

<原著論文>

アパタイト人工歯根の周囲組織における 応力分布の有限要素解析

西原克成^{*1}, 中桐 滋^{*2}

(受付1992年2月20日・審査終了1992年5月18日)

1. はじめに

近年、ハイドロキシアパタイト、バイオガラス、アルミナ、チタンなど生体親和性のある材質を用いた人工歯根が種々実用化されている。顎骨と人工歯根との結合様式は、今日骨性癒着ないし骨接合型のものが一般的となっている^{1~6)}。一方理想的な歯の代替器官として、機能性線維組織に支持された、peri-implantiumを持つインプラントの開発が、以前から最終目標として掲げられていた⁷⁾。生体活性のない材質による従来の骨内インプラントは、骨との界面にインプラントと平行に走行する線維性の被膜が形成されるため、長期的機能に際して周囲組織の感染やインプラントの沈下・動揺・脱落の原因となることが指摘されていた^{8, 9)}。新素材の開発と種々の工夫により、最近ようやく支持機能を備えた歯周囲組織を持つ人工歯根の開発が、一部の研究者の間で開始されるようになってきた^{10, 11)}。

筆者らは、生体親和性の優れたハイドロキシアパタイト(以下アパタイトと略す)の緻密焼結体からなる新しいタイプの結合組織付着様式の人工歯根を考案し¹¹⁾、基礎ならびに臨床研究を行ってきた^{12~14)}。この人工歯根は特徴的な形状を持っており、植立術後早期に咀嚼力を負担させることにより骨性癒着を防止させるものである¹¹⁾。アパタイトの生体親和性を利用して、人工歯根の表面に付着する結合組織から、機能走行を有する線維組織を誘導することにより、咀嚼咬合機能に対応させるものである¹⁴⁾。動物実験で、明瞭な線維組織と固有歯槽骨(alveolar bone proper)の形成が光学顕微鏡で観察され¹⁴⁾、またマイクロアナライザーの分析により、セメント質類似の細胞性の石灰化物の付着

が人工歯根表面に認められることを既に報告した^{15, 16)}。

本研究は、荷重下における人工歯根の形状の違いおよび顎骨との付着様式の違い、つまり機能様式の違いが、顎骨内応力分布に及ぼす形状効果および機能効果を、有限要素法を用いて解析することを目的としている。

はじめに、動物実験で観察された人工歯根周囲の新生骨と、顎骨内の応力分布とがいかなる関連性を有するかを明らかにするため、成犬の下顎骨小臼歯部に結合組織付着様式の標準形(歯頸部直径5 mm)人工歯根を植立した二次元モデルを作製し(Fig. 1)、有限要素法を用いて種々の荷重条件下で人工歯根および周囲の骨組織に分布する応力を、Misesの相当応力分布および主応力線の分布により解析した。その結果と動物実験より得られた新生骨組織像との比較を試みた¹⁷⁾。

形状効果の解析には、歯頸部直径(以下直径と略す)5 mmの標準形のほか、円筒形、円錐形および直径6 mmの異なった二つの波状形人工歯根(大臼歯形-1, 2)の合計5種の植立モデルについて、同様の分析を行った

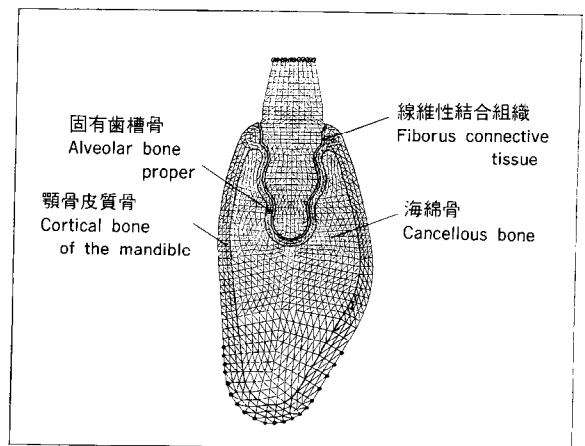


Fig. 1 Element divisions of standard type fibrous tissue attachment artificial root (5 mm in diameter).

*1 東京大学医学部口腔外科学教室 (Tel : 03-3812-2111)

〒113 東京都文京区本郷7-3-1

*2 東京大学生産技術研究所 (Tel : 03-3402-6231)

〒106 東京都港区六本木7-22-1

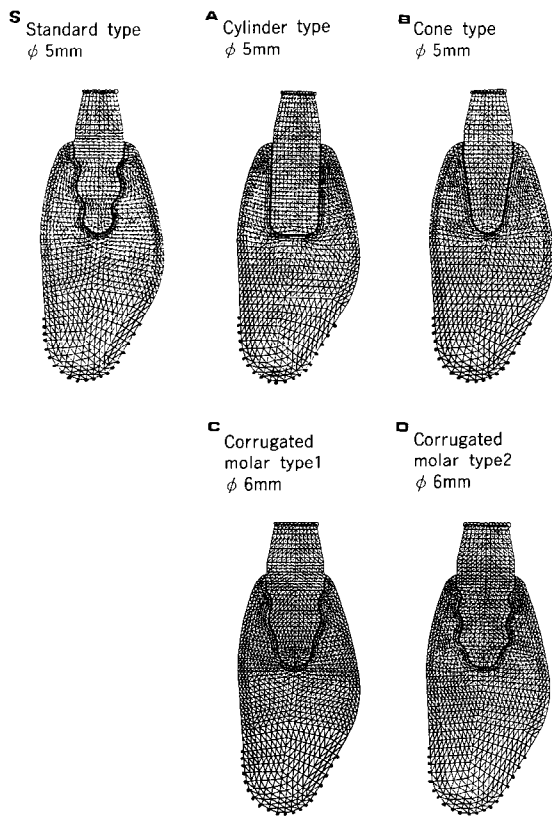


Fig. 2 Element divisions of standard type and four different shapes of fibrous tissue attachment type artificial root.

- S : standard type (5 mm in diameter)
- A : cylinder type (5 mm in diameter)
- B : conic type (5 mm in diameter)
- C : corrugated molar type 1 (6 mm in diameter)
- D : corrugated molar type 2 (6 mm in diameter)

(Fig. 2-SとA~D).

咀嚼運動は、歯と顎骨との共同作業により遂行される。したがって、歯と顎骨とが直接癒着する骨性癒着歯と靭帯結合歯では、咀嚼時に歯に加えられる力に対する歯根の対応様態が本質的に異なるものと考えられる。本来の歯は、骨とは別個の力学機能体として顎骨内に植立して存在する。歯は歯冠と歯根で機能を分担しており、咀嚼運動に際して歯冠が担当する切削、引き裂きおよび粉碎・臼磨など多方向性の力に対抗する歯の機能として、顎骨内での歯根の微小可動性が挙げられる。それに対して、骨性癒着の歯根は顎骨と一体になっており、咀嚼における多方向性の力に対する対応機能がないものと考えられる。そこで人工歯根の機能効果の解析には、骨性癒着状態で用いた直径5mmの円筒形と標準形人工歯根の二次元モデルを作製し、機能下における顎骨内応力分布を分析した。その結果と、

これらの人工歯根を結合組織付着様式で用いた時の解析結果とを比較した。これらの結果から歯と顎骨という異なった器官の持つ相互作用について検討するとともに、歯の生体力学的特性について考察した。

2. 有限要素法による応力解析

1) 顎骨内応力分布の解析と組織標本との比較

成犬の下顎第4小臼歯部の頬舌断面模型に標準形(直径5mm)のアパタイト人工歯根を植立した図を作製し、Fig. 1のような要素分割を行った。人工歯根と周囲歯槽骨との間は0.15mmの厚みを持つ結合組織と0.5mmの厚みの歯根周囲緻密骨(固有歯槽骨)を想定した。固有歯槽骨と顎骨皮質骨とは同質の緻密骨とし、これらに囲まれる顎骨内を海綿質骨とした。固定点は、顎骨の下縁(黒丸)とした(Fig. 1)。荷重条件は、犬の咬合状態を考慮し6kgf/mmの静荷重を、水平面に対して90°、75°、60°、45°に角度を変えて負荷した。予備実験において、ジルコニアおよびチタンの人工歯根を、それぞれのYoung率とPoisson比を用いて応力解析を行い、アパタイトのものと比較した結果、応

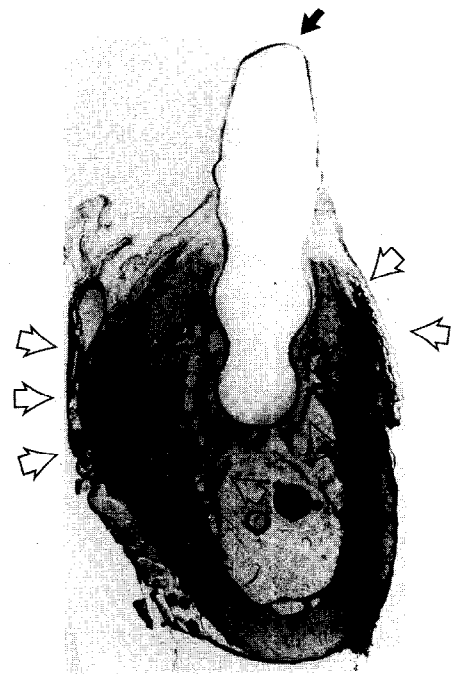


Fig. 3 Undecaicified buccal-lingual section of adult dog, 2 months postop. Masson-trichrome stain. Marked osteogenesis can be observed (arrows). Occlusal force assumes to be declined with 45° (arrow).

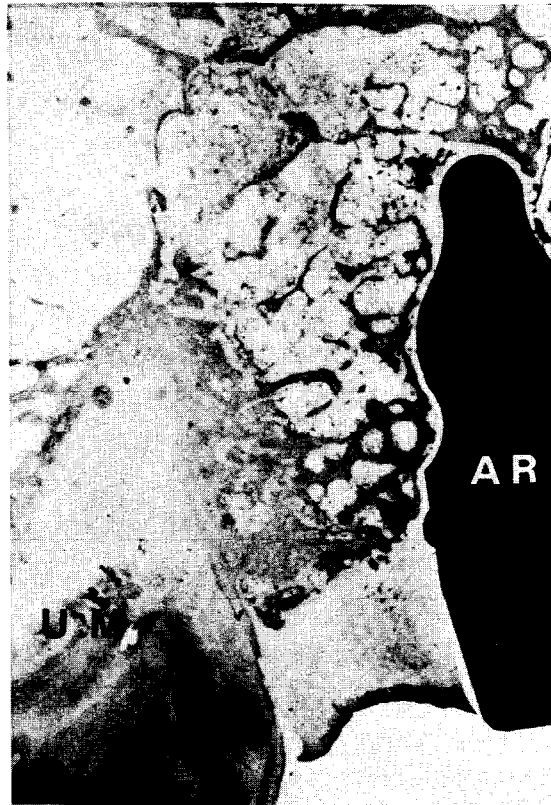


Fig. 4 Undecalcified sagittal section with titanium artificial root (AR), 7 months postop, Masson-trichrome stain, UM: upper molar.

力分布のパターンはアパタイトの解析で得られたものほとんど同様であった。また、下顎小臼歯部に代えて上顎小臼歯部に植立した模型を作製し同様の実験を行ったが、ほとんど同様の応力分布図が得られた。これは下顎骨髓腔に相当する部に、上顎では鼻腔・副鼻腔が存在し構造的にも類似しているためと思われる。以上のことから、これらの解析結果を動物実験から得られた組織所見と比較した。成下の下顎に植立後2か月(Fig. 3)および上顎に植立後7か月に作製した非脱灰標本(Fig. 4)に認められる新生骨の走行と有限要素分析のパターンとを比較検討した。

2) 形状効果に関する有限要素解析

直径5mmの標準形、円筒形および円錐形の人工歯根と直径6mmの2種類の波状形の人工歯根(大臼歯形-1, 2)の計5種類の分布を同様の方法で行い、それらの結果を比較した。これらの要素分割をFig.2に示した。

3) 機能効果に関する有限要素解析

A. 骨性癒着状態の円筒形人工歯根の応力解析

直径5mmの円筒形人工歯根の骨性癒着状態の応力分布の解析を、Fig.5のような要素分割にて同様の条

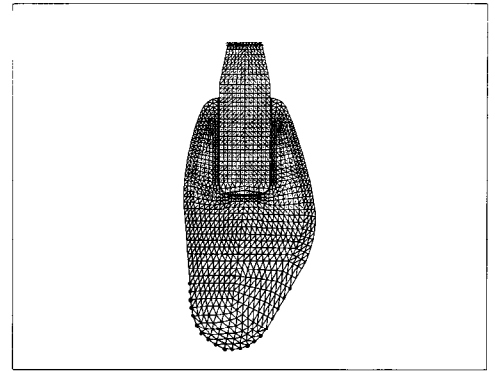


Fig. 5 Element division of ankylotic cylinder type hydroxyapatite artificial root (5 mm in diameter)

件下で行った。人工歯根周囲には、一層の緻密質骨を想定した。この結果と、2)で得られた円筒形歯根の解析結果を比較した。

B. 骨性癒着状態の標準形人工歯根の応力解析

標準形(直径5mm)人工歯根の骨性癒着状態の応力分布の解析を3)-Aに準じた要素分割により、同様の条件下で行った。この解析結果と、1)で得られた解析結果との比較を行った。

本実験に用いた各種の人工歯根は実際には波状円錐形ないし円筒形であり、この形態を厳密に取り扱うには三次元解析が必要である。しかし、解析の目的が発生応力の正確な値を求めることにはなく、ある荷重状態に対する応力分布を求めることにあるので、ここでは平面ひずみ状態を想定した二次元解析を行った。

解析には富士通VP30Eを使用し、解析用プログラ

Table 1 Materials properties (1)

	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Hydroxyapatite	3.52×10^1	0.3
Periodontal membrane	1.53×10^{-3}	0.3
Compact bone	1.61×10^1	0.3
Sponge bone	3.37×10^{-1}	0.3

Table 2 Materials properties (2)

	Young's modulus (GPa)	Poisson's ratio
Hydroxyapatite	3.52×10^1	0.28
Periodontal membrane	7.14×10^{-2}	0.45
Compact bone	1.16×10^1	0.3
Sponge bone	5.10×10^{-1}	0.3

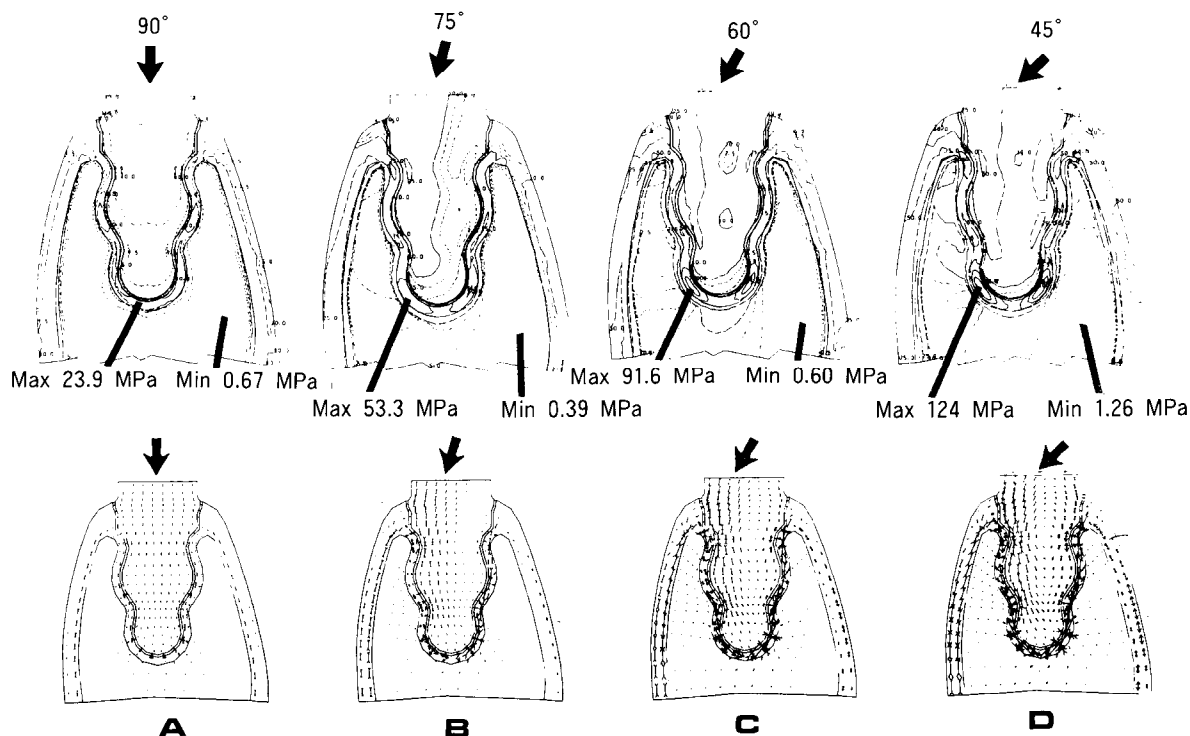


Fig. 6 FE analysis patterns. From left to right, 6 kgf/mm static loads of 90°, 75°, 60°, and 45° to horizontal plane were set. Upper : Mises equivalent stress distribution patterns. Lower : principal stress distribution patterns.

ムとしてFEM4を用いた。材料定数は他の文献を参考とし¹⁸⁻²⁰⁾、Table 1のごとくとしてヤング率とポアソン比を、相当する要素に与えた。次いでTable 2のごとく材料定数に若干の修正を加えて解析を行った(Fig. 7, 8)。モデルの各部分は等方性で弾性限度内にあるものと仮定し、また材料定数の異なる各界面では滑りや開離は生じないものとした。

3. 応力解析結果

1) 顎骨内応力分布の解析と組織標本との比較

標準形(直径5mm)の人工歯根の各荷重条件下におけるMisesの相当応力分布と主応力線分布をFig. 6-A~Dに示す。45°荷重下の応力解析図をFig. 7に示す。Misesの相当応力分布の解析から、人工歯根には顎骨ほど大きな応力が発生せず、荷重45°で歯周部の緻密骨において最大値124MPaを示し、最小値は1.26MPaであった。これらの解析結果から、主要な応力は歯周の結合組織の外周に存在する固有歯槽骨を通り、顎骨の輪郭を形成する皮質骨に分布することが明示された。主応力線は固有歯槽骨において、人工歯根に対して平行のものと直角のものが明瞭に認められ、直角の主応力線は荷重角度が増大するに従って大きくなり、45°で最大に認められた(Fig. 6-D)。成犬の小白歯は、

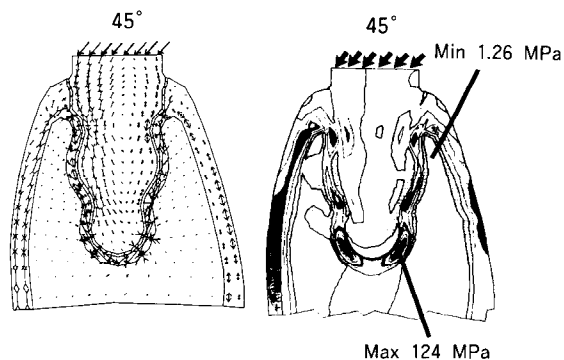


Fig. 7 FE analysis patterns of loading 45° to horizontal plane, Left : principal stress trajectories, Right : Mises equivalent stress distribution patterns.

Stress intensity was expressed by gradients from red to white (colors were converted to gradients of black and white).

red : 100 (MPa)	aqua : 40 (MPa)
pink : 85	blue : 25
yellow : 70	white : 10
green : 55	

咬合時に約45°の角度の力を受けると考えられるから、人工歯根の植立実験により得られた2か月経過時の非脱灰標本(Fig. 3)と荷重45°の有限要素解析結果(Fig. 7)とを比較した。明瞭に骨が形成された部位(Fig.

3 矢印)は、10MPaから50MPaの応力分布範囲に一致していた。これは最大応力値の0.08倍から0.4倍で、最小応力値の8から40倍の範囲に相当した応力分布域であった。

固有歯槽骨、骨梁および顎骨皮質骨の形成は主応力線の走行に一致していると考えられる所見が得られた。また同形のチタン人工歯根の植立後7か月経過時の上顎小白歯部の矢状断面標本の所見では、歯根表面に対して平行の固有歯槽骨とそれに連続する直角の骨梁の明瞭な形成が認められた(Fig. 4)。本実験に用いた波状円錐形の人工歯根は軸対称形態を持つため、頬舌断面模型による解析と矢状断面標本との比較は妥当と思われる。歯周部の骨の新生は主応力線に一致している所見が得られた。

材料定数の変更すなわち歯周部結合組織(歯根膜)、緻密質骨および海綿質骨のYoung率およびアパタイトと歯周部結合組織のPoisson比の変更(Table 1, 2)に対して、Misesの相当応力および主応力線の分布に著明な変化は認められなかった(Fig.6~8)。

2) 形状効果に関する有限要素解析

標準形および4種類の異なる結合組織付着様式の人工歯根の45°荷重下の応力分布の解析を比較した結果、以下のごとくであった。標準形(Fig. 1)では最大応力値が124MPaであり、最小値が1.26MPa値であっ

たから(Fig. 7)、直径5mmの円筒形(Fig. 2-A)、円錐形(Fig. 2-B)、標準形(Fig. 2-S)の3者のうち最大応力が最も小さい値を示したのは標準形であった。45°の荷重条件での4種類の人工歯根モデルのMisesの相当応力分布図をFig. 8に示す。直径6mmでは最大値、最小値とも5mmの円筒形、円錐形より小さくなっており、5者のうち最も小さい値を示したのは直径6mmの大白歯形-2(Fig. 8-D)であった。

直径5mmの円筒形と標準形の比較では、全角度において歯根部に生ずる応力は円筒形で若干小さく、固有歯槽骨部に生ずる応力は標準形で小さい値が得られた。直径6mmの比較では同様に歯根部に生ずる応力は大白歯形-1(Fig. 8-C)でわずかに小さく、固有歯槽骨部では大白歯形-2(Fig. 8-D)で若干小さい値が得られ、全タイプを通して最小であった。

3) 機能効果に関する有限要素解析

A. 骨性癒着状態の円筒形人工歯根の応力解析

Fig. 5の要素分割図を用いて、水平に対して90°、75°、60°、45°の角度の荷重下で解析したMisesの相当応力分布図をFig. 9-A~Dに示す。いずれの場合も人工歯根に応力が集中し、顎骨内の分布では、応力は人工歯根と顎骨の皮質骨との癒着部(歯頸部)に集中している。最大応力値は45°の荷重下で81.4MPaで、同形の結合組織付着様式のものより小さく、最小値は

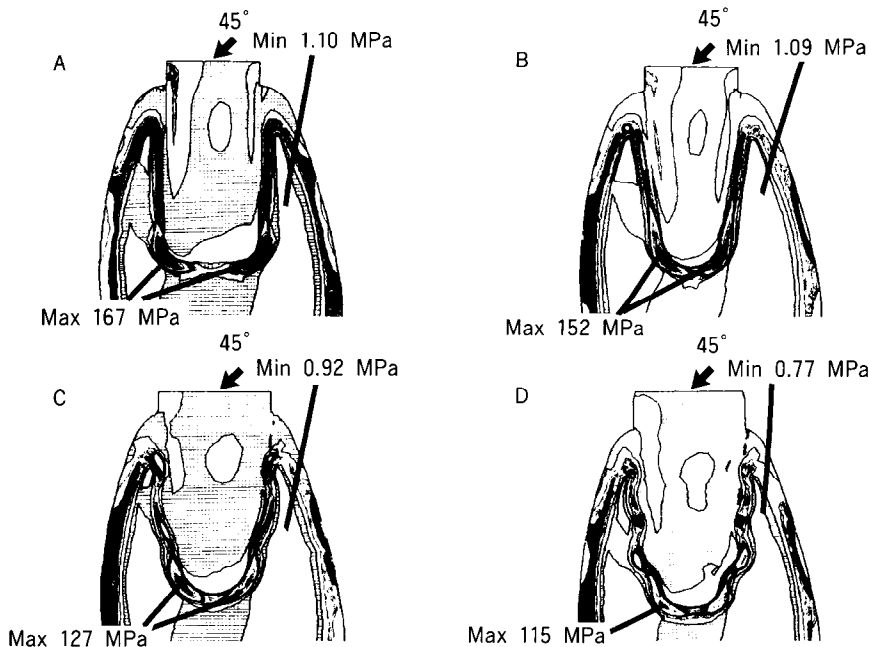


Fig. 8 Mises equivalent stress distribution patterns of four different artificial roots with loading 45° to horizontal plane. Color gradients were same as in Fig. 7.

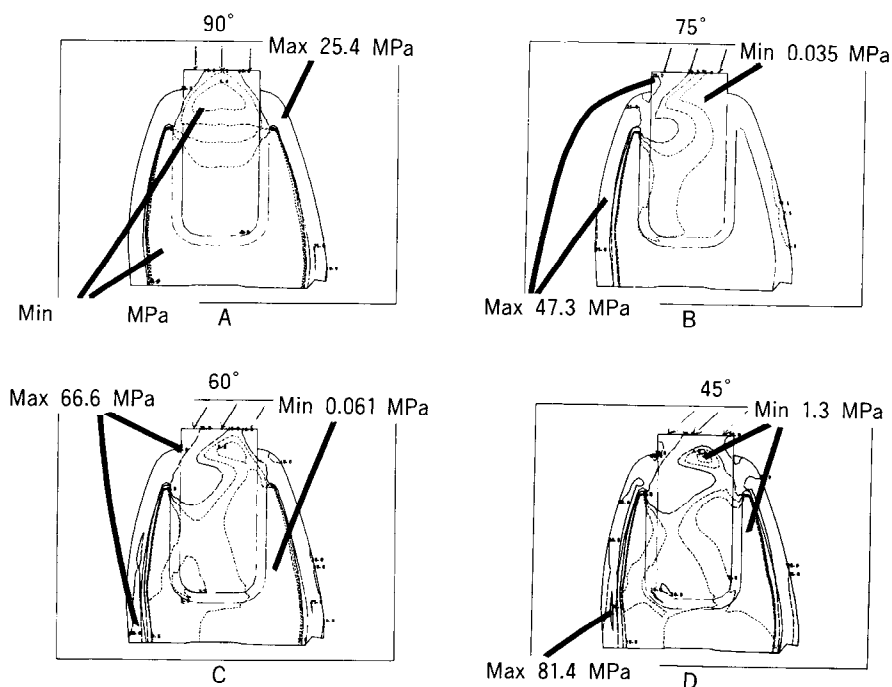


Fig. 9 Mises equivalent stress distribution patterns of ankylotic cylinder type artificial roots with static 6 kgf/mm loading. Loading inclined by upper left, 90° : right, 75° : lower left, 60°, and right, 45° to horizontal plane.

1.3MPaでやや大きくなっている。

B.骨性癒着状態の標準形人工歯根の応力解析
解析結果をFig.10-A~Dに示す。円筒形歯根と同

様にこの形でも人工歯根に応力が集中し、顎骨内の分布では人工歯根と顎骨の皮質骨との癒着部に応力が集中していた(Fig.10)。最大応力値は45°の荷重下で、

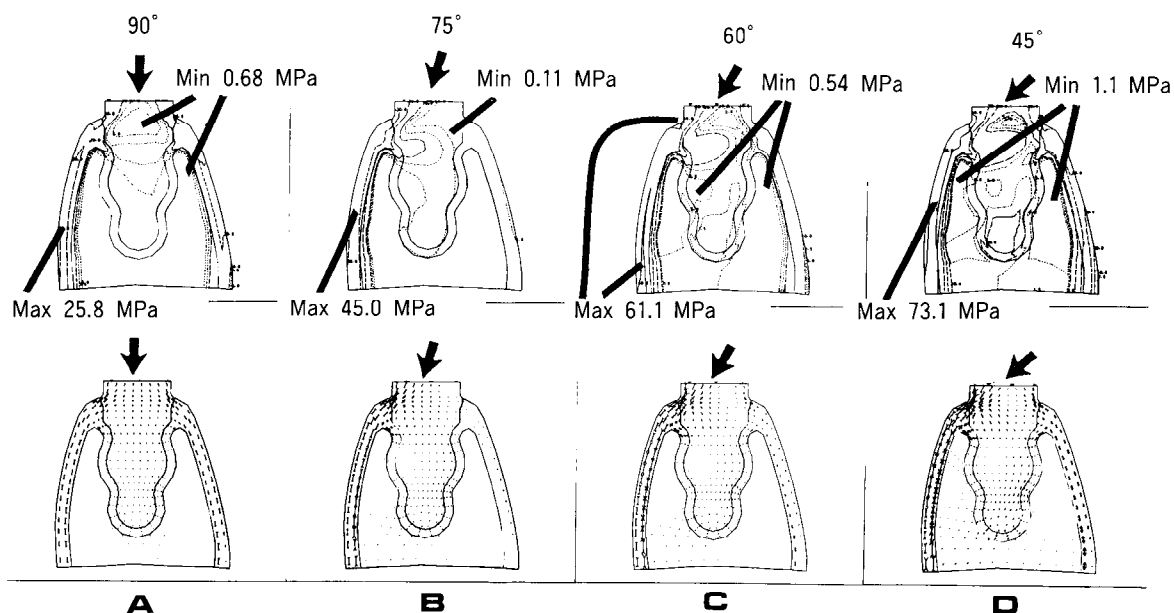


Fig.10 FE analysis patterns of ankylotic corrugated standard type artificial root (5 mm in diameter) with static 6 kgf/mm loading. Left to right, 90°, 75°, 60°, 45° to horizontal plane, respectively. Upper : Mises equivalent stress distribution patterns. Lower : principal stress trajectory patterns.

73.1MPaで同形の結合組織付着様式より著しく小さく、最小値は1.1MPaでやや小さくなっている。

結合組織付着様式と骨性癒着の歯根の比較では、円筒形Fig. 8-AとFig. 9, および標準形Fig. 6とFig. 10との比較に見られるように、わずかに0.15mmの結合組織の有無で、人工歯根が受ける力を顎骨に伝達するシステムが全く異なることがわかる。また骨性癒着の歯では、主応力線の分布は歯根と骨の間を一体として連続的に走行している所見が見られた。これに対して結合組織付着様式の歯根では、0.15mmの結合組織が主応力線を直交する二成分に分離し、人工歯根内とは全く別の走行に変換している解析結果が得られた。主応力線の分布では、結合様式の異なる両者の間には本質的な違いのあることが明示された。

以上の所見から、靭帯結合の歯は、様々な方向から来る咀嚼力をいったん受け止め、内部に生ずる応力をその形状により分散し、歯周靭帯において、二つの直交する主応力線に分離させて、骨に負担させる咀嚼力の担体(vehicle)としての機能を有することが示された。

4. 考案

近年の技術開発により生体親和性に優れた酸化アルミナ⁷⁾, チタン⁸⁾, ジルコニア⁹⁾, アパタイト^{2, 3)}, バイオガラス^{4, 20)}などが実用化され現在臨床応用されている。これらの生体材料は、従来専ら材質の親和性など生体反応を中心に研究が進められてきた。もとより生体親和性は必須の要素ではあるが、歯や骨などの代替器官には機能に対応した形状が不可欠とされる。このことは、哺乳動物の歯や顎骨の比較形態学的研究を通して知られている食性と歯冠・歯根および顎骨の形態との、深い相関関係から推察される。今日人工歯根の研究には、形状効果と機能効果の究明が必要な段階に到達していると考えられる。

従来より支持機械臓器の代替器官の生体力学研究には、有限要素解析の有用性が認められ、種々応用されてきている^{18-20, 22-26)}。しかし、大部分は既に形状の定まった既製品の力学的分析に終始し、代替器官に必要な形状効果を比較検討した研究は見当たらない。

一般に有限要素法の生物学への応用に当たっては、応力分布の絶対値より分布するパターンや主応力線の分布パターンの解析が重要とされている。筆者らは予備研究で、標準形のアパタイトとジルコニアの、互いに材料係数の異なる人工歯根の顎骨内応力分布を解析

し比較した結果、応力分布のパターンはほとんど同様であった。本研究で緻密骨や海綿骨、結合組織などのYoung率とPoisson比を変化させてみたが(Table 1, 2), 応力分布のパターンには著しい変化は認められなかったことから、荷重下における人工歯根の顎骨内における応力分布は、臓器を構成する材料係数に依存する部分は非常に小さく、大部分はその形状に依存することが明示された。

動物実験で得られた新生骨の形成部位は、有限要素解析で得られた顎骨内応力の、適度ないし弱い分布域に一致しており、またその走行は、固有歯槽骨、骨梁、顎骨皮質骨において主応力線に一致して形成されることが示された。主応力線に一致した骨の形成は、Wolfの法則として知られるものである^{22, 27-30)}。角度を異にして加えられる荷重は、それぞれ歯根の形態に従って内部応力として分散される。人工歯根の表面に介在する結合組織は、顎骨にこれらの応力を伝達する。円筒形歯根の周囲に分布する主応力は、根尖付近の隅角部を除きすべて歯根に対して平行であった。これに対して標準形では歯根の形状に依存した軌跡を持つ主応力線が、介在する歯周結合組織に達すると直交する2成分に明瞭に分離される(Fig. 6, 7)。伝達される主応力線の走行は人工歯根の形状に依存するから、生体に有利な応力を生ずる形状を求める必要がある。生理的な状況下では、骨は主応力線の方向に従って形成されると考えられるから^{27, 29, 31-34)}、海綿骨部では主応力線は歯根面に対して平行のみならず可及的に直角に生ずる歯根形態を付与することが生体に有利となる。

骨性癒着の人工歯根の応力解析では、顎骨内の応力分布に対する人工歯根の形状効果は少ない。人工歯根の一部に応力が集中し、顎骨内の分布も人工歯根と皮質骨との癒着部に集中している。松下、末次らも類似の所見を報告している³⁵⁾。骨性癒着のアパタイト緻密焼結体の臨床応用で多くの歯根が破折したのは、このためと考えられる。主応力線の分布図では人工歯根と顎骨とは材料係数が異なるにもかかわらず、あたかも同一物体のような連続した主応力線の走行を示す(Fig. 10)。つまり骨性癒着の場合は、人工歯根の形態で分散された主応力線は、骨にそのまま連続体として伝えられる。したがって主応力線とMisesの相当応力分布はともに、生体における歯と顎骨の關係にみられる分布とは全く異なる状態を呈する。骨性癒着の人工歯根では、骨の新生が思いがけない部位に生ずることが知られているが、これは応力分布が本来の歯と顎骨

の間に生ずる分布と異なるためと思われる。骨性癒着の状態では、人工歯根と顎骨とは別個の器官として機能しないことが解析結果から明らかである。以上のことから、アパタイト人工歯根は同じ形状のものでも骨性癒着様式で用いたものでは、人工歯根周囲における骨のremodellingの様式が全く異なることが分かる。

Fig.11は成犬に植立後4か月経過時の人工歯根周囲に形成された、機能走行を示す線維結合組織像の脱灰標本である。結合組織付着様式の人工歯根は機能下において、その周囲新生骨のパターンとMisesの相当応力分布および主応力線の分布との相関性から、本来の歯と同様の様式により顎骨のremodellingを維持しているものと推察される。つまり歯およびその代替器官が、加えられた咀嚼力を顎骨に障害とならないよう伝達するには機能走行を持つ線維組織が必須のものと考えられる。この研究で得られた解析結果をもとにして、結合組織付着様式の人工歯根を歯のモデルと考えると、高等動物の歯が顎骨と生体力学的にいかなる相互作用を有するかを明らかにすることができる。咀

嚼時に加えられる力が歯冠で分散されると、歯に生ずる応力は歯根に伝えられる。ついで歯根表面に達すると歯根膜を介して固有歯槽骨に伝達される。歯はその微妙な形態により、加えられる咀嚼力をいったん負担しこれを分散し、応力を歯根周囲の顎骨にほぼ均等に分布させるシステム、すなわち咀嚼力の担体(vehicle)とみることができる¹²⁻¹⁴⁾。歯根の表面近くに分布する、歯根形状に依存した方向性を持つ主応力線は、歯周靭帯により固有歯槽骨に伝達される過程で、明瞭に直交する2成分に分離されるのである。歯根に平行に流れる主応力線は固有歯槽骨を形成し、一方の直交する主応力線は固有歯槽骨に連なる骨梁を形成する。固有歯槽骨と骨梁を流れる主応力線はともに、顎骨の輪郭を形成する皮質骨に達し、最終的にここで応力が負担され、同時に顎骨の形態が維持されると考えられる。頬舌的断面の応力分布は以上ようになるが、矢状断面では隣在する歯相互の作用や顎全体に加えられる力などが複合し複雑な様相を呈するが、歯根周囲に展開するbiomechanicsは、基本的には同様と考えられる。

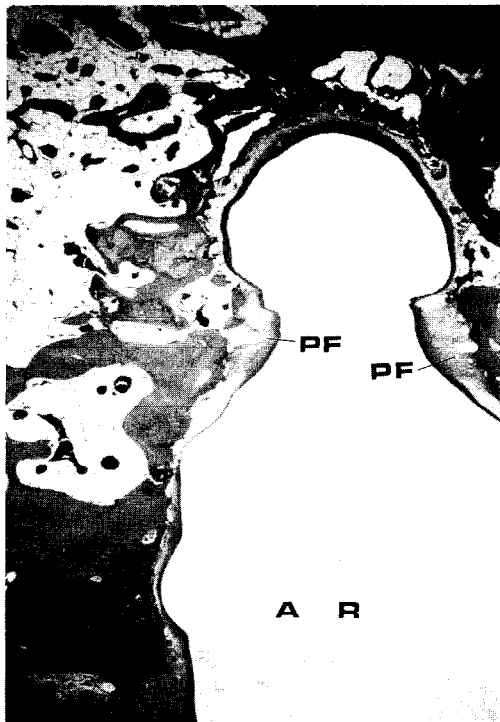


Fig.11 Decalcified sagittal specimen of artificial root (AR) in upper jaw, 4-month postop with Masson-trichrome stain. Although deformed, distinct perpendicular (normal or orthogonal) fibrous (PF) tissue can be seen.

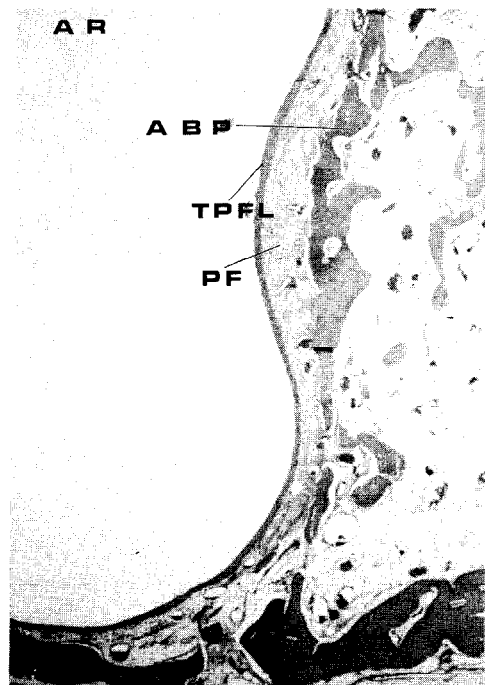


Fig.12 Decalcified sagittal section of artificial root (AR) in lower jaw in adult dog, 6 weeks postop. Thin parallel fibrous layer (TPFL) attaching to root surface with perpendicular fibers (PF) running toward the alveolar bone proper (ABP) can be seen.

つまり哺乳類の歯に加えられる力は、顎骨の皮質骨で最終的に支えられる合理的なシステムであることが解析結果から示された。

Fig.12は、アパタイト人工歯根植立後6週間経過時の脱灰標本のヘマトキシリンエオジン染色の組織像である。Fig.11においても認められるが、人工歯根に平行の薄い線維層の形成が見られる。その外側の固有歯槽骨側にほぼ一定の幅を持つ、血管を含む、直角の走行を示す線維の形成が認められる。これらの2種類の線維組織の構造が、有限要素解析で得られた主応力線の走行と関連性を有するかは、今後の研究課題である。

歯周靭帯が対合歯を失うと容易に萎縮消失し、咬合機能を回復すると直ちに機能的要請に対応して再形成されること²⁶⁾から考えると、骨の構造のみならず靭帯を構成する、collagenの走行が主応力線の走行と密接な関連性を有していることが示唆される。

5. 結論

人工歯根を植立した成犬の顎骨の二次元モデルを作製し、機能下における人工歯根の形状の違い(形状効果)および顎骨との付着様式の違い(機能効果)が、顎骨内応力分布に及ぼす影響を有限要素法を用いて解析した。これらの結果と動物実験結果を比較した結果、以下の結論が得られた。

- 1) 動物実験で組織標本に認められた新生骨の分布域と有限要素解析で得られた、適度なMisesの相当応力分布域とがよく一致した。また、新生骨の走行は解析により得られた主応力線の走行と一致しており、Wolffの法則に従っていることが明示された。
- 2) 異なる種々の人工歯根の形状が顎骨内の応力分布に及ぼす形状効果を解析したところ、Misesの相当応力分布も主応力線分布もともに人工歯根の形状に依存することが明示された。
- 3) 機能効果として骨性癒着と結合組織付着様式の人工歯根モデルの解析結果を比較したところ、両者には本質的に異なる所見が得られた。すなわち、骨性癒着の人工歯根では、歯根と顎骨の一部に応力の著明な集中が認められた。顎骨には応力分布の均等化が認められず、主応力線は人工歯根と癒着する骨との間を一体として、連続して走行する結果が得られた。
- 4) 結合組織付着様式の人工歯根では、応力分布は

薄い結合組織の介在により固有歯槽骨を通り顎骨の皮質骨にある程度平均化されて分布する解析結果が得られた。また、主応力線は介在する結合組織により、明瞭に直交する2成分に分離されることが明示された。

- 5) これらの研究結果から靭帯結合様式の釘植歯は、生体力学的に顎骨とは異なる機能体であり、歯に加えられる咀嚼力が最終的に顎骨の輪郭を形成する皮質骨で負担される咀嚼力の担体(vehicle)であることが示された。

本研究の一部はThe first World Congress of Biomechanics(1990, San Diego)および4th International Symposium on Ceramics in Medicine (1991, London)において発表した。

謝辞

本研究の実施に当たり分析を担当して頂きました旭光学ニューセラミックスの中村雅史研究員に甚大なる感謝の意を捧げます。

引用文献

- 1) 青木秀希, ほか, アパタイトの歯科材料への応用に関する研究(第一報), 齒理工誌, 17(39), 200-205(1976).
- 2) 青木秀希, “新しい歯科インプラント材料としてのアパタイト焼結体”, 齒科展望, 49(4), 567-575(1977).
- 3) 小木曾 誠, “アパタイト・セラミックスとデンタルインプラントについて”, *The Quintessence*, 4(3), 389-407(1985).
- 4) 市村健夫, ほか, “バイオセラミック生体活性ガラスを用いた人工歯根”, 機能材料, 5(2), 5-11(1985).
- 5) P.-I. Branemark, “Osseointegration and Its Experimental Background”, *J. Prosthet. Dent.*, 50, 399-410(1983).
- 6) 石木哲夫, “歯科インプラントをとりまく病理学的諸問題”, 齒科ジャーナル, 18(3), 273-279(1983).
- 7) H. Kawahara, “Future Vision of Implantology”, *Implantology and Biomaterials, Proceedings of 1980 IIBS and the 9th JSID Meeting*, Edited by Kawahara, 1-17(1980).
- 8) D. F. Williams, “Implantable Prostheses”, *Phys. Med. Biol.*, 25(4), 611-636(1980).
- 9) 永井教之, 竹下信義, “部分安定化セラミックスの性質その歯科インプラントへの応用”, 齒科ジャーナル, 25(5), 581-596(1987).
- 10) D. Buser, K. Warrer, and T. Karring, “Formation of a Periodontal Ligament Around Titanium Implants”, *J. Periodontol.*, 61(9), 597-601(1990).
- 11) K. Nishihira and T. Akagawa, “Development and Clinical Application of Natural-Type Hydroxyapatite Artificial Roots”, *Oral Implantology and Biomaterials*, Elsevier Science Publishers B.V., Netherlands, 1989, pp.

- 41-46.
- 12) K. Nishihara and T. Akagawa, "Case Report on Artificial Root Therapeutics", *Bioceramics*, 3, Phillips Brothers Printers, U.S.A., 1991, pp. 183-192.
 - 13) K. Nishihara and T. Akagawa, "Clinical Applications of Hydroxyapatite Artificial Root of Fibrous Tissue Attachment Type", *Bioceramics*, 4, Butterworth-Heinemann Ltd., London, 1991, pp. 223-230.
 - 14) K. Nishihara, T. Kobayashi, and T. Akagawa, "Studies on Periodontal Tissue Around a New Type Hydroxyapatite Artificial Root", *Bioceramics*, 3, Phillips Brothers Printers, U.S.A., 1991, pp. 171-181.
 - 15) K. Nishihara, T. Kobayashi, and T. Akagawa, "Light Microscopic and SEM Observation of Tissue Around New Type Artificial Roots", *Phosphorous Research Bulletin*, 1, 185-190(1991).
 - 16) K. Nishihara and T. Akagawa, "Comparative Studies on Periodontal Tissues Around New Type Artificial Roots Made of Zirconium Oxide, Titanium and Hydroxyapatite", *Phosphorous Research Bulletin*, 1, 179-184 (1991).
 - 17) K. Nishihara, T. Akagawa, H. Hara, and S. Nakagiri, "Stress Analysis Related to Artificial Roots of Connective Tissue-Adhesive Type", Abstract of the 1st World Congress of Biomechanics (San Diego), 114 (1990).
 - 18) H. Mohammed and S. Tsutsumi, "Biomechanical Compatibility of Dental Implants", *Treaties on Biomedical Materials*, 1, 157-164(1983).
 - 19) 宅間雅彦, 西本公紀, ほか, "各種インプラントの咬合機能下での応力解析について", *補綴誌*, 29(5), 56-64(1985).
 - 20) K. R. Williams, J. T. Edmundson, "A Finite Element Stress Analysis of an Endodontically Restored Tooth", *MEP Ltd.*, 13(4), 167-173(1984).
 - 21) H. R. Stanley, L. Hench, et al., "The Implantation of Natural Tooth Form Bioglasses in Baboons", *Oral Surg.*, 42(3), 339-356(1976).
 - 22) R. H. Gallagher, B. R. Simon, T. C. Josen, and J. F. Gross, "Finite Elements in Biomechanics", John Wiley and Sons, UK, 1982, p. 225.
 - 23) 多田幸生, 松本隆一, 鎌田三保, "形状最適性に基づく負荷荷重同定の可能性について", *日本機械学会シンポジウム講演論文集*, 890(34), 89-95(1987).
 - 24) 畔上秀幸, "成長の構成則を用いた形状最適化手法の提案", *日本機械学会論文集(A)編*, 54(508), 2167-2175(1988).
 - 25) 尾田十八, 多加充彦, ほか, "生体解析への二次元有限要素モデル適用についての考察", *日本機械学会論文集(A)編*, 54(501), 1172-1179(1988).
 - 26) 吉田昌弘, 中嶋紀一, 堤 定美, "人工歯根の植立方法に関する力学的研究, 第一報 組織における応力分布について", *生体材料*, 9(2), 73-80(1991).
 - 27) J. Wolff, "Ueber die innere Architectur der Knochen und ihre Bedeutung fur die Frage vom Knochenwachsthum", *Archiv fur pathologische Anatomie und Physiologie und fur Klinische Medizin, Virchows Archiv.*, 50, 389-453(1870).
 - 28) J. Wolff, "Die Lehre von functionellen Pathogenese der Deformatiten", *Archiv fur Klinische Chirurgie*, 53 Bd Heft 4, 831-905(1884).
 - 29) J. Wolff, "Ueber die Theorie des Knochenschwundes durch vermehrten Druck und der Knochenanbildung durch Druckentlastung", *Archiv fur Klin Chirurgie*, 42, 302-324(1891).
 - 30) R. Huiskes, H. Weinans, et al., "Adaptive Bone-remodelling Theory Applied to Prosthetic-design Analysis", *J. Biomechanics*, 20(11,12), 1135-1150(1987).
 - 31) H. Meyer, "Die Architectur der Spongiosa", *Reichert und Dubois-Reymond's Archiv.*, 1867, pp. 616-628.
 - 32) D. P. Fyhrie and D. R. Carter, "A Unifying Principle Relating Stress to Trabecular Bone Morphology", *J. Orthopaedic Research*, 4, 304-317(1986).
 - 33) J. C. Koch, "The Law of Bone Architecture", *Am. J. Anat.*, 12, 177-298(1917).
 - 34) S. C. Cowin, "Wolff's Law of Trabecular Architecture at Remodelling Equilibrium", *J. Biomech. Engng.*, 108, 83-88(1986).
 - 35) Y. Matsushita, M. Kitoh, et al., "Two-dimensional FEM Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stress Distribution", *J. Implantology*, 16(1), 6-11(1990).
 - 36) 秋吉正豊, "歯周組織の支持構造の生物学的特徴", *鶴見歯学*, 9(1), 1-9(1983).

Studies on Stress Distribution Around Hydroxyapatite New Type Artificial Root by Means of Finite Element Method

Katsunari Nishihara*¹, Shigeru Nakagiri*²

*¹Department of Oral Surgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113, Japan.

*²Institute of Industrial Science, University of Tokyo, 7-22-1, Roppongi, Minato-ku, Tokyo 106, Japan.

Abstract

This paper deals with numerical analysis of the shape and functional effect of hydroxyapatite new type artificial roots (the fibrous tissue attachment type) on functioning jawbone with the aid of the finite element method (FEM). Stress distribution around artificial roots with five different shapes—a cylinder, a cone, and three corrugated cones—was analyzed and compared in the

mandibular molar region modelled in the plane strain state. The effect of the loading angles on the artificial roots was studied also.

The numerical results showed that stress distribution in the jawbone was sensitive to the artificial root shape, and that the stress state was mitigated around roots of corrugated configuration of larger diameter. The principal stress trajectory pattern in the lamina dura around the corrugated artificial root was oriented either parallel or perpendicular to the root surface. These results were compared to patterns of bone formation around artificial root in animal experiment specimens. The osteogenesis in the specimens and the finite element (FE) analysis pattern showed a close correlation. Osteogenesis was assumed to occur at the site of the moderate stress distribution zone, and bone trabeculae were assumed to appear according to the principal stress trajectories.

To study the functional effect of artificial root, we directed attention to the root-fixation system to the jawbone, which corresponds to masticatory function. Therefore, we analyzed ankylotic artificial roots of the same shape by means of FEM, and the results were compared to those of the fibrous tissue attachment type.

Mises equivalent stress distribution and principal stress distribution patterns were quite different between ankylotic and fibrous tissue attachment type. The latter patterns were appropriate to jawbone structures and assumed resembling that of natural tooth system.

Key Words : Artificial root, Finite element method, Hydroxyapatite, Shape effect, Functional effect.