

# 歯科領域における構造力学の適用

篠原 直幸

鹿児島大学歯学部歯科補綴学第一講座

## Application of Structural Mechanics to Dentistry

Naoyuki Shinohara

First Department of Prosthetic Dentistry,  
Kagoshima University Dental School

### Abstract

The idea and analytical method in structural mechanics have been applied to the prosthetic dentistry and are confirmed to be effective for the design and failure analysis of dental restorations. A tooth and its limbic structure are made of pulp being treated as cavity in a sense of structure mechanics, periodontal tissue with the small Young's modulus  $E$  of 1-10MPa and Poisson's ratio  $\nu$  of 0.45, dentin, cement and alveolar bone of  $E=14-15$ GPa and  $\nu=0.2-0.3$ , and enamel of  $E=40-60$ GPa and  $\nu=0.3$ . Dental restorations complicate the structural configuration severely. For example, in the crown restoration a metal crown being made by Au-Cu alloy of  $E=80-100$ GPa and  $\nu=0.33$  or an all ceramic crown being made by ceramics of  $E=100-130$ GPa and  $\nu=0.2$  is set with dental cement of  $E=9-20$ GPa and  $\nu=0.35$  or resin cement of  $E=4$ GPa and  $\nu=0.3$ , after abutment teeth are prepared. Therefore, the finite element method (FEM), that is, a versatile numerical one even for the analysis of complicated structures being made up of different materials is appropriate for the stress, deformation and fracture analyses of a tooth and its limbic structure.

In this paper, the author presents some of the results of his study using FEM. A newly developed mechanical model to handle the three-dimensional teeth and limbic structures is mentioned first and the design parameters of fixed restorations using the model are discussed in Section II and III. A crack growth analysis along the adhesive layer of resin-bonded bridge based upon the energy release rate ( $G$ ) concept is described in Section IV. The effect of the cementing materials on the strength of an all ceramic crown is presented in Section V.

### Key words

structural mechanics, finite element method, dental restoration, durability, adhesive problem.

## I. はじめに

材料力学や構造力学における概念や手法が歯学領域に適用され、歯科用補綴物の形状設計や破損解析の有効な手段となっている。構成する材料から口腔内に存在する組織を考えると（図1・表1参照）、まず歯牙や歯周組織は、構造的に空孔と扱える中央の歯髄、ヤング率  $E$  が極めて小さく（1-10GPa 程度）ポアソン比  $\nu$  がかなり大きい（0.45程度）歯根膜、 $E=14-15$  GPa  $\nu=0.15-0.30$  の象牙質、セメント質、および歯槽骨、 $E=40-60$  GPa  $\nu=0.30$  のエナメル質からなっている<sup>1-10)</sup>。歯根膜には、歯槽骨とセメント質内部にまで入り込んだシャープピー線維が走っている。歯槽骨内部には構造的に空孔と扱える骨髄があり、骨髄が多い領域を有効ヤング率1.5GPa程度の海綿骨、歯槽骨表面の骨髄が比較的少ない領域を有効ヤング率4.5GPa程度の皮質骨と扱う事もある<sup>7-11)</sup>。補綴物を考えると、形状は更に複雑となる。例えば補綴物を装着する場合を考えると、歯牙の支台歯形成を行い、そこに $E=80-100$  GPa  $\nu=0.33$  の金合金<sup>3, 8, 12, 13)</sup>や $E=100-130$  GPa  $\nu=0.2$  のセラミックス<sup>5, 6, 14)</sup>を、 $E=9-20$  GPa  $\nu=0.35$  の歯科用セメント<sup>3, 12, 13)</sup>で装着するか、 $E=4$  GPa  $\nu=0.3$  のレジンセメント<sup>3, 14)</sup>で接着する。また、歯牙の動揺が病的になったり歯牙が欠損した場合には、スプリントやブリッジにより複数歯を連結する<sup>15, 16)</sup>。

多くの異種材からなるこれらの構造物の解析には有限要素法（Finite Element Method, 略してFEM）

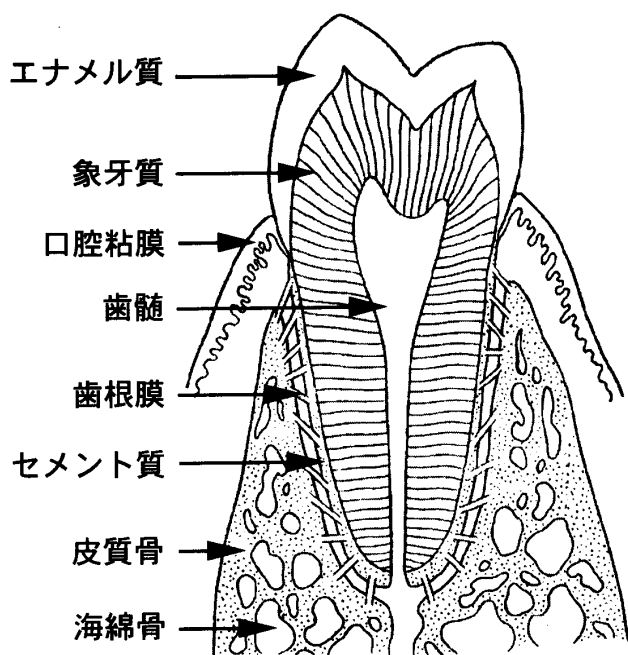


図1 歯牙と歯周組織（模式図）

による数値解析が考えられる。有限要素法とは、物体を仮想的に有限の大きさの要素（有限要素）に分割し、次に、これらの要素を有限個の節点で結合再構成して構造物の応力や変形を数値的に求める方法であり、構造工学においては古くから知られている方法である<sup>17)</sup>。そして、構造工学においては、実際の構造物を有限個の節点で結合された構造要素の集合体と考え問題を取り扱っている。そのため、支持組織を含めた補綴物という構造物全体を普通の手法で分割するとかなりの節点数となる。そのため、これまでは主に2次元のモデルが解析されてきたが、3次元のモデルも最近のコンピュータの発達やダウンサイジングにより解析されるようになってきている<sup>18-23)</sup>。そして、応力や歪エネルギーの分布が耐力や損傷との関連で議論の対象とされてきた。

今回、私の行ってきた数値解析の中から、3次元のモデル化に工夫を施しスプリントやブリッジの設計要因について言及した解析<sup>24-28)</sup>（Ⅱ・Ⅲ）、破壊力学的色彩の解析<sup>25, 29, 30)</sup>（Ⅳ）、接着構造の解析<sup>25, 31)</sup>（Ⅴ）などを選択し、構造力学の歯学領域への適用についての概略を述べたいと思う。

## Ⅱ. 歯槽骨吸収を伴う単独および連結歯牙のモデル化

歯槽骨吸収や歯牙の欠損を固定性補綴物で修復する場合、複数の歯牙をスプリントやブリッジを用いて連結する。連結された歯牙の外力に対する挙動をシミュレートする際に重要なのは、歯列に垂直に横方向の力が作用する場合である。これを2次元の解析で再現するのはかなり無理である。固体要素を使つての3次元解析は、外力作用部位や作用方向、歯槽骨吸収状態、歯牙被覆や接着性補綴物の形状、連結歯数、連結金属の厚みや位置などの設計パラメーターを考えると、計

表1. 歯学領域に関連する構成材料の機械的性質

構成材料	ヤング率(GPa)	ポアソン比
エナメル質	$4.0 \times 10^1$	0.30
象牙質	$1.4 \times 10^1$	0.30
セメント質	$4.0 \times 10^1$	0.25
歯根膜	$1.0 \times 10^{-2}$	0.45
顎堤粘膜	$1.0 \times 10^{-1}$	0.45
皮質骨	$1.4 \times 10^1$	0.30
海綿骨	$0.5 \times 10^1$	0.33
金合金	$8.0 \times 10^1$	0.33
セラミックス	$1.2 \times 10^2$	0.2
歯科用セメント	$1.0 \times 10^1$	0.35
レジンセメント	$0.4 \times 10^1$	0.3
義歯床用レジン	$0.2 \times 10^1$	0.3

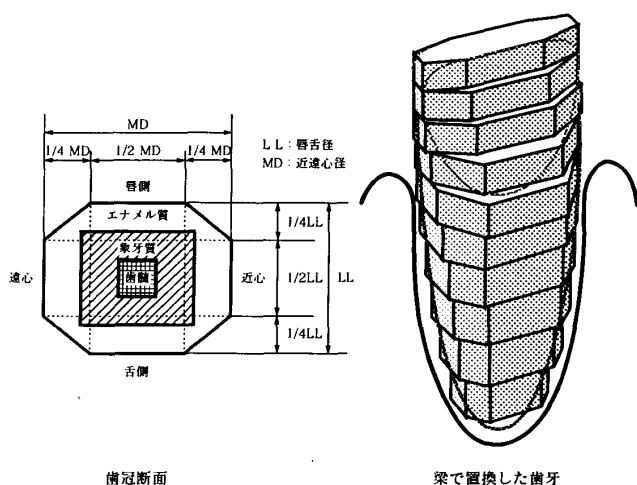


図2 単独歯牙モデル

算容量，時間および費用の点で実行し難い。そこで，以下のようなモデル化を行った。

#### A. 単独歯牙モデル

各歯牙の外形断面を八角形の変断面梁と近似する。断面の変化の様子は，露出している歯冠部と正常な歯根部をそれぞれ五等分，全部で十個の梁要素に分割して再現する。各梁要素の図心は歯牙の湾曲により要素ごとに違っており，全体の軸線は不連続になる。各梁要素は更に図2に示す材料定数の異なるエナメル質，象牙質，歯髄および修復用金属の各小梁要素に分割され，歯牙は11節点変断面複合梁となる。

#### B. 歯牙と歯根膜および歯槽骨との連結

次に歯牙と歯根膜および歯槽骨との結合を行う。歯牙は歯根膜内のシャープリー線維により主に支えられている。負荷が小さいときは線維が変形し，負荷が増大すると大きな骨髄を内包する歯槽骨が変形する。

歯牙の動きに対し，歯軸方向，歯軸と垂直方向および歯軸回りの回転に抵抗する支持組織の3種類の働きを考える。歯牙全体の3方向の移動は歯軸1方向，歯軸と垂直な2方向の支持組織の剛性によりつりあった変位に抑えられる。また3方向の回転は歯軸回りの支持組織の回転剛性や歯軸と歯軸と垂直な2方向の支持組織の剛性によりつりあう角度に抑えられる。

本稿では，例として歯軸方向に対する変形モデルについてのみ簡単に記述する。垂直負荷に対しては図3に示す変形モデルを考える。ここでは簡略化するために歯牙断面を円形とし，歯牙の梁要素に負荷  $P_v$  が作用すると線維を含む歯根膜がせん断変形すると仮定する。変形前の歯牙位置を点線，変形後の歯牙位置を実

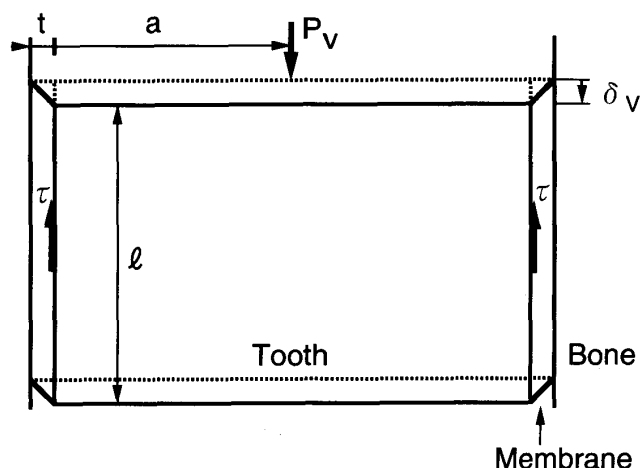


図3 垂直負荷に対する歯根膜の変形モデル

線で示す。歯根膜厚みを  $t$ ，歯牙と歯槽窩との上下方向の相対変位を  $\delta_v$  とする時，歯牙表面に作用するせん断応力  $\tau$  は

$$\tau = G\delta_v/t \quad (1)$$

$G$  は歯根膜のせん断剛性である。歯根半径を  $a$ ，歯根梁要素の長さを  $l$  とする時，歯軸方向の力の平衡より

$$P_v = \tau 2\pi a l \quad (2)$$

式 (1)，(2) より

$$P_v = \delta_v 2\pi a l G/t$$

となり，垂直変位に対する歯根膜の剛性 ( $P_v/\delta_v$ ) は歯根半径  $a$  に比例する。

歯根膜でなく，その中のシャープリー線維の伸びの縦方向成分が  $P_v$  と釣り合うとしてもやはり剛性は  $a$  に比例する結果を得る。歯槽骨の変形まで考慮する場合は更に外側に何か基準を置き，そこと歯槽窩の相対的変位  $\delta_{vb}$  を組み入れればよい。負荷と  $\delta_{vb}$  の間に線形関係を想定すれば，やはり全変位  $\delta_v + \delta_{vb}$  と  $P_v$  間の剛性は  $a$  に比例したものになる。

水平変位に対する歯根膜変形モデルでも剛性は  $a$  に比例する。歯軸周りのねじり変形モデルでは剛性が  $a$  の3乗に比例する。各梁要素の3種類の剛性（スプリング）を要素上下の節点に等分して振り分けると，図4に示すような歯周組織をスプリングで置換する単独歯牙モデルが得られる。最後に，単独正常歯牙に対し3種のFEM解析を行い，文献<sup>32-34)</sup>からの変位を再現するよう剛性（未知量は全体で3個）を決定した。また，図4のスプリングを上から切断していくと歯槽骨吸収をシミュレートでき，その再現性は図5に示すよ

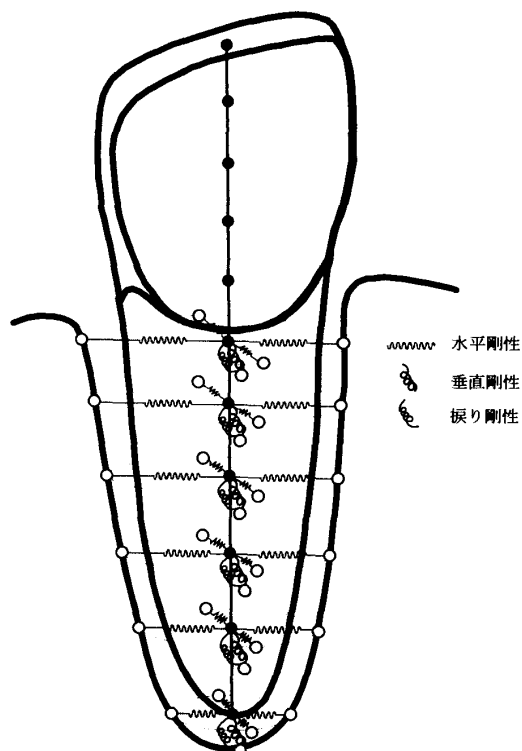


図4 歯牙と歯周組織のモデル

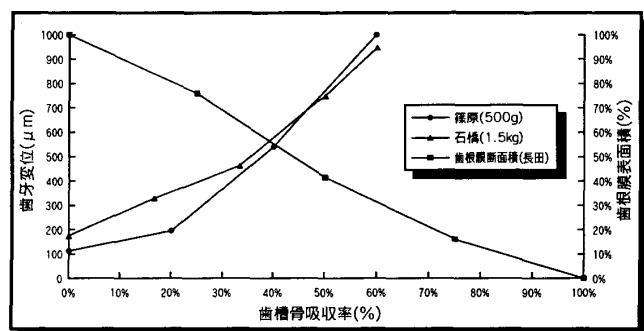


図5 歯槽骨垂直吸収のシュミレート

うに、実際の歯牙の動きに近いものとなっている<sup>35)</sup>。

### C. ブリッジモデル

ブリッジに用いる修復物は、ブリッジのために支台歯形成された部分を修復物で置換して修復物の剛性とするとともに、欠損修復部のポンティックも同じ考えから歯冠部だけをセラミックスと金属を使用したリッジラップ型として再現した。図6に接着性補綴物とポンティック、図7に3/4冠と陶材焼付冠を用いた場合の支台歯断面を示す。

歯牙の連結には図8の板要素を使用する。梁要素の節点と板要素の節点は剛結合されている。この連結モデルにより各種の設計パラメータを変えたFEM解析

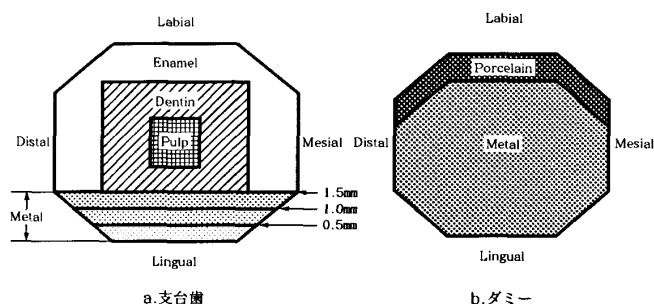


図6 接着性補綴物とダミーのモデル断面

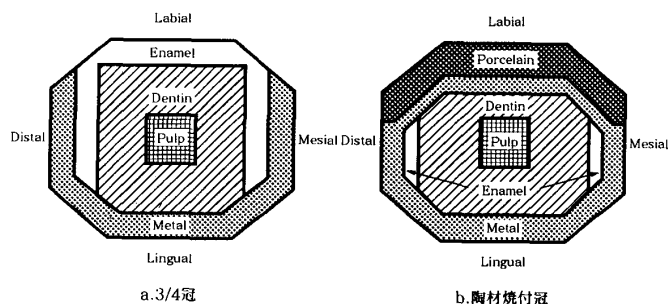


図7 3/4冠・陶材焼付冠のモデル断面

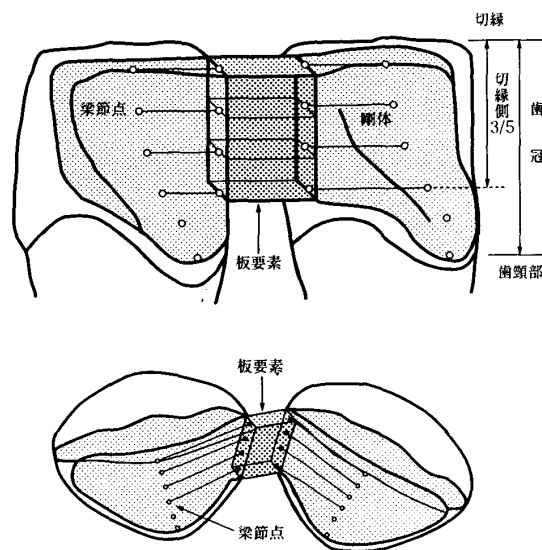


図8 ブリッジ連結部モデル

が短時間で可能となった。

## Ⅲ. 上顎側切歯1歯欠損症例とブリッジの設計条件

### A. 解析項目と解析方法

ブリッジの外力に影響を与える設計パラメーターとしては、外力作用部位や作用方向、歯槽骨吸収状態、補綴物の形状、連結歯数、連結金属の厚みや位置などが考えられる。<sup>2)</sup>欠損のブリッジの場合、表2に示すように、支台歯に接着性補綴物を136、3/4冠は48、

表2. ブリッジの解析ケース

支 台 装 置 Cr		歯槽骨吸収率 P		支 台 歯 T		荷 重 部 位 F		連 結 部 位 C		解 析 ケ ー ス	ケ ー ス 数
装 置	略 号	%	略号	数 と 種 類	略号	歯牙部位	略号	部 位	略号		
3/4 冠	3/4 Cr	0	P6	③ 2 ①	T3	1  切縁	F1U	切端側3/5	CU	3/4Cr・P6~P3・T3・F1U~3U・CU T4 T5 T6	12 12 12 12
陶材焼付冠	MBCr	20	P5	③ 2 ①   ①	T4	2  切縁	F2U	歯頸部	CL	MBCr・P6~P3・T3・F1U~3U・CU T4 T5 T6	12 12 12 12
接着性ブリッジ ( )内は 金属厚み (mm)	M1(0.5)	40	P4	③ 2 ①   ①②	T5	3  切縁	F3U			M1・P6~P3・T3・F1U~3U・CU T4 T5 T6	12 12 12 12
	M2(1.0)		P3	③ 2 ①   ①②③	T6					M2・P6~P3・T3・F1U~3U・CU T4 T5 T6	12 12 12 12
	M3(1.5)	60								M3・P6~P3・T3・F1U~3U・CU T4 T5 T6	8 8 12 12

陶材焼付冠は48の組み合わせとし、計232ケースのモデル解析を行った。さらに、解析した結果をもとに、歯牙の動きと水平方向の歯根膜負担力に注目し、考察の指標とした。

## B. 解析結果

2|欠損をブリッジにて修復したケースをみると、歯槽骨吸収率20%と60%について解析した歯牙変位の結果は、支台装置が接着性では図9・図10、3/4冠と陶材焼付冠では図11・図12に示すとおりである。荷重条件は1|切縁中央に500gの水平荷重であり、縦軸は各歯牙モデルの切縁中央部の水平方向変位、横軸は歯牙の種類を示す。歯牙変位は歯槽骨吸収率が増加するに従い増加した。また、いずれの歯槽骨吸収条件下でも支台歯数の増加に伴い歯牙変位は減少した。

同様に、歯槽骨吸収率20%と60%について歯根膜負担力最大値を解析した結果では、接着性の場合が図13・図14、3/4冠と陶材焼付冠では図15・図16となる。荷重条件は上述と同様で、図の縦軸は歯根膜負担力最大値、横軸は歯牙の種類を表している。歯根膜負担力は歯槽骨吸収率が増加するに従って増し、いずれの歯槽骨吸収条件下でも支台歯数の増加に伴って減少した。

## C. 歯牙の変位と歯根膜負担力からブリッジの設計を考える

ブリッジでは支台歯を連結することによって支台歯の動揺は抑制されるが、許容される動揺量に関する報告はないように思われる。筆者の実験では、単独歯牙モデルの切縁中央部に500gの水平荷重を加えると、歯槽骨吸収率0%の場合、モデル切縁部の水平方向変位の計算値は1:122.7 $\mu$ m, 2:99.4 $\mu$ m, 3:92.3 $\mu$ mとなった。なお、Mühlemannは単独歯に500gの水平荷重を加えた場合の生理的動揺度について報告しているが、そこでは、切歯:100~200 $\mu$ m, 犬歯:50~90 $\mu$ mと述べている(表3)。

両者の比較から、歯槽骨吸収率0%の歯牙モデルの

表3. 歯の生理的動揺度

測 定 条 件	歯 種	測 定 値
唇舌方向へ500g荷重時 変位量 ( $\mu$ m) (Mühlemann)	切 歯	100~200
	犬 歯	50~90
	小 白 歯	80~100
	大 白 歯	40~80
垂直方向へ500g荷重時 変位量 ( $\mu$ m) (Picton)	上顎中切歯	25

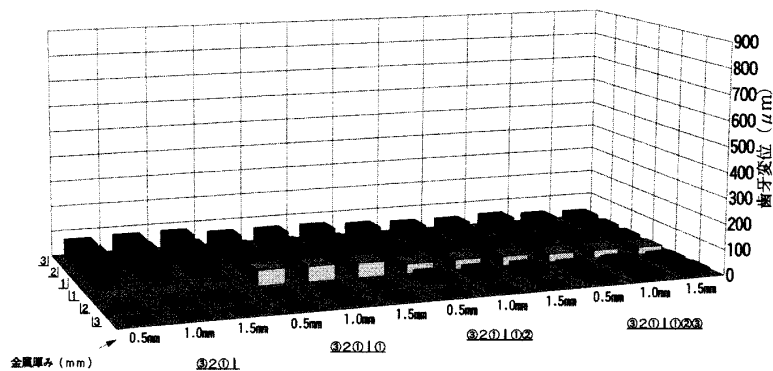


図9 接着性ブリッジ形態と歯牙変位の関係（歯槽骨吸収率20％）

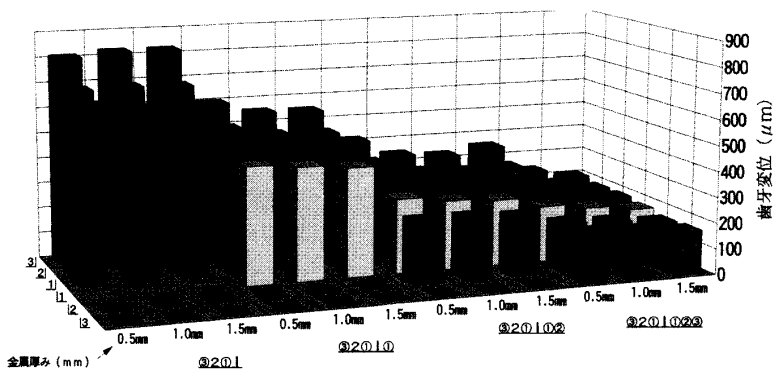


図10 接着性ブリッジ形態と歯牙変位の関係（歯槽骨吸収率60％）

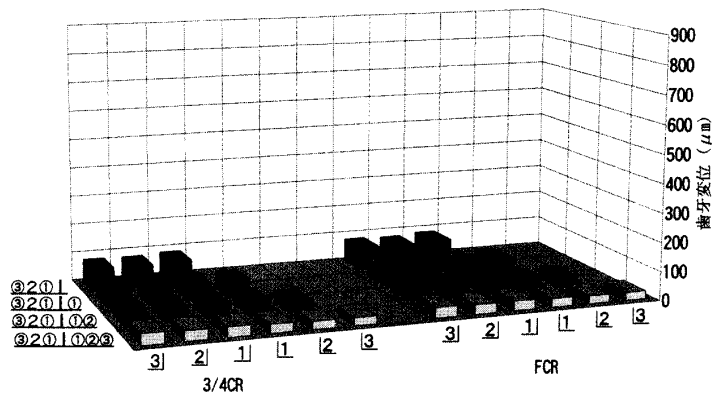


図11 ブリッジ形態と歯牙変位の関係（歯槽骨吸収率20％）

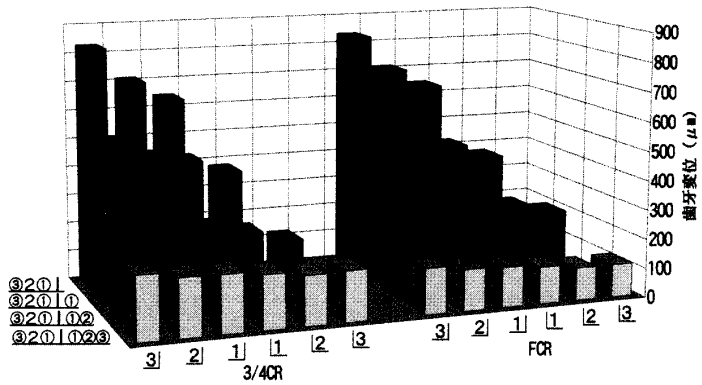


図12 ブリッジ形態と歯牙変位の関係（歯槽骨吸収率60％）

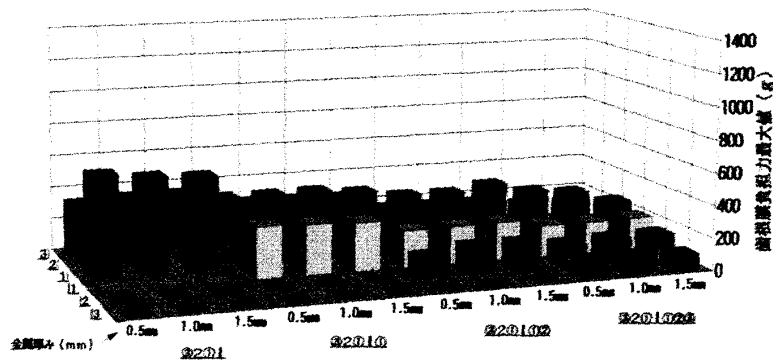


図13 接着性ブリッジ形態と歯根膜負担力の関係（歯槽骨吸収率20％）

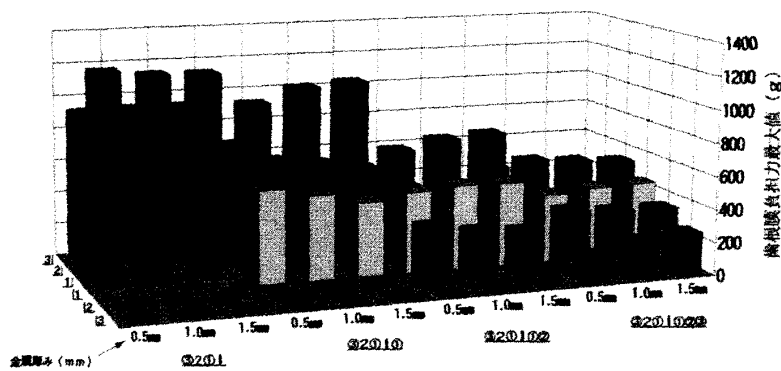


図14 接着性ブリッジ形態と歯根膜負担力の関係（歯槽骨吸収率60％）

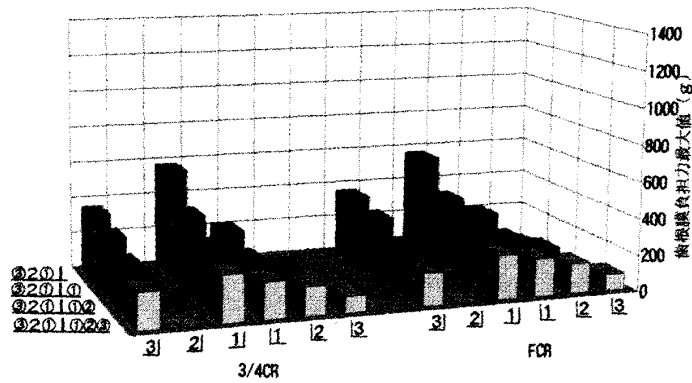


図15 ブリッジ形態と歯根膜負担力の関係（歯槽骨吸収率20％）

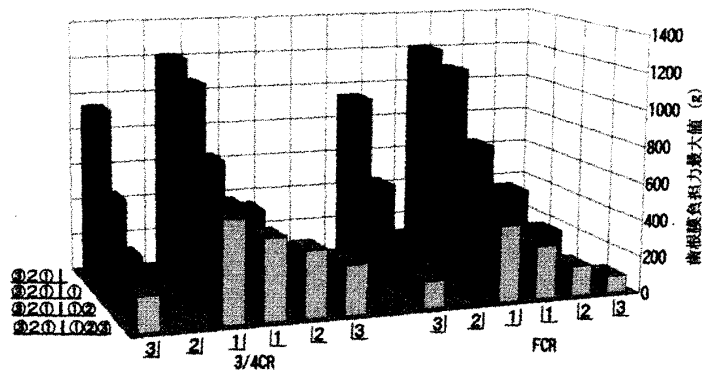


図16 ブリッジ形態と歯根膜負担力の関係（歯槽骨吸収率60％）

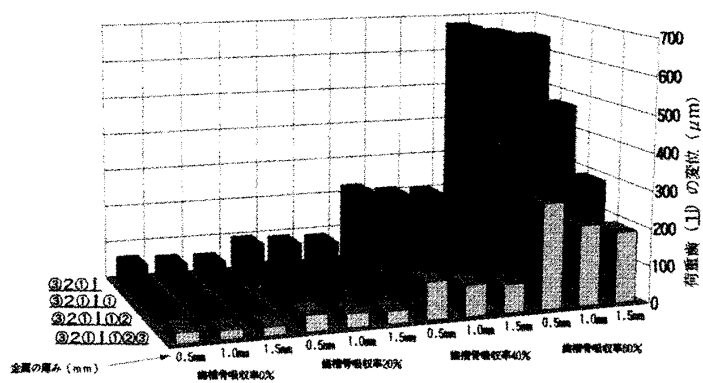


図17 支台歯数と荷重歯(1)の変位との関係  
(接着性ブリッジ支台歯数の増加による影響)

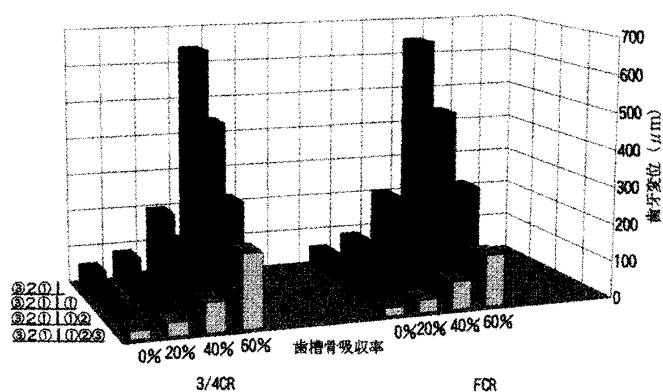


図18 支台歯数と荷重歯(1)の変位との関係  
(ブリッジ支台歯数の増加による影響)

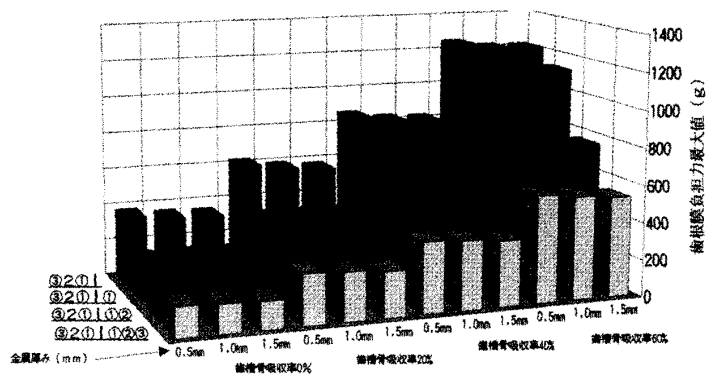


図19 支台歯数と荷重歯(1)の歯根膜負担力との関係  
(接着性ブリッジ支台歯数の増加による影響)

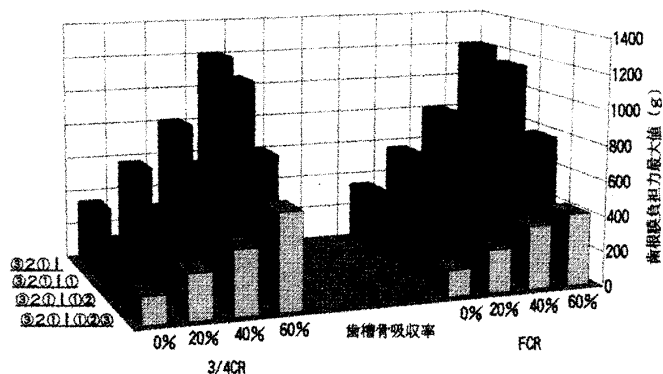


図20 支台歯数と荷重歯(1)の歯根膜負担力との関係  
(ブリッジ支台歯数の増加による影響)



表 4. 歯髄を除く歯冠部の補綴材料への置換率

部 位		支台装置	歯牙自体 (歯髄を除く)	接 着 性 補 綴 物			3/4 冠	陶材焼付冠
				金 属 厚 み (mm)				
				0.5	1.0	1.5		
<u>1</u>	体 積 (mm <sup>3</sup> )	293.22	25.45	58.65	95.70	103.40	180.03	
	置換率 (%)	100	8.7	20.0	32.6	35.3	61.4	
<u>2</u>	体 積 (mm <sup>3</sup> )	151.54	17.08	39.96	64.51	65.77	108.77	
	置換率 (%)	100	11.3	26.4	42.6	43.4	71.8	
<u>3</u>	体 積 (mm <sup>3</sup> )	290.28	18.62	40.88	67.72	96.12	154.38	
	置換率 (%)	100	6.4	14.1	23.3	33.1	53.1	
<u>1・2・3</u> の場合	体 積 (mm <sup>3</sup> )	735.04	61.15	139.49	227.93	265.29	443.18	
	置換率 (%)	100	8.3	19.0	31.0	36.1	60.3	

表 5. モデル解析によるブリッジ(2欠損)の設計条件への試み

支 台 装 置	支台歯数 歯槽 骨吸収率(%)	2 ③ 2 ①	3 ③ 2 ①   ①	4 ③ 2 ①   ① ②	5 ③ 2 ①   ① ② ③	
接着性補綴物	0	良				
	20					
	40	不可			可	
	60					
3/4 冠	0	良				
	20	可	良			
	40					
	60	不可			可	
陶材焼付冠	0	良				
	20	可	良			
	40					
	60	不可				

動揺度は正常な生体歯牙の動揺の範囲内であることがわかる。そこで、単独歯についてのこれらの報告を拡張してブリッジ支台歯の場合を考え、これまでの単独歯の生理的動揺に近い150 $\mu$ m、中等度の動揺度とされる250 $\mu$ mの2段階を、支台歯の許容できる動揺量の指標とした。

歯根膜負担力の場合、500g水平荷重を歯槽骨吸収率0%の単独歯牙モデルに加えると、1の歯根膜負担力は最大値565gが得られたことから、歯根膜負担力が単独歯で得られた565g相当のレベルにとどまれば、支台歯としては生理的に許容できるとした。

比較のために、水平荷重のかかっている1の水平変位について、接着性の図9・図10などをもとに書き換えたものが図17、3/4冠と陶材焼付冠の図11・図12などをもとに書き換えたものが図18である。図の縦軸は1切縁中央部の水平変位、横軸はブリッジの支台歯数を表している。

単独歯の生理的動揺に近い150 $\mu$ mの条件では、歯槽骨吸収率60%では支台歯数5歯の場合、支台装置もメタルボンドのみが許容できるといえる。また、歯槽骨吸収率40%では2歯まではブリッジとして不十分であり、3歯が許容限度線上であることが示される。250 $\mu$ mの条件下では、歯槽骨吸収率60%では支台歯数4歯以下の場合、ブリッジでは支台装置の違いにかかわらず不十分であることがわかる。また、表4の歯髄を除く歯冠の補綴材料の置換率から、3/4冠では36%、陶材焼付冠では60%の置換率となり、支台装置の種類によりブリッジの剛性は変わるが、その影響は吸収率が60%で連結歯数も4歯以上の場合にのみみられることになる。そのため、剛性を上げるだけでは限度であることが示された。

同様に、歯根膜負担力と支台歯数との関係を接着性の図13・図14などをもとに書き換えたものが図19・3/4冠と陶材焼付冠の図15・図16をもとに書き換えた

ものが図20である。これらのことから、歯槽骨吸収率60%では5歯以上、40%では4歯以上が許容限度内となり、吸収率20%では2歯支台のブリッジが許容限度線上に有ると言える。

以上の結果から、2欠損の症例（前歯のみ）において接着性補綴物、3/4冠、陶材焼付冠を支台歯にした場合のブリッジの可否を判定したものが表5である。なお、ここでは歯牙の変位が $150\mu\text{m}$ 以下で、歯根膜負担力が $565\text{g}$ 以下の場合には“良”，歯牙の変位が $150 \sim 250\mu\text{m}$ で、歯根膜負担力が $565\text{g}$ 以下の場合には“可”，両方ともそれ以上の場合には“不可”の3段階としている。

#### IV. 接着性ブリッジの破壊力学的解析

前項で扱った歯牙欠損を接着性レジンセメントを用いて修復した接着性ブリッジの一例、図21の歯牙と連結金属の強度を考察する。図21-(a)を上から見た2次元モデルが図21-(b)である。損傷は常に歯牙と金属間で発生し、通常、補綴物は接着層金属側より脱落する。従来は接着層内の応力分布が求められ設計条件が議論されてきた。しかし、通常の処置技術では接着層内に $50\mu\text{m}$ 程度の空孔が形成されることは十分に推測され、また、繰り返し負荷により微小亀裂が接着層内に発生することも考えられるため、これらの微小亀裂が進展するか否かの問題が耐久性の点から検討に値すると思われる。

そこで、歯牙の欠損側の隣接面での支台歯形状、つまり、wing が接着層内に発生した微小亀裂の進展あるいはその耐久性にどのような効果を持つか、エネルギー開放率  $G$  の比較から考察した。図22に、2種類の支台歯形状の2次元有限要素モデルを示す。この2種の支台歯形状について亀裂進展によるエネルギー開放率  $G$  を金属部分の厚み  $t_m$  に対して亀裂水平方向の進展量の関数として図23に求め、wing 付きには添字  $w$  を付けている。図23では、金属部分の厚み  $t_m$  の影響が亀裂水平方向進展量の関数として示されている。wing 付は混合モードであるが、樹脂のモードIエネルギー開放率限界値  $G_{cr}$  に安全係数を掛け、亀裂進展限界負荷や限界亀裂長を求めた。これから金属部分の形状や厚みの設定ができる。その結果、wing 付与の支台歯形状が耐久性の点で優ることが示され、接着性補綴物の支台歯デザインの論拠とされている。

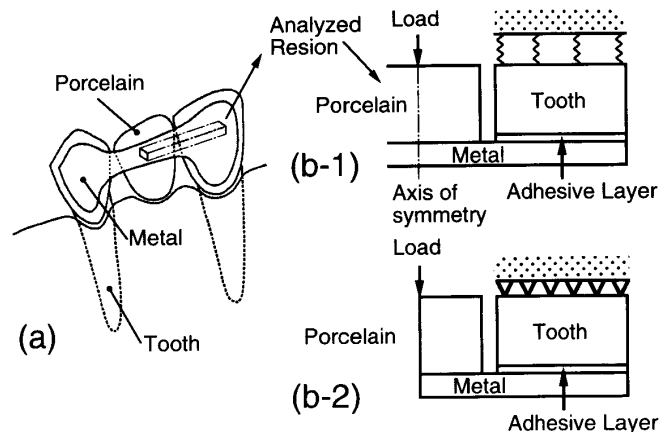


図21 接着性ブリッジと2次元有限要素モデル

(a) 接着性ブリッジ

(b-1) 弾性支持のモデル

(b-2) 剛性支持のモデル

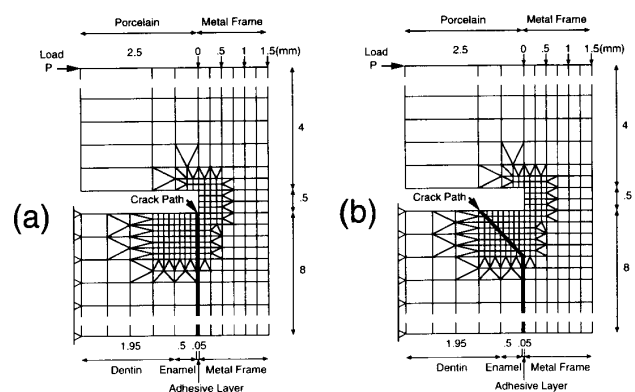


図22 2次元有限要素モデル

(a) ウイングなし

(b) ウイングあり

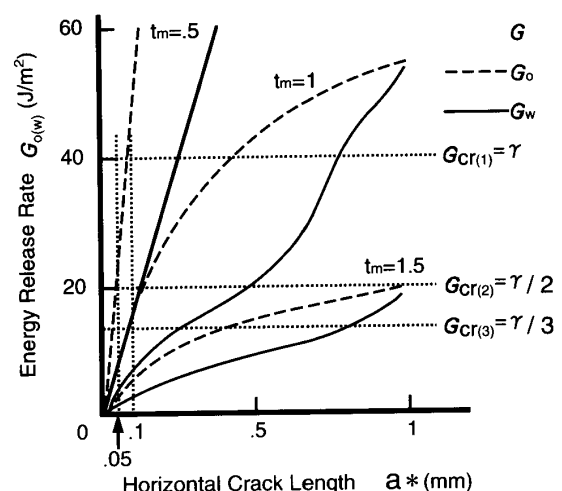


図23 接着性補綴物の支台歯形状がエネルギー開放率  $G$  に与える影響

## V. 接着性レジンセメントがオールセラミッククラウンの強度に与える影響

歯牙にオールセラミッククラウンを装着した場合の噛み合わせ時の強度を実験すると、支台歯とセラミッククラウンの間に従来の歯科用セメントより接着性レジンを使用して装着した方が強度が上がることを、同じレジンセメントでも接着力の大きいものが大きい強度を示すことが指摘されている。

その力学的な解釈のために、セラミッククラウンが合着された図24-aの修復歯牙全体の関係から、最も破壊されやすいセラミックスと合着材に注目し、図24-bに示すような咬合接触の基本形を取り出し、2次元有限要素モデルで図25の圧縮・剪断負荷を加えて解析した。上部からセラミックス、接着層（合着層）、象牙質層で、それぞれの厚みは1.2、0.05、5.2mmとっている。対称であるので半分だけを解析する。左下を固定し、左側の支持点は横方向、下側の支持点は縦方向を拘束し、他は無拘束である。上下方向、左右方向にそれぞれ28、26分割し、対称の位置に上下方向5kgの圧縮負荷をかけている。3層に分割した接着（合着）層の応力はほぼ同様の傾向を示す。図26に接着層中央

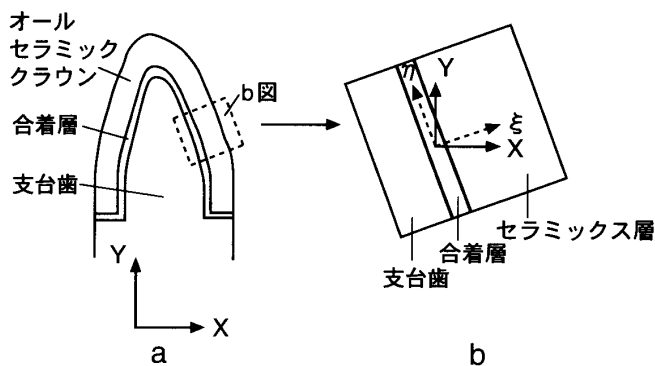


図24 セラミックス・合着材・支台歯の関係

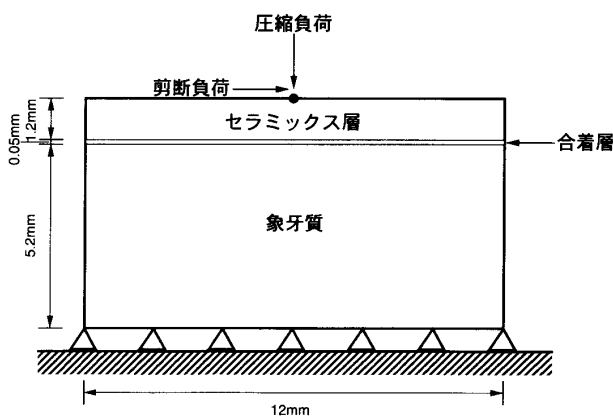


図25 有限要素モデル

部の最大主応力を接着層ヤング率 $E$ （パラメータ）の関数として示す。最大主応力はほぼ負荷方向に垂直に発生する。 $E=7\text{GPa}$  付近で圧縮から引張りに変化する。接着性レジンセメントは $E=4\text{GPa}$ 、歯科用セメントは $E=9\text{GPa}$  以上である。つまり、剛のセメントの引張り応力が発生し、更にセメントの引張り強度はかなり小さいことから、セメント層の早期破損が予想される。次に、剥離層の大きいものは接着強度の低い樹脂と考え、樹脂接着剤とセラミックスの間に剥離が発生した場合の解析を行った。剥離面では圧縮荷重は伝えるが、引張りと剪断荷重は伝えない。対称位置で負荷方向に垂直に発生する樹脂側セラミックス層の最大引張り主応力は、半剥離長が0.0、1.6、5.5mmの時、154、176、211MPaと増加する。実験で経験されたことが数値的に証明された。

力学的には次のように考察される。丸棒を定盤の上に置き圧縮荷重を加えると、荷重点を結ぶ線上でこれと垂直方向に引張り応力が発生する。セメント層の引張り応力はこれに対応する。レジンセメントではヤング率が極端に小さく、上下より押されると左右に $\nu/E$  だけ大きく伸びようとしてより剛の上下両層より抑えられる。これが樹脂層の圧縮応力を説明する。

また圧縮荷重は剪断変形により左右に伝播していく。つまり、図25の右斜め上方に伸びる剪断変形が存在する。この剪断により接着層はセラミック層を横方向に縮めるように作用する。圧縮応力は伝えるが横方向剪断応力を伝えない剥離層によりこの作用は除かれ、セラミックス層の最大主応力は増加する。

ヤング率の変化は垂直歪みに、剥離層の成長は剪断歪みに関連して先に述べた現象が起きたと理解される。

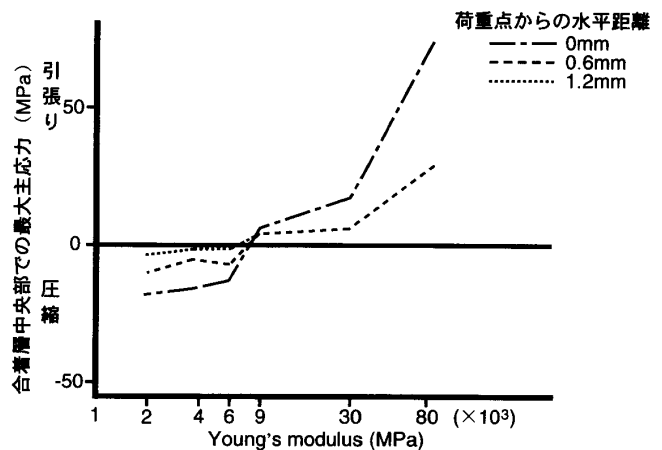


図26 合着層の中央部での最大主応力に与える合着層ヤング率の効果(圧縮負荷)

## VI. 終わりに

有限要素法は構造工学の分野で構造設計の解析に用いられ、現在では構造工学は言うまでもなく、流体力学、熱力学、その他工学の基礎と応用のあらゆる分野に及ぶまでになっている。近年の動物愛護のキャンペーンにより動物実験ができにくくなる状況もあり、今後シミュレーションによる実験がますます増大すると考えられる。また、コンピューター機能の飛躍的な高まり、解析するプログラムの精度向上なども確実に予想される。

筆者は、有限要素法を補綴物の設計、耐久性の向上などを考える場合の手段として使用してきた。生体に応用する補綴物は、装着した後の機能期間からのみ判断するものではなく、口腔内に臨床応用する前にシミュレーションにより理論解析してより良い補綴物を検討し、その後に臨床応用するのが本当だと考える。もとより理論解析のみで臨床応用することには慎重でなければならないが、補綴物などの数値解析が補綴物の設計条件や耐久性の向上に役立つとの決意を新たにし、本稿を終わる。

## 文 献

- 藤田恒太郎, 桐野忠大: 歯の解剖学, 1~6, 金原出版, 東京, 1971.
- Stanford, J. W., et al.: Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials, J Amer Dent Ass. 60: 746, 1960.
- 金竹哲也: 歯科理工学理論, 53, 永末書店, 京都, 1978.
- 川原春幸, 中村正明監修: デンタルマテリアル, 18, 医歯薬出版, 東京, 1982.
- 池田 博, 他: 金属焼付ポーセレンクラウンの有限要素法による力学的研究, 補綴誌, 19: 516~522, 1976.
- 池田 博, 他: 金属焼付ポーセレンクラウンの有限要素法による力学的研究 第2報, 補綴誌, 22: 566~573, 1978.
- 大曲孝治, 他: 咬合力の歯槽骨吸収・歯牙欠損のみられる歯牙・歯周組織および下顎骨に及ぼす応力に関する力学的研究, 補綴誌, 23: 445~452, 1979.
- 沖本公檜, 他: 傾斜歯の力学的検討—上顎前歯を補綴矯正した場合(有限要素法)—, 補綴誌, 23: 1303~1314, 1979.
- 大野清美: 有限要素法による歯冠補綴物の応力解析(第一報), 補綴誌, 30: 724~733, 1986.
- 大野清美: 支台築造体を含めた支台歯および歯冠補綴物の応力分布の研究, 補綴誌, 31: 371~380, 1987.
- 鬼頭政勝, 他: 有限要素法による咬合力と歯, 歯根膜および下顎骨の力学挙動に関する基礎的研究 第一報 弾性学的にみた歯根膜の力学特性と歯根膜, 下顎骨への応力分布, 補綴誌, 19: 693~701, 1976.
- 大塚 潔: 前歯における合釘ならびに歯根部歯質の応力解析, 補綴誌, 27: 1001~1020, 1983.
- 山田 享: 有限要素法によるコーヌスクローネの基礎的研究 第1報 解析方法とその検討, 補綴誌, 30: 1158~1171, 1986.
- 前田芳信, 他: 接着性ブリッジの設計条件に関する力学的検討 —第2報—メタルフレームの設計条件に関する有限要素解析, 補綴誌, 30: 920~928, 1986.
- ランフォード&アッシュ: 歯周病の基礎と臨床, 443~470, 医歯薬出版, 東京, 1986.
- シュルガー: 最新歯周治療学, 411~427, 667~711, 医歯薬出版, 東京, 1981.
- Zienkiewicz, O. C., et al.: The Finite Element Method, McGraw-Hill, London, 1977.
- Rubin, C., et al.: Stress Analysis of the Human Tooth using a three-dimensional finite element model, J Dent Res, 62: 82~86, 1983.
- 高橋典章, 他: 固定性架工義歯支台装置としてのMOD インレーおよび支台歯の有限要素法による3次元応力解析, 補綴誌, 22: 6~14, 1978.
- 堤 定美, 他: 有限要素法による歯, 歯根膜および歯槽骨の力学的解析(第2報)—三次元弾性解析—, 歯材器誌, 33: 419~427, 1976.
- Cook, S. D., et al.: A three-Dimensional Finite Element Analysis of Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant, J Dent Res, 61: 25~29, 1982.
- Cook, S. D., et al.: A Model for the Implant-Bone Interface Characteristics of Porous Alloy Dental Implant, J Dent Res, 61: 1006~1009, 1982.
- Borchers, L. and Reichart, P.: Three-Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development, J Dent Res, 62: 155~159, 1983.

- 24) 篠原直幸, 高雄善裕, 古賀洋治: 変断面複合梁とスプリングによる単独歯牙のモデル化, 九州大学応用力学研究所所報, 66: 273~284, 1988.
- 25) 高雄善裕, 古賀洋治, 篠原直幸, 自見 忠: 歯科領域における構造力学の応用, (社)日本航空宇宙学会・日本機械学会編 第30回構造強度に関する講演会講演集, 270~273, 1988.
- 26) 篠原直幸: 接着性補綴物が歯牙の動揺度と支持組織の負担力に及ぼす影響, 補綴誌, 33: 158~169, 1989.
- 27) 篠原直幸, 嶺崎良人, 自見 忠: 3/4冠・陶材焼付冠の補綴物が歯牙の動揺度と支持組織の負担力に及ぼす影響, 補綴誌, 33: 991~999, 1989.
- 28) 篠原直幸: 歯周組織の保護とブリッジの各種設計要因, 日本歯科評論, 623: 117~132, 1994.
- 29) Shinohara, N.: Fracture Mechanics Analysis of the Durability of Resin-Bonded Bridge - The Effect of Resin-Bonded Bridge Design Parameters on Crack Growth along Adhesive Layer -, Dent Mater J, 7: 62~73, 1988.
- 30) Shinohara, N., Takao, Y.: Crack Growth Analysis Along the Adhesive Layer of Resin-Bonded Bridge Based upon the Energy Release Rate Concept, Reports of Research Institute for Applied Mechanics, Kyushu University, XXXV: 1~11, 1988.
- 31) 篠原直幸, 嶺崎良人, 向吉伸郎, 森山英俊, 自見忠: 合着材がセラミックスクラウンの強度に与える影響, 補綴誌, 33: 416~421, 1989.
- 32) Mühlemann, H. R.: Tooth Mobility, 1. The Measuring Method. Initial and Secondary Tooth Mobility, J Periodont., 25: 22~29, 1954.
- 33) Picton, D. C. A.: A Study of Normal Tooth Mobility and the Changes with Periodontal Disease, Dent. Practit., 12: 167~170, 1962.
- 34) 後藤建機: 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究, 歯科学報, 71: 1415~1444, 1971.
- 35) 石橋真澄: 歯牙の動揺に関する実験的研究, 第2報 歯槽骨の吸収と動揺度との関係, 口病誌, 21: 108~117, 1954.