ヒトの歯に生じたくさび状欠損修復後の咬合により生じる 特異応力場の強さ[†]

野田 尚 昭* 陳 克 恭** 田 島 清 司***
井 元 宏 美**** 堤 拓 哉*****

Intensity of Singular Stress Field due to Wedge-Shaped Defect in Human Tooth after Restored with Composite Resins

by

Nao-Aki NODA*, Ker-Kong CHEN**, Kiyoshi TAJIMA***, Hiromi IMOTO**** and Takuya TSUTSUMI*****

Wedge-shaped defects are frequently observed on the cervical region of the human tooth. Previously, most studies explained that improper toothbrushing causes such defects. However, recent clinical observation suggested that the repeated stress due to occlusal force may induce the formation of these wedge-shaped defects. In this study, a two-dimensional human tooth model after a wedge-shaped defect is restored with the composite resin is analyzed by using the finite element method. To obtain the intensity of the singular stress field accurately, a method of analysis is discussed for calculating generalized stress intensity factors, which control the singular stress around the tip of the defect. Then, the relationships between the stress intensity and occlusion are discussed.

Key words : Elasticity, Biomechanics, Fracture mechanics, Finite element method, Wedge-shaped defect, Human tooth

1 緒 言

Fig. 1 に示すように、ヒトの歯にくさび状欠損が形成されることは古くから報告されている。加齢とともに、その発生率が高くなることから、今後進行する高齢化社会においてその修復の必要性が増加すると考えられる。これまでの研究で、Miller はくさび状欠損は歯ブラシの過度な横磨きによって形成されるという歯ブラシ説を提唱¹⁾し、この歯ブラシ説が長い間受け入れられてきた。しかし、その後の研究^{2)~4)}から、くさび状欠損の原因を歯ブラシ説だけで解釈することは不十分であると考えられるようになってきた。それをうけて Lee らは、臨床的にくさび状欠損を観察した結果、咬合力によって歯頸部に引張応力が集中し、アパタイト結晶間の結合が破壊され、くさび状欠損が生じるという咬合説を提唱した。⁵⁾最近、陳らは咬合面に荷重を負荷すると、負荷した咬頭の反対側の歯面歯頸部に歯軸方向の引張ひずみが生じることを報告した。⁶⁾また、著者らは、先に、ヒトの歯にこのようなくさび状欠損が存在する場合の特異応力場の強さを解析して、くさび状欠損の進展が生じにくい咬合力の位置と方向を議論した。⁷⁾

実際の治療では、くさび状欠損をコンポジットレジン

で修復することが行われるが、一般にその修復は齲蝕(虫歯)に比べて困難であるといわれている。⁸⁾そこで、本研究では Fig. 1 に示すようにヒトの歯に生じたくさび状欠損をコンポジットレジンで修復後の咬合によって生じる特異応力場の強さを有限要素法で精度よく解析し修復前と比較して、理想的な修復法を材料力学の立場から考

Fig. 1 Restoration of Wedge-Shaped defect in Human tooth.

[†] 原稿受理 平成 18 年 3 月 17 日 Received Mar. 17, 2006

* 正 会 員 九州工業大学工学部機械知能工学科 〒804-8550 北九州市戸畑区仙水町, Dept. of Mech. Eng., Kyushu Inst. of Tech., Tobata-ku, Kitakyushu, 804-8550

** 九州歯科大学歯学部齲蝕歯髓疾患制御学分野 〒803-8580 北九州市小倉北区真鶴, Pulp Biology, Operative Dentistry and Endodontics, Kyushu Dental College, Kokurakita-ku, Kitakyushu, 803-8580

*** 九州歯科大学歯学部生体材料科学分野 〒803-8580 北九州市小倉北区真鶴, Biomaterials, Kyushu Dental College, Kokurakita-ku, Kitakyushu, 803-8580

**** 九州工業大学大学院工学部研究科機械知能工学専攻 〒804-8550 北九州市戸畑区仙水町, Dept. of Mech. Eng., Kyushu Inst. of Tech., Tobata-ku, Kitakyushu, 804-8550

***** 九州工業大学工学部機械知能工学科 〒804-8550 北九州市戸畑区仙水町, Dept. of Mech. Eng., Kyushu Inst. of Tech., Tobata-ku, Kitakyushu, 804-8550

察して提案することを目的とする。なお、本論文では、まず、くさび状欠損先端の二等分線上の強度が問題となる $E_I/E_M < 1$ の場合を対象とする (E_I , E_M はコンポジットレジン, 象牙質の縦弾性係数)。

2 一般化応力拡大係数の解析方法

2.1 解析方法の基礎

くさび状欠損の典型的な形状や大きさを定義することは困難であるため、本研究では、Fig. 1 の形状を基に、鋭いくさび状欠損が存在する場合をモデルとして解析する。一般に、咬合の影響が大きい場合には、鋭いくさび状欠損を形成し、歯ブラシによる摩耗の影響が大きい場合には、曲面状となることが指摘されている。⁸⁾ 本研究では、コンポジットレジンで修復後のくさび状欠損先端での特異応力場を正確に求める必要がある。ここでは、ヒトの歯の形状が複雑であることを考慮して、まず、このような 2 次元問題を応力場の相似性⁹⁾に基づいて有限要素法 (FEM) で精度よく解析する方法を検討する。

まず、Fig. 2 の問題で介在物の長さが異なる菱形介在物の一般化応力拡大係数を FEM で正確に求めることを考える。Fig. 2 のような問題を FEM で解析する際、特異応力場を有限の要素分割で正確に求めることはできないが、その誤差は主として特異応力場が生じる菱形介在部角部近傍の要素分割によって支配されていると考えられる。⁹⁾ 従って、応力場の相似性から、介在物の長さが異なる菱形介在物の 2 つの部材 (例えば $l/b = 0.05$ と $l/b = 0.1$) において、真の応力拡大係数 $K_{I,\lambda_1,real}$ が等しいならば FEM 解析によって得られる菱形介在物先端近傍の応力値 $\sigma_{\theta,FEM}$ はほぼ一致する。すなわち、要素分割が同じならば菱形介在物の長さに関係なく $K_{I,\lambda_1,real}/\sigma_{\theta,FEM}$ の値が常に一定となる。モード II の一般化応力拡大係数に関しては、 $\tau_{r\theta,FEM}$ に注目すればよい。すなわち一般に式 (1) の関係が成立すると考えられる。なお、以下では記号は基準となる問題に関する値である。すなわち、 $K_{I,\lambda_1,real}^*$, $K_{II,\lambda_2,real}^*$ は体積法による実質上の厳密解であり、 $\sigma_{\theta,FEM}^*$, $\tau_{r\theta,FEM}^*$ はそれを FEM 解析した際の切欠きの二等分線上の応力である。

Fig. 2 Diamond-Shaped Inclusion in Finite Plate.

$$\frac{K_{I,\lambda_1,real}}{\sigma_{\theta,FEM}} = \frac{K_{I,\lambda_1,real}^*}{\sigma_{\theta,FEM}^*} \quad \frac{K_{II,\lambda_2,real}}{\tau_{r\theta,FEM}} = \frac{K_{II,\lambda_2,real}^*}{\tau_{r\theta,FEM}^*} \quad (1)$$

式 (1) を式 (2) で定義される無次元化応力拡大係数によって書き換え、整理すると式 (3) が得られる。

$$F_{I,\lambda_1,real} = \frac{K_{I,\lambda_1,real}}{\sigma_{\theta,FEM}} \sqrt{\pi l^{1-\lambda_1}}, \quad F_{I,\lambda_1,real}^* = \frac{K_{I,\lambda_1,real}^*}{\sigma_{\theta,FEM}^*} \sqrt{\pi l^{1-\lambda_1}} \quad (2)$$

$$\frac{F_{I,\lambda_1,real} \sigma_{\theta,FEM} \sqrt{\pi l^{1-\lambda_1}}}{\sigma_{\theta,FEM}} = \frac{F_{I,\lambda_1,real}^* \sigma_{\theta,FEM}^* \sqrt{\pi l^{1-\lambda_1}}}{\sigma_{\theta,FEM}^*} \quad (3)$$

ここで、 σ は基準となる応力 (Fig. 2 では σ_y) であり、 λ_1 , λ_2 は介在物の角部の角度と弾性定数から決まる特異性指数である。

深さの異なる 2 つの切欠きで $K_{I,\lambda_1,real} = K_{I,\lambda_1,real}^*$ であるなら、次式が成立する。

$$\sigma = \sigma^* \times \frac{F_{I,\lambda_1,real}^*}{F_{I,\lambda_1,real}} \times \frac{l^{1-\lambda_1}}{l^{1-\lambda_1}} \quad (4)$$

結局、厳密解が得られている Fig. 2 の問題を FEM 解析し、その解析値を式 (5) に代入することで長さが異なる菱形介在物において一般化応力拡大係数を求めることができる。

$$F_{I,\lambda_1,real} = \sigma_{\theta,FEM} \times \frac{F_{I,\lambda_1,real}^*}{\sigma_{\theta,FEM}^*} \times \frac{\sigma^*}{\sigma} \times \frac{l^{1-\lambda_1}}{l^{1-\lambda_1}} \quad (5)$$

Fig. 3 の形状を変化させて式 (5) により得られる一般化応力拡大係数と厳密解との比較を行い、式 (1)~(5) に基づく FEM 解析の有用性を確認する。

2.2 介在物角部の特異応力場の解析法

前項で述べた方法により菱形介在物角部 (Fig. 2 (a) の角部 B) の一般化応力拡大係数を FEM 解析する。この場合、利用できる基準となる値は無有限板中の菱形介在物 (Fig. 3) の体積法による厳密解¹⁰⁾のみである。これを用いて Fig. 2 の有限板中の菱形介在物角部での一般化応力拡大係数を FEM 解析により求める。ここで無限板 ($l/b \rightarrow 0$) での FEM 解析はメッシュが有限なため解析できないので l/b と $\sigma_{\theta,FEM}$ の関係をプロットして、 $l/b \rightarrow 0$ の値をグラフ上で求める。こうして出した無限板の値と厳密解が得られている体積法の値との比を用いて体積法で求められていない有限板での菱形介在物の角部の

Fig. 3 Diamond-Shaped Inclusion in Infinite Plate.

一般化応力拡大係数を求められる。ここで、菱形介在物角部ではモードⅠとモードⅡの変形による特異応力場の指数が異なる。菱形介在物角部の特異応力場は式 (6) のように表される。¹¹⁾

$$\sigma_{ij} = \frac{K_{I,\lambda_1}}{r^{1-\lambda_1}} f_{ij}^I(\theta) + \frac{K_{II,\lambda_2}}{r^{1-\lambda_2}} f_{ij}^{II}(\theta), \quad (ij = \theta, r\theta) \quad (6)$$

$$K_{I,\lambda_1} = F_{I,\lambda_1} \sigma \sqrt{\pi l^{1-\lambda_1}}, \quad K_{II,\lambda_2} = F_{II,\lambda_2} \sigma \sqrt{\pi l^{1-\lambda_2}}$$

したがってこのような応力特異場を求めるためには、指数が異なる2つの特異応力を同時に考慮する必要がある。式 (6)において、 σ_θ および $\tau_{r\theta}$ の表現は以下のようになる。¹¹⁾

$$\begin{aligned} \sigma_\theta = & \frac{\lambda_1}{\sqrt{2\pi(\alpha-\beta)}} \left[[\lambda_1(\alpha-\beta) \sin\{\gamma-\lambda_1(\gamma-\pi)\} \right. \\ & + (1-\beta) \sin(\lambda_1\pi)] \times \cos\{(\lambda_1+1)\theta\} + [(\lambda_1+1) \\ & \times (\alpha-\beta) \sin\{\lambda_1(\gamma-\pi)\}] \times \cos\{(\lambda_1-1)\theta\} \left. \right] \frac{K_{I,\lambda_1}}{r^{1-\lambda_1}} \\ & + \frac{\lambda_2}{\sqrt{2\pi(\alpha-\beta)}} \left[[\lambda_2(\alpha-\beta) \sin\{\gamma-\lambda_2(\gamma-\pi)\} \right. \\ & - (1-\beta) \sin(\lambda_2\pi)] \times \sin\{(\lambda_2+1)\theta\} + [(\lambda_2+1) \\ & \times (\alpha-\beta) \sin\{\lambda_2(\gamma-\pi)\}] \times \sin\{(\lambda_2-1)\theta\} \left. \right] \frac{K_{II,\lambda_2}}{r^{1-\lambda_2}} \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \tau_{r\theta} = & \frac{\lambda_1}{\sqrt{2\pi(\alpha-\beta)}} \left[[\lambda_1(\alpha-\beta) \sin\{\gamma-\lambda_1(\gamma-\pi)\} \right. \\ & + (1-\beta) \sin(\lambda_1\pi)] \times \sin\{(\lambda_1+1)\theta\} + [(\lambda_1-1) \\ & \times (\alpha-\beta) \sin\{\lambda_1(\gamma-\pi)\}] \times \sin\{(\lambda_1-1)\theta\} \left. \right] \frac{K_{I,\lambda_1}}{r^{1-\lambda_1}} \\ & + \frac{-\lambda_2}{\sqrt{2\pi(\alpha-\beta)}} \left[[\lambda_2(\alpha-\beta) \sin\{\gamma-\lambda_2(\gamma-\pi)\} \right. \\ & - (1-\beta) \sin(\lambda_2\pi)] \times \cos\{(\lambda_2+1)\theta\} + [(\lambda_2-1) \\ & \times (\alpha-\beta) \sin\{\lambda_2(\gamma-\pi)\}] \times \cos\{(\lambda_2-1)\theta\} \left. \right] \frac{K_{II,\lambda_2}}{r^{1-\lambda_2}} \end{aligned} \quad (8)$$

ここで、 G_M , ν_M , G_I , ν_I を母材と介在物の横弾性係数とポアソン比とすれば、

$$\begin{aligned} \alpha = & \frac{G_M(\kappa_I+1) - G_I(\kappa_M+1)}{G_M(\kappa_I+1) + G_I(\kappa_M+1)}, \quad \kappa_I = 3 - 4\nu_I, \\ \beta = & \frac{G_M(\kappa_I-1) - G_I(\kappa_M-1)}{G_M(\kappa_I+1) + G_I(\kappa_M+1)}, \quad \kappa_M = 3 - 4\nu_M. \end{aligned}$$

2・3 ヒトの歯のくさび状欠損修復後の解析法

ヒトの歯は Fig. 1 に示したように歯髄 (Pulp), エナメル質 (Enamel), 象牙質 (Dentin) から成る。Fig. 1 のくさび状欠損をコンポジットレジンで修復後の写真より Fig. 4 (a) のようなヒトの歯の2次元モデルを作成した。その際、歯髄、エナメル質、象牙質、コンポジットレジンの弾性定数は Table 1 のように仮定した。ただし歯髄の弾性定数は小さいので空洞 (ヤング率 0) とみなした。本解析では Fig. 4 のメッシュに $P_1 \sim P_{14}$ の方向 (Fig. 4 (b) 参照) から 0 ~ 108N の荷重を負荷させたときのくさび状欠損先端の特異応力場 σ_θ および $\tau_{r\theta}$ を解析し、その強さに影響を及ぼす咬合力の位置と方向を明らかにする。なお、荷重 P_2 , P_6 , P_9 , P_{13} は、歯軸に対して 45 度傾いているとする。

Fig. 4 Two-Dimensional Model of Human Tooth.

Table 1 Mechanical Properties for Human Teeth.^{12)~14)}

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio	Tensile strength (MPa)	Compression strength (MPa)
Pulp	9.81	0.49	-	-
Dentin	11800 (= E_M)	0.3	36~51	213~380
Enamel	46100	0.3	10.4~45.6	176~608
Composite resin	2900, 4900, 9800 (= E_I)	0.3	-	-

3 介在物角部の応力拡大係数の解析結果

3・1 モードⅠの解析結果

Table 2 は剛性比が $E_I/E_M = 500/1200$ の時の Fig. 2 (b) のメッシュにより求めた菱形介在物二等分線上の $\sigma_{\theta,FEM}$ の値である。Table 2 よりこの場合において菱形介在物二等分線上で $\sigma_\theta \times r^{1-\lambda_1}$ がほぼ一定の値をとっており、これらを式 (1) の $\sigma_{\theta,FEM}$, $\sigma_{\theta,FEM}^*$ として用いれば一般化応力拡大係数 $K_{I,\lambda_1,real}$ が求められる。すなわち Table 2 より $l/b = 0.05$ では $\sigma_{\theta,FEM} = 0.945/r^{1-\lambda_1}$, $l/b = 0.1$ では $\sigma_{\theta,FEM} = 1.018/r^{1-\lambda_1}$ の応力場が存在する。なお、これらは菱形介在物先端近傍で同じメッシュを用いて求めている。Table 2 (a) の $l/b \rightarrow 0.05$ と Table 2 (b) の $l/b = 0.1$ の結果より $l/b \rightarrow 0$ を推定すると、 $\sigma_{\theta,FEM} = 0.860/r^{1-\lambda_1}$ となる。 $l/b \rightarrow 0$ では体積力法の厳密解¹⁰⁾があり、 $\sigma_{\theta,real} = 0.960/r^{1-\lambda_1}$ である。これより $l/b \rightarrow 0$ での $\sigma_{\theta,FEM}/\sigma_{\theta,real}$ の比を用いてそれぞれの l/b での値が求まる。これによりメッシュで生じる誤差を見積ることができる。 $F_{I,\lambda_1,real}$ についても同様の方法にて求めた。その他の剛性比についてもこのようにして出した K_{I,λ_1} を Fig. 5 と Table 3 に示す。

3・2 モードⅡの解析結果

Table 4 は剛性比が $E_I/E_M = 500/1200$ の時の Fig. 2 (b) のメッシュにより求めた菱形介在物二等分線上の $\tau_{r\theta,FEM}$ の値である。Table 4 よりこの場合において菱形介在物二等分線上で $\tau_{r\theta} \times r^{1-\lambda_2}$ がほぼ一定の値をとっており、これらを式 (1) の $\tau_{r\theta,FEM}$, $\tau_{r\theta,FEM}^*$ として用いれば一般化

Table 2 Results of $\sigma_\theta|_{\theta=0}$ [MPa] and $F_{\theta\theta} = \sigma_\theta|_{\theta=0} \times r^{1-\lambda_1}$ [MPa $\cdot$ mm $^{1-\lambda_1}$] in Fig. 2 (b).

[i: number of element from the root of notch
(size of element is 1/243mm)]

(a) when $E_I/E_M = 500/1200$ $l/b = 0.05$, $\tau_{xy} = 0$ (b) when $E_I/E_M = 500/1200$ $l/b = 0.1$, $\tau_{xy} = 0$

i	$\sigma_\theta _{\theta=0}$	$\sigma_\theta _{\theta=0} \times r^{1-\lambda_1}$	i	$\sigma_\theta _{\theta=0}$	$\sigma_\theta _{\theta=0} \times r^{1-\lambda_1}$
0	1.85143	0	0	1.99583	0
1	1.63354	0.94583	1	1.76292	1.02074
2	1.53492	0.95217	2	1.65618	1.02739
3	1.46982	0.94932	3	1.58566	1.02413
4	1.42586	0.94766	4	1.53777	1.02204
5	1.39251	0.94627	5	1.50132	1.02021
6	1.36601	0.94525	6	1.47225	1.01877
7	1.34412	0.94447	7	1.44815	1.01757
8	1.32557	0.94389	8	1.42764	1.01658
9	1.30952	0.94346	9	1.40986	1.01575
10	1.29544	0.94315	10	1.38419	1.00776

応力拡大係数 $K_{II,\lambda_1,real}$ が求められる。すなわち Table 2 より $l/b = 0.05$ では $\tau_{r\theta,FEM} = 1.020/r^{1-\lambda_2}$, $l/b = 0.1$ では $\tau_{r\theta,FEM} = 1.086/r^{1-\lambda_2}$ の応力場が存在する。なお、これらは菱形介在物先端近傍で同じメッシュを用いて求めている。Table 4 (a) の $l/b = 0.05$ と Table 4 (b) の $l/b = 0.1$ の結果より $l/b \rightarrow 0$ を推定すると、 $\tau_{r\theta,FEM} = 1.900/r^{1-\lambda_2}$ となる。 $l/b = 0$ では体積力法の厳密解¹⁰⁾があり、 $\tau_{r\theta,FEM} = 1.053/r^{1-\lambda_2}$ である。これより $l/b \rightarrow 0$ での $\tau_{r\theta,FEM}/\tau_{r\theta,real}$ の比を用いてそれぞれの l/b での値が求まる。これによりメッシュで生じる誤差を見積ることができる。 $F_{II,\lambda_2,real}$ についても同様の方法にて求めた。その他の剛性比についてもこのようにして出した F_{II,λ_2} を Fig. 6 と Table 5 に示す。

4 ヒトの歯のくさび状欠損修復後の特異応力場の強さ

ヒトの歯のくさび状欠損を修復した場合においても、菱形介在物と同様にくさび状欠損の二等分線上で $\sigma_\theta \times r^{1-\lambda_1}$ および $\tau_{r\theta} \times r^{1-\lambda_2}$ がほぼ一定の値となるので、同様にして一般化応力拡大係数を求められる。Fig. 7 (a), (b), (c) に修復後のくさび状欠損先端の特異応力の強さを示す

Fig. 5 Results of F_{I,λ_1} in Fig. 2. Fig. 6 Results of F_{II,λ_2} in Fig. 2.

$F_{\theta\theta}$, $F_{r\theta}$ と荷重 P_i の関係を示す。エナメル質の引張強度と圧縮強度の比は 1 : 10 と言われている。これより圧縮応力よりも引張応力が危険であると考えられる。また、象牙質の引張強度と圧縮強度の比は 1 : 5 といわれており、歯根部においても引張応力が危険であると考えられる。もし、くさび状欠損の形成・進展に $F_{\theta\theta}$ (K_I に相当) が最も影響すると仮定すると、Fig. 7 (a), (b), (c) より、 $E_I/E_M = 300/1200$ と $E_I/E_M = 500/1200$ では P_9 が、 $E_I/E_M = 1000/1200$ では P_{14} が、荷重増加に対する影響

Table 3 Results of F_{I,λ_1} in Fig. 2.

E_I/E_M l/b	F_{I,λ_1}						$F_{I,\lambda_1}/F_{I,\lambda_1} _{l/b \rightarrow 0}$					
	10^{-5}	10^{-2}	10^{-1}	300/1200	500/1200	1000/1200	10^{-5}	10^{-2}	10^{-1}	300/1200	500/1200	1000/1200
$\rightarrow 0$	1.147	1.054	0.716	0.610	0.593	0.668	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
0.05	1.151	1.059	0.720	0.615	0.597	0.668	1.004	1.004	1.005	1.008	1.006	1.001
0.1	1.160	1.067	0.727	0.621	0.601	0.669	1.011	1.012	1.015	1.018	1.013	1.002
0.2	1.194	1.097	0.743	0.631	0.608	0.670	1.041	1.040	1.036	1.035	1.024	1.004
0.3	1.252	1.147	0.766	0.642	0.614	0.672	1.092	1.088	1.069	1.053	1.035	1.006
0.4	1.341	1.222	0.795	0.656	0.621	0.673	1.169	1.159	1.109	1.075	1.047	1.008
0.5	1.471	1.329	0.832	0.671	0.629	0.674	1.282	1.261	1.161	1.101	1.061	1.010

Table 4 Results of $\tau_{r\theta}|_{\theta=0}$ [MPa] and $F_{r\theta}|_{\theta=0} \times r^{1-\lambda_2}$ [MPa $\cdot$ mm $^{1-\lambda_2}$] in Fig. 2 (b).

[i: number of element from the root of notch]
(size of element is 1/243mm)

(a) when $E_I/E_M = 500/1200$ (b) when $E_I/E_M = 500/1200$
 $l/b = 0.05, \sigma_x = \sigma_y = 0$ $l/b = 0.1, \sigma_x = \sigma_y = 0$

i	$\tau_{r\theta} _{\theta=0}$	$\tau_{r\theta} _{\theta=0} \times r^{1-\lambda_2}$	i	$\tau_{r\theta} _{\theta=0}$	$\tau_{r\theta} _{\theta=0} \times r^{1-\lambda_2}$
0	1.44297	0	0	1.53737	0
1	1.55916	0.94432	1	1.65894	1.00475
2	1.55258	1.00175	2	1.65198	1.06589
3	1.51467	1.01414	3	1.61173	1.07913
4	1.48439	1.02032	4	1.57960	1.08576
5	1.45927	1.02370	5	1.55296	1.08942
6	1.43826	1.02589	6	1.53069	1.09181
7	1.42029	1.02742	7	1.51164	1.09351
8	1.40465	1.02858	8	1.49508	1.09479
9	1.39086	1.02948	9	1.48047	1.09581
10	1.37853	1.03022	10	1.46742	1.09665

が小さく安全であることがわかる。また、どの剛性比においても歯軸に垂直方向の荷重 P_1, P_3, P_8, P_{10} は荷重増加に対する影響が大きく危険であることがわかる。これより、 $E_I/E_M = 300/1200$ と $E_I/E_M = 500/1200$ では咬合を P_9 方向に、 $E_I/E_M = 1000/1200$ では咬合を P_{14} 方向になるように調節すれば、修復したくさび状欠損の耐久性が向上すると考えられる。

先に解析したくさび状欠損がそのまま存在するとき⁷⁾と比べて、 P_3 が最も危険であることは同様であるが、 P_9 または P_{14} が P_{11} の代わりに最も安全である点が異なる。 $E_I/E_M = 300/1200, E_I/E_M = 500/1200$ では、圧縮応力および引張応力の傾向はほぼ同じであるが、 $E_I/E_M = 500/1200$ ではかなり傾向が変わっている。

5 結 言

本研究ではヒトの歯の形状が複雑であることを考慮して、介在物角部に生じる特異応力場の強さを有限要素法 (FEM) で精度よく解析する方法を検討した。また、ヒトの歯に生じたくさび状欠損修復後の咬合による影響を

考察した。結論をまとめると以下になる。

(1) 菱形介在物角部の特異応力場の強さを求めるにあたって、応力場の相似性をもとにして、有限板中の特異応力場の強さを FEM 解析結果より外挿して、無限板中の値を求めた。それを体積力法の厳密解と比べて FEM 解析の誤差を修正した。

(2) Fig. 2 のメッシュを用いると FEM 解析により求まる特異応力場 (モード I) は、例えば $E_I/E_M = 500/1200$ のとき $l/b \rightarrow 0$ で $\sigma_{\theta, FEM} = 0.860/r^{1-\lambda_1}$ となるが、実際は $\sigma_{\theta, real} = 0.960/r^{1-\lambda_1}$ となる。よって、これを補正することにより有限板の厳密解を求めることができる。(Fig. 5, Table 3 参照) これにより有限板の菱形介在物角部の特異応力場の強さを FEM 解析により求められることを確認した。モード II でも同様に確認した。

(3) Fig. 4 (b) に示すように歯に作用する荷重も位置と方向を変化させて、くさび状欠損修復後の特異応力の強さを調べた結果、もし、くさび状欠損の形成・進展に $F_{\theta\theta}$ (K_I に相当) が最も影響すると仮定すると、 $P_1 \sim P_{14}$ の荷重 (Fig. 4 (b) 参照) で、 $E_I/E_M = 300/1200, E_I/E_M = 500/1200$ では P_9 が、 $E_I/E_M = 1000/1200$ では P_{14} が安全で、歯軸に垂直な荷重である P_1, P_3, P_8, P_{10} が危険であることがわかった。よって、咬合を調節して、咬合力の向きを P_9 または P_{14} 方向にすれば修復したくさび状欠損の耐久性が上がると思われる。

(4) くさび状欠損修復前⁷⁾と比較して、危険な位置と方向の荷重は変わらない。しかし最も安全な位置と荷重が $E_I/E_M = 300/1200, E_I/E_M = 500/1200$ では P_9 方向で、 $E_I/E_M = 500/1200$ では P_{14} 方向になり、くさび状欠損修復前は P_{11} 方向であったのが位置と方向が変化している。

参 考 文 献

- 1) W. D. Miller, "Experiments and Observations on the Wasting of Tooth Tissue Various Designated as Erosion, Abrasion, Chemical Abrasion, Denudation, etc", Den Cosmos, Vol.49, pp.1-23, pp.109-124, pp.147-225 (1907).
- 2) M. Bream, P. Lambrechts and G. Vanherle, "Stress Induced Cervical Lesions", J. Prosthet Dent, Vol.67, pp.718-722, (1992).

Table 5 Results of F_{II, λ_2} in Fig. 2 (b).

E_I/E_M l/b	F_{II, λ_2}						$F_{II, \lambda_2}/F_{II, \lambda_2} _{l/b \rightarrow 0}$					
	10^{-5}	10^{-2}	10^{-1}	300/1200	500/1200	1000/1200	10^{-5}	10^{-2}	10^{-1}	300/1200	500/1200	1000/1200
$\rightarrow 0$	1.600	1.586	1.506	1.468	1.479	1.582	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
0.05	1.603	1.591	1.509	1.466	1.477	1.582	1.002	1.004	1.002	0.999	0.998	1.000
0.1	1.615	1.603	1.514	1.466	1.475	1.581	1.010	1.011	1.005	0.999	0.997	0.999
0.2	1.668	1.653	1.545	1.482	1.484	1.582	1.043	1.043	1.026	1.010	1.003	1.000
0.3	1.763	1.743	1.605	1.516	1.503	1.586	1.102	1.099	1.065	1.033	1.016	1.002
0.4	1.914	1.886	1.697	1.569	1.534	1.591	1.197	1.190	1.127	1.069	1.037	1.006
0.5	2.147	2.105	1.832	1.642	1.576	1.599	1.342	1.327	1.216	1.119	1.065	1.010

Fig. 7 (a) σ_{θ} , $\tau_{r\theta}$ vs. P_i relations when $E_I/E_M = 300/1200$.

Fig. 7 (b) σ_{θ} , $\tau_{r\theta}$ vs. P_i relations when $E_I/E_M = 500/1200$.

Fig. 7 (c) σ_θ , $\tau_{r\theta}$ vs. P_i relations when $E_I/E_M = 1000/1200$.

- 3) G. Graehn and H. H. Muller, "Wedge-Shaped Defects at Teeth of Animals", Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd, Vol.79, pp.441-449 (1991).
- 4) H. Tanaka, T. Maeda, T. Nitta and S. Katuyama, "Studies on the Cervical Loss of Tooth Structure -Japanese Teeth before and During the Edo Era, The First Report : Edo Era (1)-", The Japanese Journal of Conservative Dentistry, Vol.36, No.1, pp.287-294 (1993).
- 5) W. C. Lee and W. S. Eakle, "Possible Role of Tensile Stress in the Etiology of Cervical Lesions of Teeth", J Prosthet Dent, Vol.52, pp.374-380 (1984).
- 6) K. K. Chen, K. Miyake, Y. Shono and M. Terashita, "Effects of Occlusion on the Formation of Wedge-Shaped Defect -Cervical Region Strain Along Tooth Axis-", The Journal of the Kyushu Dental Society, Vol.43, pp.870-876 (2000).
- 7) N.-A. Noda, K. K. Chen, K. Tajima, S. Kataoka and Y. Nishikore, "Intensity of Singular Stress of Wedge-Shaped Defect in Human Tooth Due to Occlusal Load", Transaction of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A, Vol.72, No.713, pp.77-84 (2006).
- 8) T. Kuroe, A. Caputo, A. N. Ohara, N. noue and H. Itoh, "Biomechanical Effects of Cervical Legion and Restoration on Periodontally Compromised Teeth", The Quintessence, Vol.20, No.8, pp.1501-1510 (2001).
- 9) T. Teranishi and H. Nishitani, "Determination of Highly Accurate Values of Stress Intensity Factor in a Plate of Arbitrary Form by FEM", Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A, Vol.65, No.638, pp.2032-2037 (1999).
- 10) N.-A. Noda, Y. Kawashima and K. Oda, "Singular Integral Equation Method in the Analysis of Interaction between Diamond-Shaped Inclusions", Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series A, Vol.62, No.598, pp.1456-1463 (1996).
- 11) D. H. Chen and H. Nishitani, "Singular Stress Field Near the Corner of Jointed Dissimilar Materials", Transactions of the ASME, Journal of Applied Mechanics, Vol.60, pp.607-613 (1993).
- 12) K. Tajima, K. K. Chen, Y. Yokoyama, H. Kakigawa and Y. Kozono, "Numerical Analysis of Stress in Enamel Induced by Polymerization Shrinkage of Composite Resin for Class V Restorations", The Journal of the Kyushu Dental Society, Vol.46, No.2, pp.389-397 (1992).
- 13) K. Okazaki, F. Nishimura and S. Nomoto, "Tensile Strength of Human Enamel", J. J. Dent. Mater, Vol.6, No.4, pp.465-471 (1987).
- 14) F. Nishimura, K. Okazaki, Y. Kono, K. Komori and S. Nomoto, "Compressive Behavior and Micro Vickers Hardness of Human Enamel and Dentin", J. J. Dent. Mater, Vol.5, No.4, pp.449-454 (1986).