原 著 論 文

ポスト合着歯の歯根部歯質内亀裂が残存歯質に 及ぼす力学的影響について

片岡 滋

Mechanical Effects of Cracks in Roots in Teeth with Cemented Dowels on Remaining Tooth Structures

Shigeru Kataoka

Abstract : Stress analysis concerning the mechanical effects of cracks in roots on the tooth structure of the crack tips in the abutment tooth on the upper central incisor with a cemented dowel, depending upon the difference of the crack position and the conditions of supporting bone, in case where the tooth axis was loaded from the lingual side to the cracks at 45° was conducted by means of the two-dimensional finite element method. Further, effects of the cracks in roots on root fracture were examined by calculating the crack tip stress intensity factors K_I for the opening mode and K_{II} for the in-plane shear mode.

The following results were obtained :

1. The larger vertical cracks on the side around the dowel in the loaded lingual side become, when the loss of supporting bone is great and the dowel surface is configuration-threaded, the more liable are the cracks in roots to spread during the opening mode.
2. Parallel cracks on the side of the apex of the dowel are more liable to appear during the opening mode than during the in-plane shear mode, and there is little difference among the forms of the dowel.

Key words : dowels, finite element method, crack tip stress intensity factors

I. 緒 言

失活歯支台歯の歯根部にコアやポストクラウンの維持部として、ポストを利用することはきわめて多い^{1,2)}。反面、こうした失活歯を支台歯とするクラウンやブリッジは、支台歯の歯根破折による種々のトラ

ブルを生じることがよく知られている^{3,4)}。

歯質の破折が歯根部に生じた場合、大部分は抜歯を余儀なくされることから、歯根破折は避けなければならない。しかし山口ら⁵⁾は、歯の破折の既往が認められた患者について調べたところ、歯根破折を起こした歯の63%にメタルコアが合着されていたことを報告し、ポスト合着歯の歯根破折の危険性が高いことを示唆している。一方、歯根破折はポスト植立時などに施術法を誤って術中に生じることもある⁶⁾が、施術後、後日に生じる場合のあることも日常臨床でしばしば経験するところである。

松本歯科大学歯科補綴学第2講座（指導：甘利光治教授）
The Second Department of Prosthetic Dentistry,
Matsumoto Dental College (Director: Prof. Mitsuharu
Amari)
平成5年3月12日受付

そこで著者は、何らかの理由でポスト合着歯の歯根部歯質内に発生している亀裂に外力が加わったとき、その発生部位、骨植の程度などの違いにより亀裂先端

II. 材料と方法

1) 解析对象齒

上顎中切歯を選択し、その形態、寸法は藤田¹⁸⁾の数値を参考にした。ガッタパーチャにて根管充填をしたのち、平面形態の根面に金合金によるポストコアで支台築造後、支台装置として陶材溶着鑄造冠を合着したものを解析対象歯とした。ポストコアのポスト形態は平行とし、寸法は直径1.6 mm、長さ8.0 mm¹⁹⁾とした(図1)。ポストコアおよび陶材溶着鑄造冠の合着は、セメント層0.1 mm²⁰⁾としてリン酸亜鉛セメントにより行った(図2)。また歯根膜の厚さは、歯槽頂

解析対象歯	上顎中切歯（陶材溶着鑄造冠着歯）
解析モデル	ポストの表面形状条件—平滑型ポスト（平行形態，直径 1.6 mm，長さ 8.0 mm） ネジ型ポスト（平行形態，外径 2.0 mm，内径 1.2 mm，長さ 8.0 mm，ネジ山ピッチ 0.4 mm，溝の深さ 0.4 mm，ネジ山形態 三角形） ポストの着合条件—平滑型ポスト（着合セメント層 0.1 mm） ネジ型ポスト（3 種類） 亀裂条件—亀裂部位（ポスト基底部下方 2.1，4.5，7.5 mm および先端部歯質のそれぞれ唇舌側のいずれか 1 か所） 亀裂長（ポストから 0.4，0.8，1.2 mm のいずれか） 歯槽骨吸収条件—正常歯槽骨量および正常歯槽骨量の 1/3 吸収
解析条件	荷重条件—静止集中荷重 1 kg を唇側切縁より 2.0 mm 下方の舌面部に歯軸に対して 45° 方向より負荷 支持条件—歯根膜の外周を固定支持

A schematic diagram of a U-tube manometer. The vertical section of the tube is labeled with a diameter of 0.1 mm, indicated by a horizontal double-headed arrow and the text "0.1". The bottom of the U-tube is labeled with a diameter of 0.1 mm, indicated by a vertical double-headed arrow and the text "0.1 (mm)".

図 2 基本モデルのポスト（平滑型）の合着状態

図 3 基本モデルと歯根膜幅

部で 0.4 mm, 根尖部で 0.3 mm, 両者の中央部で 0.2 mm 幅とし^{21,22)}, これを解析対象歯基本モデルとした (図 3)。

2) 解析モデル

(1) ポストの表面形状と合着条件

ポスト表面の形状の差による影響をみるため, 平滑型と亀裂が生じやすいといわれているネジ型²³⁾の 2 種を設定した。前者の平滑型モデルを以下略号 S とするが, 形態, 寸法および合着条件は基本モデルと同一のものを用いた。また後者のネジ型ポストのモデルを以下略号 T とする。モデル T の形態は, 外径 2.0 mm, 内径 1.2 mm, 長さ 8.0 mm とし, ネジ山ピッチを 0.4 mm, 溝の深さを 0.4 mm, ネジ山の形態を三角形とした²⁴⁾ (図 4)。ポストの合着状態は, 図 2, 5 および 6 に示すとおりである。平滑型の場合は, 0.1 mm の均等な厚さのリン酸亜鉛セメントで全周合着した。またネジ型ポストは, 図 5 および 6 に示す 3 種類の合着状態のモデルを設定した。すなわち根管壁にネジ切り用タップを使ってネジ切りを行ってからポストを合着するモデル (以下略号 T1 とする), 根管壁にポスト自身でネジ切りを行ってから合着するもの (以下略号 T2 とする) および根管壁にネジ山先端のみが接して合着するもの (以下略号 T3 とする) である。またネジ山と溝の影響を調べるために根管壁との位置関係が逆になるモデルを設定した。それぞれの略号を以下 T1', T2' および T3' とする (図 7)。

(2) 歯槽骨吸収条件

図 4 ネジ型ポスト (モデル T) の形態と寸法

図 5 ネジ型ポストのセメント合着状態

亀裂と歯槽骨量との関係を知るために骨量は正常なもの²⁵⁾と歯を保存するのに必要な量といわれている正常歯槽骨量の 2/3²⁶⁾, つまり 1/3 吸収したものを設定した (図 8)。1/3 吸収モデルはモデル S, T および T' の前に 1/3 を付したものを以下それぞれの略号とする。

(3) 亀裂条件

歯質内亀裂の設定は, ポストの部位, 荷重方向との関係を知るためにポストの周囲に長さ 3 種類の亀裂を 8 カ所設定した。亀裂部位は歯根破折を生じやすいといわれている歯槽骨頂と一致する²⁷⁾ポスト基底部下 2.1 mm のところで唇側部の亀裂を A, 舌側部の亀裂を B とした。ポストのほぼ中間位になる基底部下 4.5 mm に位置する亀裂を唇, 舌側について, それぞれ C, D とした。また応力集中が生じやすいとされて

図 6 平滑型およびネジ型ポスト合着モデル

図 7 合着条件の差によるネジ型各種モデル

いるポスト先端部付近²⁷⁾に位置するポスト基底部下方 7.5 mm の亀裂を唇、舌側部について、それぞれ E, F とし、ポスト先端部歯質の亀裂を唇、舌側について、それぞれ G, H として設定した (図 9)。なお A

～F はポスト長軸に垂直に、また G と H は平行になるように亀裂を設定した。T1, 1/3 T1, T2, 1/3 T2, T3 および 1/3 T3 では、亀裂 B, D および E はネジ山先端に設定し、亀裂 A, C および F は、ネジ

溝の底に設定した。T 1', 1/3 T 1', T 2', 1/3 T 2', T 3', および 1/3 T 3' では、亀裂 A, C および F はネジ山先端に設定し、亀裂 B, D および E は、ネジ溝の底に設定した。

図 8 解析条件

図 9 亀裂部位

亀裂の長さの違いにより同じ力の外力に対して亀裂の進展、拡大の可能性の大きさを知るために 0.4 mm, 0.8 mm および 1.2 mm の 3 種類を設定した (図 10)。

なお、解析にあたっては A~H のうち 1 カ所に亀裂が生じているものとして行った。

二次元有限要素モデルの作図にあたって、S は要素数 940, 節点数 495, T 1 および T 1' は要素数 1138, 節点数 594, T 2, T 2', T 3, および T 3' は要素数 1116, 節点数 583 とした (図 11)。

正常歯槽骨量の 1/3 吸収したモデルも同様に作図し、1/3 S は要素数 926, 節点数 491, 1/3 T 1 および 1/3 T 1' は要素数 1124, 節点数 590, 1/3 T 2, 1/3 T 2', 1/3 T 3, および 1/3 T 3' は要素数 1102, 節点数 579 とした (図 12)。

3) 解析条件

(1) 荷重条件

静止集中荷重 1 kg を唇側切縁より 2.0 mm 下方の舌面部に歯軸に対して 45°²⁸⁻³⁰⁾ 方向からの傾斜荷重とした。

(2) 支持条件

図 10 基本モデルの亀裂部位Aでの亀裂長

図 11 要素分割図

歯根膜の外周を固定支持した (図 8)¹³⁾。

2. 応力拡大係数の算出

物体の亀裂の発生は応力発生部の応力拡大係数を求めることにより、その可能性の有無や程度を推測できる¹⁷⁾。一方、物体の亀裂や変形の基本的なモードは二次元的には開口型変形と面内せん断型変形の 2 種がある¹⁷⁾ (図 13)。そこで本実験では二次元有限要素法を用いて、歯質内に発生した亀裂の開口型および面内せん断型変形の応力拡大係数を求めた。以下は開口型変形の応力拡大係数 K_I (以下、 K_I とする) と面内せん断型変形の応力拡大係数 K_{II} (以下、 K_{II} とする) を

応力法¹⁷⁾で求める算出法である。

1) K_I 算出法

亀裂先端近傍の点の応力を用いるもので、 σ_x 、 σ_y あるいは τ_{xy} (亀裂延長線上の応力) と K_I の間の近似的な関係式は

$$\sigma_x = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \quad \text{.....①}$$

$$\sigma_y = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 + \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \quad \text{.....②}$$

$$\tau_{xy} = \frac{K_I}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \quad \text{.....③}$$

図 12 要素分割図

図 13 亀裂の基本変形モード (二次元解析)

で亀裂延長線上の K_I を求めるため $\theta=0$ とおくと

$$K_I = \sigma_x \sqrt{2\pi r} \quad \text{.....④}$$

$$K_I = \sigma_y \sqrt{2\pi r} \quad \text{.....⑤}$$

となり、これを用いて種々の r (亀裂先端から要素の重心までの距離) に対する K_I が求まる¹⁷⁾。

2) K_{II} 算出法

K_{II} を同様に求める式は

$$\sigma_x = \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \left(2 + \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \right) \quad \text{.....⑥}$$

$$\sigma_y = \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \sin \frac{\theta}{2} \cos \frac{\theta}{2} \cos \frac{3\theta}{2} \quad \text{.....⑦}$$

$$\tau_{xy} = \frac{K_{II}}{\sqrt{2\pi r}} \cos \frac{\theta}{2} \left(1 - \sin \frac{\theta}{2} \sin \frac{3\theta}{2} \right) \quad \text{.....⑧}$$

で同様に K_{II} を求めるために $\theta=0$ とおくと

$$K_{II} = \tau_{xy} \sqrt{2\pi r} \quad \text{.....⑨}$$

となり、同様に種々の r に対する K_{II} が求まる¹⁷⁾。

表 2 はモデル S, 亀裂部位 B, 亀裂長 0.4 mm の亀

図 14 モデル S, 亀裂部位 B, 亀裂長 0.4 mm における種々の r に対する K_I

表 2 モデル S, 亀裂部位 B, 亀裂長 0.4 mm における種々の r に対する K_I

r (mm)	K_I (kg·mm ^{-3/2})
0.07	0.22
0.13	0.34
0.27	0.47
0.33	0.60
0.47	0.71
0.53	0.87

裂延長線上の応力値と種々の r すなわち 0.07~0.53 mm を⑤式に代入することによりそれぞれの K_I を求め、最小二乗法により r が 0 のときの値を亀裂先端の K_I としたものである。これを図 14 に示す。また K_{II} については⑨式に代入し、同様にして求めた。他のモデル, 亀裂部位および亀裂長についても同様に K_I および K_{II} を求めた。

表 3 材料定数

材 料	ヤング率	ポアソン比
金合金 ^{9,10)}	9500.	0.33
象牙質 ⁸⁻¹⁰⁾	1200.	0.30
陶材 ^{9,10)}	13000.	0.20
リン酸亜鉛セメント ¹⁰⁾	900.	0.35
根管充填材 ¹⁰⁾	10.	0.39
歯根膜 ⁸⁾	1.	0.45

 注) ヤング率の単位: kg/mm^2

図 15 構成材料

なお開口型変形は亀裂の上下面がお互いに分離する変形であり、面内せん断型変形は亀裂の上下面がお互いに対向して逆方向に変形をする¹⁷⁾。したがって K_I の値がプラス値ならば亀裂は上下面がお互いに分離する変形を生じるが、マイナス値ならば亀裂の上下面が分離する変形は生じない。一方、 K_{II} の値はプラス値でもマイナス値でも亀裂の上下面が対向して逆方向に変形をする。

解析に用いた材料定数⁸⁻¹⁰⁾は表 3 に、構成材料は図 15 に示すとおりとした。また計算にあたっては、パーソナル・コンピュータ、PC-9801 RA 51 (日本電気社製) を使用し、解析プログラムは統合二次元有限要素法構造解析システム CR-X (くいんと社製)¹⁶⁾ を用いた。

III. 結 果

1. K_I

開口型変形により生じる亀裂の性質上、その発生拡

 図 16 正常歯槽骨量、亀裂長 0.4 mm における K_I

 図 17 正常歯槽骨量、亀裂長 0.8 mm における K_I

大に直接関係のある K_I はプラス値のみを図 16~21 に示した。また数値の大きなものほど亀裂拡大の可能性が高いことを示す。

1) 正常歯槽骨量モデル

図 16 は、亀裂長 0.4 mm の K_I の結果を示したものである。すべてのモデルで荷重側亀裂の B, D が他の亀裂部位に比べて、比較的大きな $0.14 \sim 0.23 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ の値を示し、次いで非荷重側根尖部の G がすべてのモデルで $0.08 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。また荷重側下端の F は最も大きな値を示した T1' でも $0.07 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ と他の B, D, G に比べて小さな値であった。平滑型のモデル S では亀裂 B および D が同値で最も大きく、 $0.14 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ を示したが、この値はいずれのネジ型モデルよりも小さい値であった。ネジ型モデルは亀裂 D が最も大きい値を示した。すべてのモデルのなかで最大値を示したのは T1 の亀裂 D で $0.23 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。ネジ山の位置が反対になっているモデルを B と D でそれぞれ比較するとネジ山先端に亀裂のある場合、すなわち T タイプが溝の底にある T' タイプよりも大きな値であった。

図 17 は亀裂長 0.8 mm のときの結果を示したものである。すべてのモデルで亀裂 B, D, F において $0.07 \sim 0.40 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ の範囲に K_I の値を認め、これ

図 18 正常歯槽骨量, 亀裂長 1.2 mm における K_1

は G の $0.02 \sim 0.03 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ に比べ明らかに大きな値であった。モデル T 1' の亀裂 F を除き、他のすべてのモデルで亀裂 D の値が最も大きくなり、そのなかで最大値を示したのは、モデル T 1 で $0.40 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。各亀裂について亀裂長 0.4 mm のときの同条件のものと比べると B, D, および F, 特に F の値が大きくなった。逆に G が小さな値を示した。

図 18 は亀裂長 1.2 mm の場合の結果を示したものである。すべてのモデルとも亀裂 B, D, および F において、F の $0.29 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ から B, D の $0.59 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ の範囲内に値があり、G では $0.01 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ と小さな値であった。そのなかで最大値を示したのは T 1 の亀裂 B および D で $0.59 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。この値は亀裂長 0.4 mm のときの同条件のものと比べて、B で 2.8 倍、D で 2.6 倍となり、亀裂長 0.8 mm のときのそれぞれ 1.6 倍と 1.5 倍であった。

2) 正常歯槽骨量の 1/3 骨吸収モデル

図 19 は、亀裂長 0.4 mm の場合の結果を示したものである。正常歯槽骨量で亀裂長 0.4 mm のときと同様に亀裂 B, D が $0.13 \sim 0.30 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ までの間の比較的大きな値を示し、次いで G の $0.12 \sim 0.13 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ と続き、F は 1/3 T 1 を除くすべてのモデルで $0.03 \sim 0.18 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ と比較的小さい値を示した。また亀裂 D が B よりも各モデルとも大きく、すべての亀裂のなかで最も大きい値であった。最大値を示したのはネジ型モデル 1/3 T 1 の亀裂 D で $0.30 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。この値は正常歯槽骨量で亀裂長 0.4 mm の同じモデル T 1 の最大値と比較すると 1.3 倍の値となった。1/3 骨吸収と正常歯槽骨量のものを比べると、いずれのモデルも亀裂 B はあまり変化はみられないが、骨吸収があると亀裂 D, F および G, なかでも F の値が特に大きくなった。

図 19 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 0.4 mm における K_1 図 20 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 0.8 mm における K_1

図 20 は、亀裂長 0.8 mm のときの結果を示したものである。亀裂 B, D, F は $0.20 \sim 0.55 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ までの値を示し、G の $0.03 \sim 0.05 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ に比べると著しく大きな値となり、正常歯槽骨量のものと同じ傾向であった。モデル 1/3 S, 1/3 T 1, 1/3 T 2, 1/3 T 3 および 1/3 T 3' では亀裂 D が、1/3 T 1' および 1/3 T 2' では亀裂 F がそれぞれの最大値を示した。すべてのモデルのなかで最大値を示したのは 1/3 T 1 の亀裂 D と 1/3 T 1' の亀裂 F で、 $0.55 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。この値を亀裂長 0.8 mm で正常歯槽骨量の同亀裂の値と比較するとそれぞれ 1.4 倍、1.9 倍の大きな値となった。亀裂 D および F の値もすべてのモデルで同様の傾向となり、特に F では明らかであった。

図 21 は、亀裂長 1.2 mm の場合の結果を示したものである。モデル 1/3 T 1 および 1/3 T 2 では亀裂 D がそれぞれ $0.81, 0.76 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ となり、亀裂 F においてモデル 1/3 S が $0.71 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ 、1/3 T 1' が $1.02 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ 、1/3 T 2', 1/3 T 3 および 1/3 T 3' が $0.88 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ の値を示し、それぞれのモデルの最大値となった。すべてのモデルのなかでの最大値は 1/3 T 1' の亀裂 F の $1.02 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ でこの値を同じ骨吸収条件の亀裂長 0.4 mm のものに比べると 5.7

 図 21 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 1.2 mm における K_{II}

 図 24 正常歯槽骨量, 亀裂長 1.2 mm における K_{II}

 図 22 正常歯槽骨量, 亀裂長 0.4 mm における K_{II}

 図 25 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 0.4 mm における K_{II}

 図 23 正常歯槽骨量, 亀裂長 0.8 mm における K_{II}

倍, 亀裂長 0.8 mm のモデルの 1.9 倍であった。またこの亀裂 F の 1/3 T 1' を正常歯槽骨量の T 1' と比較すると 1.9 倍であった。また正常歯槽骨量のものと骨吸収 1/3 のものを比べると, 骨吸収 1/3 のものは亀裂 D および F がすべてのモデルで明らかに大きい値であった。

2. K_{II}

面内せん断型変形の場合はその性質上 K_{II} の絶対値の大きいものが亀裂拡大の可能性が高いことを示すので, K_{II} のプラスおよびマイナスの両者を図 22~27 で示した。

1) 正常歯槽骨量モデル

図 22 は, 亀裂長 0.4 mm の場合の結果を示したものである。すべてのモデルで, 絶対値が最も大きい値を示したのは亀裂 H で, 値はモデル S のみ $0.16 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ となり, 他のモデルはすべて $0.15 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。次に大きな絶対値を示したのは亀裂 G で T 3 が $0.12 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ となり, 他はいずれも $0.13 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ を示し, 亀裂 H と同様すべてのモデルでほぼ同値となった。

図 23 は, 亀裂長 0.8 mm のときの結果である。すべてのモデルで, 亀裂 H が絶対値で最も大きく $0.09 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。これとほぼ同じ大きな値を示したのは, いずれのモデルも亀裂 G となり, $0.08 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。

図 24 は, 亀裂長 1.2 mm の場合の結果を示したものである。すべてのモデルで, 最も大きい絶対値を示したのは亀裂 H で, いずれも $0.09 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。この値は正常歯槽骨量で亀裂長 0.8 mm の場合の最大値と同値で, 亀裂長 0.4 mm のものに比べると 0.6 倍であった。亀裂 H とほぼ同じ大きな値を示したのはいずれのモデルも亀裂 G であった。

2) 正常歯槽骨量の 1/3 骨吸収モデル

図 25 は, 亀裂長 0.4 mm の場合の結果を示したも

図 26 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 0.8 mm における K_{II}

のである。すべてのモデルで、最も大きい絶対値を示したのは、正常歯槽骨量の場合と同様に亀裂 H であった。モデル 1/3 S の値は $0.23 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ で、他のすべてのモデルのそれは $0.22 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。また亀裂 C, D, E, F の値は正常歯槽骨量の場合に比べていずれのモデルも明らかに大きな値となった。なお亀裂 D および亀裂 F のモデル 1/3 T 2 と 1/3 T 3' は正常歯槽骨量と比べて逆符号の数値を示した。正常歯槽骨量の場合のモデル S における亀裂 H の最大値と 1/3 骨吸収の場合のそれとを比較すると 1/3 骨吸収条件の場合が 1.4 倍であった。

図 26 は、亀裂長 0.8 mm のときの結果を示したものである。亀裂 E または H において、どちらかがすべてのモデルで、絶対値で $0.12 \sim 0.16 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ の範囲内を示し、最大値となった。また正常歯槽骨量のもの比べると C, D, E および F はすべてのモデルで明らかに数値は大きくなった。亀裂 G では、いずれのモデルも $0.12 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ 、亀裂 H では $0.13 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ または $0.14 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ でほぼ同値となり、これは正常歯槽骨量の亀裂 0.4 mm が 0.8 mm になると K_{II} の値が小さくなった変化と同様の傾向であった。なお亀裂 D はすべてのモデルで正常歯槽骨量のもの比べると数値の符号が逆になった。

図 27 は亀裂長 1.2 mm の場合の結果を示したものである。すべてのモデルで最大値を示したのは亀裂 H で、モデル 1/3 S のみ絶対値が $0.14 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ を示し、他のすべてのモデルは $0.15 \text{ kg} \cdot \text{mm}^{-3/2}$ であった。これらは 1/3 骨吸収条件の場合の亀裂長 0.8 mm の値とほぼ同じで、0.4 mm のものに比べると 0.7 倍となり、また同じ亀裂長で正常歯槽骨量のものと比較すると 1.7 倍となった。また亀裂 E, G, H の数値は正常歯槽骨量のものと比較すると大きくなり、亀裂 D, F は数値の符号が逆になり、それぞれの絶対値は

図 27 正常歯槽骨量の 1/3 吸収, 亀裂長 1.2 mm における K_{II}

明らかに大きくなった。

IV. 考 察

日常臨床において、ポスト合着歯の歯根破折は、しばしば経験するところである。その原因や歯根破折に至る過程は種々であるが、その 1 つとして、何らかの理由でポスト合着歯の歯根部歯質内に発生している亀裂に繰り返し荷重が加わると、亀裂が次第に拡大し、歯が破折すると考えられている^{2,5)}。しかし、これまでにその因果関係を実験的に明らかにした報告はない。

そこで、本研究ではポスト合着歯に亀裂を発生させ、二次元有限要素法を用いて応力解析を行い、亀裂先端近傍の応力値から応力拡大係数を求め、歯根破折に及ぼす影響を調べた。

1. 解析方法について

ポスト合着歯の力学的研究法としては、これまで光弾性実験法^{24,27,31-33)}、ストレインゲージ法²⁹⁾、有限要素法⁸⁻¹⁶⁾などが用いられてきたが、いずれも健全歯根部歯質にポストを合着したときのポスト周辺部歯質に発現する応力についてみたもので、歯質内に発生している亀裂について解析検討したものではない。一方、ストレインゲージ法や光弾性実験法などの実証実験では、その性質上、歯根部歯質に亀裂を画一的に設定し、同条件で実験することはきわめて困難である。そこで、実験モデルや解析条件の設定が比較的自由で¹⁴⁾、一定の条件下での成績を分析、把握しやすい数値実験である有限要素法を用いて本実験を行った。

1) 解析モデル

構成する材料および材料定数は表 3、図 15 にそれぞれ示したが、エナメル質と歯槽骨を省いた。エナメ

ル質は陶材溶着鑄造冠を合着するために削除したのとして材料から除いた。また歯槽骨については、これを設定したほうがよりよいと思われるが、これまでにポスト合着歯の歯質応力解析において、歯根膜の外周を固定支持拘束したものと、歯槽骨を設定してこれを含んで拘束したものとは、解析結果において、ほとんど差がなく、この種の実験には十分な精度が得られたとする先人の報告¹³⁾から、歯根膜の外周のみを固定支持し、歯槽骨を省いた。

2) 解析条件

荷重条件は静止集中荷重 1 kg を唇側切縁より 2.0 mm 下方の舌面部に歯軸に対して 45° 方向から負荷した。切歯、特に上顎切歯は解剖学的に唇舌的に傾斜して顎骨内に植立され、その程度および個人差は大きいとされている^{28,30)}。また天野²⁹⁾によると上顎中切歯は唇側方向に傾斜し、咬合や咀嚼時には唇側方向への水平分力が強く働いていると報告している。また Downs²⁸⁾ は頭部 X 線規格写真の分析を行った結果から、上下顎中切歯軸角が 135.4° であったと報告している。つまり、下顎中切歯は上顎中切歯歯軸に対して 45° 方向より咬合していることになる。したがって本実験では、上顎中切歯に対する荷重方向は、これらのことを考慮して唇側切縁より 2.0 mm 下方の舌面部に歯軸に対して 45° 傾斜荷重とした。

2. 解析結果について

1) 正常歯槽骨量の場合

荷重側歯質の亀裂は、 K_I の値が大きく、亀裂長 0.4 mm, 0.8 mm, および 1.2 mm をそれぞれ比べると、亀裂長が長くなるほど亀裂進展の指標といえる K_I の値は大きかった。上顎中切歯のポスト合着歯において、舌側方向から歯軸に対して 45° 方向あるいは水平方向から荷重を負荷すると、荷重側歯質に引っ張り応力が生じ、非荷重側歯質に圧縮応力が生じると報告^{8-10,29)} されている。これからも考えられるように、荷重側歯質に引っ張り応力が生じるため、荷重側ポスト側壁に対して垂直方向に亀裂が存在すると開口型変形が生じ、亀裂が進展すると推測できる。さらに亀裂長が長いほど先端部の K_I が大きくなることから、それだけ歯根破折に結びつきやすいと考えられる。本実験では、 K_I において正常歯槽骨量でモデル T1 の亀裂 D は、亀裂長 0.4 mm のときを 1 として比較すると、亀裂長が 2 倍の長さの 0.8 mm のときに 1.7 を示し、亀裂長が 3 倍の 1.2 mm で 2.6 となった。これは

荷重条件が同じ場合、亀裂長の長さと相対的に K_I も大きくなることを示すものである。

またポスト合着歯では歯根表面に近い歯質に加わる応力のほうが、ポストに近い歯質に加わる応力より大きいと考えられており³⁴⁾、亀裂先端部がポストより離れた位置にあるほど応力が大きく、亀裂拡大の可能性が高くなったものと思われる。また亀裂長が長くなると亀裂先端から歯根表面までの残存歯質量が少なくなるので、残存歯質に応力が集中しやすくなることも K_I の値が大きくなった原因の 1 つと考えられる。

ネジ切り用タップを使ってネジ切りを行ってからポストを合着する T1 タイプは、おおむね他のものよりも K_I が大きな値であった。ネジ型ポストでは亀裂部位が荷重側のネジ山先端にあるとき、ネジ溝にあるときよりも K_I の値が大きく、また平滑型ポストの同部位に亀裂があるときよりも大きかった。青木²⁴⁾ はネジ山先端部は応力集中が起こりやすいと述べており、このことからネジ山先端部に亀裂が存在すると、亀裂先端部にその応力集中の影響が及び、 K_I の値が大きくなったものと理解できる。また、ネジ型ポストの中では T1 タイプのみがネジ山先端部に 0.1 mm の合着セメント層が介在している。この合着セメントはヤング率が金合金に比べて約 1/11 と小さく変形しやすい^{9,10)}。したがってネジ山先端部、すなわち亀裂のポスト側が変形しやすく、その影響が亀裂先端にも現れ、ネジ型ポスト T1 タイプの K_I の値が他のタイプに比べて大きくなったものと思われる。

松永³⁵⁾ はネジ型ポストを想定したネジと象牙との締結試片について、引っ張り試験とねじり試験とを行い、ネジの太さが太くなるほど外方への圧縮応力が大きくなり、太さが歯根の幅の 1/3 以上になるときは、ネジ型ポストの応用は好ましくないと報告している。

また黒宮³⁶⁾ はネジ型ポストの合着操作のとき、根管内にセメントを満たして行う方法は、歯に破折線が生じやすいと報告している。

脱離に対する維持力の点からみると、平滑型ポストに比べてネジ型ポストの優れている¹⁾ ことは明らかであるが、一方で歯質保護の観点に立って、これらのことを考えあわせると、ネジ型ポストは平滑型ポストのものに比べて亀裂の発生や進展を生じやすく臨床で用いる場合には、残存歯質量の確保が必要であり、下顎前歯や上顎小臼歯のように歯根が圧扁されている場合は、その使用には十分注意を払わなければならないこ

とがわかる。

ポスト先端部の亀裂GおよびHは、 K_I および K_{II} ともそれぞれの実験条件による値の差はほとんどなかった。これはポスト先端部の表面形状や合着条件が各実験モデルとも同じであったことによるものと思われる。また K_{II} が K_I よりも大きな値をそれぞれのモデルで示したことから、ポスト先端部では主に面内せん断型変形が生じやすいものと考えられる。

K_{II} ではポスト先端部の亀裂GおよびHで亀裂長0.4 mmのときに比べ、亀裂長0.8, 1.2 mmのときの値が小さかった。これはポスト先端部直下付近は応力集中部であり²⁷⁾、せん断応力も高いと考えられ、このため亀裂が長くなるとポスト先端部の応力集中部から亀裂先端が離れることになり、これによって値が小さくなったものと思われる。したがって亀裂が長くなると短いものより面内せん断型変形による亀裂の進展は起こりにくいといえる。

2) 正常歯槽骨量の1/3骨吸収の場合

正常歯槽骨量の1/3骨吸収がある場合、荷重側のポスト基底部下4.5 mmおよび7.5 mmの亀裂は K_I の値が特に大きくなった。また K_{II} では、荷重側および非荷重側のポスト基底部下4.5, 7.5 mmおよび先端部歯質の亀裂で比較的大きな値を示した。坪田³⁷⁾は有限要素法による応力解析の結果、ポスト合着歯は骨吸収により変位量ならびに歯質の応力が増大したと報告している。本実験においても正常歯槽骨量から1/3骨吸収させたモデルでのポスト中央部から根尖部付近に設定した亀裂では、発生した K_I および K_{II} の値が正常歯槽骨量のものに比べて明らかに大きな値を示したことから、亀裂の進展、拡大がさらに進むものと推測できる。

K_{II} では、亀裂長0.4, 0.8 mmのときに亀裂Dは正常歯槽骨量の条件でプラス値であったが、歯槽骨吸収があるとマイナス値になり、符号が逆転した。また亀裂長1.2 mmで正常歯槽骨量のとき、亀裂Cはマイナス値を示し、亀裂D, Fがプラス値であったが、歯槽骨吸収があると亀裂Cはプラス値になり、亀裂D, Fはマイナス値になった。 K_I でも亀裂長0.4 mmのモデルT1およびT2が正常歯槽骨量の場合の亀裂Fでプラス値を示さなかったのに、1/3骨吸収の条件下では0.8, 1.2 mmのときにそれぞれプラス値を示した。これは歯槽骨吸収があると歯の回転軸が根尖側に移動³⁸⁾した結果によるもので、臨床的にも歯根破折部位が種々である^{4,34)}ことが報告されており、本実

験でも骨吸収量の差により同一方向からの荷重であっても変形の性質が異なったことからあわせて考えると、亀裂進展の部位も種々になることが理解できる。

以上を総括すると、本実験においてポスト合着歯の歯根部歯質内に亀裂が存在する場合、歯槽骨量、ポストの表面形状や合着状態によって、亀裂進展の指標となる応力拡大係数値に明らかに差のあることがわかった。このことは、臨床場において、亀裂の存在が報告されている失活歯⁶⁾をポスト合着歯の支台歯として応用するときは、たえず亀裂の存在を想定し、従来からいわれている施術条件以上に骨植の程度、支台歯の状態、ポストの設計選択に注意を払わないと、歯冠補綴物合着後、後日、歯根破折による予後不良に至る可能性の高いことを示唆していると考えてよい。

V. 結 論

上顎中切歯を支台歯とするポスト合着歯歯根部歯質内の亀裂に、歯軸に対し45°舌側方向から外力が加わったとき、その発生部位、骨植の程度などの違いにより、亀裂先端部歯質にいかなる影響が及ぶのかを二次元有限要素法を用いて応力解析を行い、 K_I および K_{II} を求め、歯根破折に対する影響を検討した結果、以下の結論を得た。

1. 歯槽骨吸収の有無にかかわらず、荷重側歯質の亀裂は、 K_I の値が大きくなり、亀裂長は長くなるほど値は大きかった。またネジ切り用タップを使い、ネジ切りを行ってからポストを合着するタイプがおおむね他のものより大きな値であった。ポスト先端部歯質の亀裂は K_{II} が K_I よりも値が大きくなり、ポストの表面形状、合着条件による差はほとんどなかった。

2. 歯槽骨吸収があると、荷重側のポスト基底部下4.5 mmおよび7.5 mmの亀裂は K_I の値が特に大きくなり、また K_{II} では荷重側および非荷重側のポスト基底部下4.5, 7.5 mmおよび先端部歯質の亀裂で比較的大きな値を示した。

3. ネジ型ポストでは亀裂部位が荷重側のネジ山先端にあるとき、ネジの溝にあるときよりも K_I の値が大きくなり、また平滑型ポストの同部位に亀裂があるときよりも大きかった。

以上のことから、荷重側ポスト側壁に垂直方向にある亀裂は長いものほど、また骨吸収量が多く、表面形状がネジ型のものほど、亀裂が拡大、進展しやすく歯根破折に結び付きやすいものと推測できた。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました松本歯科大学歯科補綴学第2講座、甘利光治教授に深甚なる謝意を捧げます。また本研究に対して終始ご親切なご指導をいただきました松本歯科大学物理学教室、大島和成教授に深く感謝いたします。

さらに、種々のご教示を賜りました明海大学歯学部歯科補綴学第2講座、天野秀雄教授、歯科材料科学講座、橋本弘一教授ならびに歯科補綴学第1講座、柳生嘉博教授に衷心より謝意を表します。

また、ご協力をいただいた松本歯科大学歯科補綴学第2講座医局員各位に感謝の意を表します。

本論文の一部は、平成2年度日本補綴歯科学会東海支部学術大会(1990年11月18日、塩尻)、第86回日本補綴歯科学会学術大会(World Congress on Prosthodontic, Hiroshima, '91 1991年9月21日、広島)および第35回松本歯科大学学会(1992年11月7日、塩尻)において発表した。

本研究は、1991年度松本歯科大学特別研究補助金により行われた。

文 献

- Shillingburg, H.T. and Kessler, J.C.: Restoration of the endodontically treated tooth, 13~44, Quintessence Publishing Co., Inc., Chicago, 1982.
- 甘利光治, 石原善和: 失活歯の支台築造, 松本歯学, 13: 191~205, 1987.
- 末瀬一彦, 澤村直明, 土佐淳一ほか: 補綴修復物の破損および脱離に関する調査 その1. 歯冠継続架工義歯について, 歯科医学, 44: 801~807, 1981.
- 戸代原孝義, 渡辺律子, 丹下幸信ほか: 支台築造に関する臨床的観察(2)一脱落歯冠修復物における支台築造一, 補綴誌, 28: 271~283, 1984.
- 山口正義, 藤沢真理子, 篠原勝彦ほか: 歯牙破折の実態調査, 岐阜学誌, 16: 571~576, 1989.
- Braly, B.V. and Maxwell, E.H.: Potential for tooth fracture in restorative dentistry, J Prosthet Dent, 45: 411~414, 1981.
- 末瀬一彦, 更谷啓治, 土佐淳一ほか: 支台築造用 Screw Postの適合性, 歯科医学, 46: 700~707, 1983.
- 大谷昌弘: ポストコア支台におけるジャケットクラウンの応力分布について, 歯科医学, 41: 73~116, 1978.
- 大塚 潔, 末瀬一彦, 甘利光治ほか: 合釘の長さ, 太さの変化にともなう合釘および支台歯の力学的挙動について, 歯科医学, 45: 99~107, 1982.
- 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.
- Peters, M.C.R.B., Poort, H.W., Farah, J.W. et al: Stress analysis of a tooth restored with a post and core, J Dent Res, 62: 760~763, 1983.
- Reinhardt, R.A., Krejci, R.F., Pao, Y.C. et al: Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support, J Dent Res, 62: 1002~1008, 1983.
- 大野清美: 有限要素法による歯冠補綴物の応力解析(第1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.
- Pao, Y.C., Reinhardt, R.A. and Krejci, R.F.: Root stresses with tapered-end post design in periodontally compromised teeth, J Prosthet Dent, 57: 281~286, 1987.
- 片岡 滋, 岩井啓三, 石原善和ほか: 合釘を装着した架工義歯支台歯の応力解析, 補綴誌, 34: 175~185, 1990.
- 三好俊郎: 応力拡大係数の解析, 鷺津久一郎, 宮本 博, 山田嘉昭ほか編, 有限要素法ハンドブック II 応用編, 326~334, 培風館, 東京, 1990.
- 藤田恒太郎: 歯の解剖学, 24~27, 金原出版, 東京, 1959.
- 花村典之: 継続歯合釘に関する研究 第2報 合釘のテーパー, 長さの保持力に及ぼす影響について, 補綴誌, 8: 162~172, 1964.
- 塩沢育己: セメント合着による全部鑄造冠の三次元的変位に関する研究, 補綴誌, 23: 86~102, 1979.
- 藤田恒太郎: 歯の組織学, 159~171, 医歯薬出版, 東京, 1970.
- 高下弘夫: 歯の生理, 市岡正道, 斉藤忠義, 河村洋二郎ほか編, 最新歯学生理学, 408~410, 医歯薬出版, 東京, 1978.
- Goerig, A.C. and Muenninghoff, L.A.: Management of the endodontically treated tooth Part I: Concept for restorative designs, J Prosthet Dent, 49: 340~345, 1983.
- 青木保之: 合釘の形態による保持力の差について, 鶴見歯学, 6: 181~197, 1980.
- 上條彦彦: 口腔解剖学1 骨学(頭蓋学), 341~346, アナトーム社, 東京, 1978.
- Schluger, S., Yuodelis, R.A. and Page, R.C.: Periodontal disease, 334~341, Lea & Febiger, Phila., 1977.
- 鶴山秀夫, 飯村美奈子, 青木保之ほか: 各種合釘形態の違いが支台歯根に及ぼす影響(二次元光弾性実験), 鶴見歯学, 5: 69~80, 1979.
- Downs, W.B.: Variations in facial relationships: Their significance in treatment and prognosis, Am J Orthod, 34: 812~840, 1948.
- 天野秀雄: 継続歯の根面に加わる咬合力および咀嚼力に関する研究, 補綴誌, 14: 80~98, 1970.
- 阪本義典: 20年間における歯および歯列の形態的推移一とくに歯の傾斜角度, 捻転角度および被蓋度について一, 歯科医学, 39: 475~507, 1976.
- Standlee, J.P., Caputo, A.A., Collard, E.W. et al: Analysis of stress distribution by endodontic posts, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 33: 952~960, 1972.

- 32) Henry, P.J. : Photoelastic analysis of post core restorations, Aust Dent J, 22 : 157~159, 1977.
- 33) Standlee, J.P., Caputo, A.A., Holcomb, J. et al : The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel, J Prosthet Dent, 44 : 398~404, 1980.
- 34) 大野清美, 妻鹿純一, 村田義純 : 支台形態と歯根破折, 増原英一, 田端恒雄編, 最新接着性コンポジットレジン支台築造, 74~84, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1989.
- 35) 松永俊雄 : Threaded post の力学的研究—引張試験と振
り試験について—, 補綴誌, 19 : 461~473, 1976.
- 36) 黒宮親一, 栗家 洋, 仲田 豊ほか : 築造体の合着操作に関する検討—キューラーアンカーシステムについて—, 鶴見歯学, 8 : 131~136, 1981.
- 37) 坪田雅夫 : ポスト先端部の不適合が歯根歯質に及ぼす力学的影響, 補綴誌, 33 : 609~620, 1989.
- 38) Hirschfeld, L. and Jay, J. : Minor tooth movement by means of rubber-dam elastics, J Am Dent Assoc, 50 : 282~300, 1955.