図は人工歯根植立直後  $V_1$  の状態での比較である。Fig. 13(b) は新生骨が生成し、骨梁密度も大きくなり、人工歯根がこれらによって固定された状態  $V_3$  での3例の比較である。右下30°方向の咬合応力では Cylinder, Blade, Screw の順序は変わらないが、Cylinder と Blade が殆ど同じ咬合応力分布を示している。同様に左下150°の線上でも人工歯根と骨の境界面近傍で Screw が低い応力分布を示してい

るが少し遠ざかると3者とも殆どよく似た咬合応力を示している。従って植立頸部においては Screw が他の2者に比べて優れている。次に、上と同じ条件下で右下内壁接触部、 $V_1$  状態での咬合応力分布を比較したのが Fig. 14(a) である。接触部から右下30°、直下、左下30°の直線上の値を記してある。右下30°の図ではそれ程差が現れていないが、直下および左下30°では人工歯根壁近傍（横軸の小さいところ）では図13(a) とは逆に

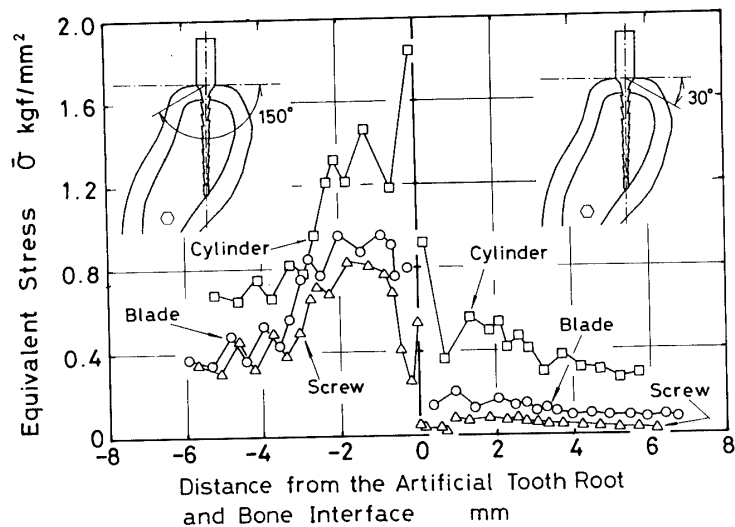


Fig.13(a) Variation of equivalent stress with respect to the distance along the lines inclined to 30° and 150° in mandible with the artificial metal tooth roots underneath the second molar, having less bone trabeculae and newly grown bone at the biting force of 30kgf. The effect of the three different tooth roots is presented.

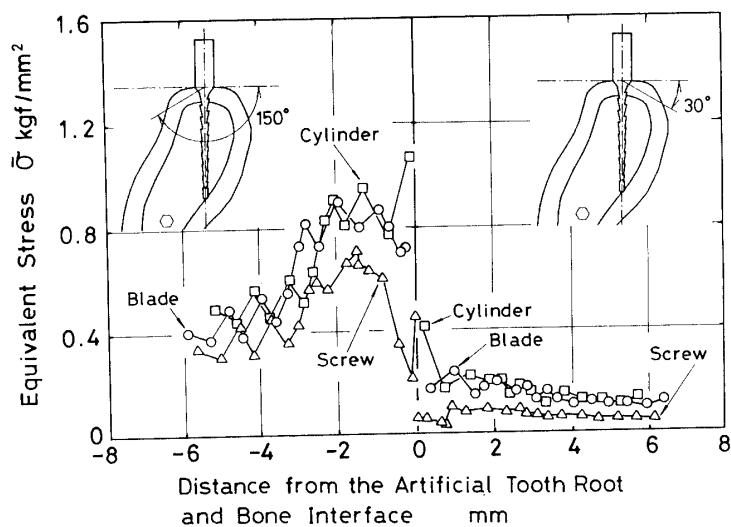


Fig.13(b) The similar results with Fig.13(a), except that this case has much bone trabeculae and newly grown bone.

Cylinderが一番小さい値を示し, ScrewとBladeは逆により大きい咬合力分布を示している. 頸部のCortical bone Iは内壁接触部のCortical bone IIより弾性定数が約半分と弱いため, むしろ下部の強い骨で多くの咬合力を受けるBladeやScrewのほうがCylinderより適していると考えられる. Fig.14(b)は同植立状態で新生骨が生じ密度の高い骨梁(V<sub>3</sub>)が人工歯根を支える場合のもので, ここでも前図V<sub>1</sub>の解析と類似の傾向が現れている.

以上, 天然歯, 人工歯根およびその植立方法などに

よる下顎骨およびその内部構造部に分布される咬合応力の大きさを二次元弾性FEM解で近似し, 各々の長所・短点を比較・検討した. この解はこれ迄報告されている弾性定数のいくつかを使用し, それ以外の構成部分には仮定した値を用いた. 人工歯根植立の最適条件を見出すには, 各設計形状の人工歯根と植立方法を決め二次元FEMモデル解を求める一方, 相当する天然歯と下顎骨の結合モデル解も求め, 後者の下顎骨内の咬合応力分布により近い人工歯根設計形状および植立法を採用するのがよい. ここでは天然歯と下顎骨結

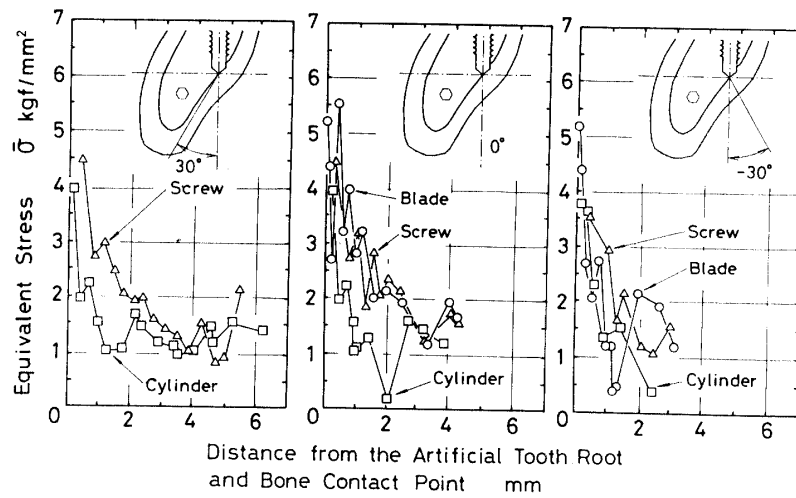


Fig.14(a) Variation of equivalent stress with respect to the distance along the lines inclined to  $-30^\circ$ ,  $0^\circ$  and  $30^\circ$  in mandible with the contacted artificial metal tooth roots, underneath the second molar. Example of having less bone traveculae and newly grown bone at the biting force of 30kgf. The effect of the three different tooth roots is presented.

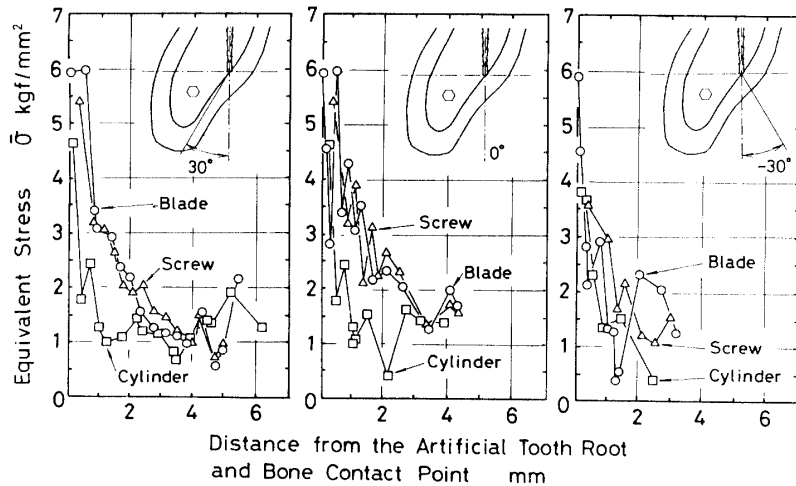


Fig.14(b) The similar results with Fig.14(a), except that this case has much bone traveculae and newly grown bone.

合状態の二次元弾性FEMモデル解の求め方, 咬合応力分布とその解析の仕方, 人工歯根を用いた場合の同モデル解の求め方などを例示したが, より正確な弾性係数を用いることが出来ればこれらの解は弾・塑・粘性の複雑な変形を伴う実際の症状により近い解を与え得るであろう.

#### 4. 結 言

8本の天然歯のうち中切歯, 第二小臼歯および第二大臼歯を選びそれらが歯直下の下顎骨と結合している状態の二次元弾性FEM解を求めた. これら結合は8つの構成部からなるとし, それら部材の弾性定数は一部報告されているものを使用した以外はここで仮定した. 出力した咬合応力の圧縮, 引張, せん断成分を全て含めた相当応力値で表現し, 実寸法の下顎骨断面を約2200に分割した各微小要素内での咬合応力や, 特定方向への咬合応力分布を解析した.

次に人工歯根3種類, Blade, Screw および Cylinder を選びそれらを植立する下顎骨として中切歯直下, 第二小臼歯直下および第二大臼歯直下の部分を選び, 3種類の人工歯根植立方法による下顎骨内の咬合応力分布の違いを二次元弾性FEMモデル解で表示した.

今後, 特定設計形状の人工歯根を特定の下顎骨部分に植立するとき, ここに示した例解のようにその部分の天然歯と下顎骨結合状態の咬合応力分布やその集中を求め, 人工歯根を下顎骨に植立した場合の解と比較

し, なるべく天然歯の状態に近いものを選んで手術するのが現在できる人工歯根による最適治療法と考えられる.

#### 謝 辞

この研究の一部は平成元年度厚生科学研究補助金のもとに行なわれたものであり, 当局に謝意を表す. また, FEM解析などには研究室の学生諸君の協力に謝意を表します.

#### 参考文献

- 1) 瀧本昭夫: 人工歯根の咬合力分布とその減圧法に関する研究, 日本口腔インプラント学会総会20周年記念講演会, 40, 1990.
- 2) 山根稔夫, 他2名: 口腔インプラントの基礎と臨床, クインテッセンス, 1987.
- 3) 末次恒夫, 他2名: 有限要素法によるブレード・インプラントの応力解析, インプラント誌, Vol.1, 27, 1978.
- 4) 上條雍彦: 口腔解剖学, アナトーム社, 1965., p.167
- 5) 堤 定美, 井田一夫: 骨の力学的適応変形に関するコンピュータシミュレーション, 機講概874(3), 192, 1987.

(平成2年10月15日受理)