

# 健全および脱灰象牙質の応力・ひずみ関係 に及ぼす象牙質の諸性質の影響

—計算モデルの提唱—

池田 敦治, 若狭 邦男

## Effect of Dentine Properties on Stress/Strain Relations of Mineralized and Demineralized Dentine

— Propose of Calculation Models —

Atsuharu Ikeda and Kunio Wakasa

(平成15年2月17日受付)

### 緒 言

一連の研究では、micro-tensile bond 試験による象牙質接着強さに注目し<sup>1-6)</sup>、接着される象牙質及びその諸性質を評価して、レジン/象牙質界面として interface I, II, III のうちのひとつ、界面IIの界面強さが接着強さであると考えている。なお、接着界面の定義では resin composite/adhesive resin layer 界面 (界面III)、adhesive resin layer/hybrid layer 界面 (界面II)、hybrid layer/dentine 界面 (界面I) の三つの界面を想定した。micro-tensile bond 試験片を用いた接着面積を限定した試験方法では接着強さが 60 MPa (平均値, Sano et al<sup>7,8)</sup>) や 20 MPa (カリエスを含む歯頸部, Yoshiyama et al<sup>9)</sup>) となる。

象牙質あるいはエナメル質に対する接着を行う場合、象牙質処理、あるいはエナメル質処理の方法と脱灰を検討するためには象牙質あるいはエナメル質が外からの力を受けた状態を力学的に明らかにすることが要求されてきた<sup>1-17)</sup>。象牙質の構成要素としての collagen fibre は破壊応力が高いので、micro-tensile bond 試験と同様な dimension の試験片が適切であり<sup>1,2,7,8)</sup>、この試験方法を micro-tensile 試験と定義することにする。

本研究では健全及び脱灰象牙質の micro-tensile 試験による応力とひずみの関係を測定することを計画した。さらに、composite として健全象牙質を想定するならば、応力とひずみの関係を表現することが明らかにされているので<sup>1-6)</sup>、micro-tensile 試験方式で求めた健全及び脱灰象牙質の応力・ひずみ関係を象牙質の諸性質に焦点をあてることとした。そこで、応力の大きさに対する影響を明らかにするモデルを提唱し、かつ応力・ひずみ関係を表わすことにする。

### 材料および方法

#### 1. 象牙質について

既報<sup>10,18)</sup>と同様に、用いた象牙質は human dentine (coronal) 試料である<sup>7,8,10,18)</sup>。micro-tensile 試験では接着面積に相当する部位の面積は健全象牙質及び脱灰象牙質では、0.25 (0.5×0.5) mm<sup>2</sup>である。

#### 2. micro-tensile 試験について

著者らは外からの力がかかる界面を限定する方法、すなわち micro-tensile 試験を用いることにする。Sano et al は健全象牙質に適用し<sup>7,8)</sup>、接着界面での応力解析 (この方法は接着界面を分類して、それらの接着界面の性質が接着強さに与える影響を明らかにしたものである<sup>1-6)</sup>) ではレジン/象牙質界面 (interface I, II, III) のなかで、その界面IIに注目することにより、それらの界面を含む健全象牙質中央部部位に対して外からの応力が負荷すると想定した。従って、健全及び脱灰象牙質の応力とひずみ関係を求めるため、micro-tensile

広島大学大学院医歯薬学総合研究科創生医科学専攻探索医科学講座生体材料科学研究室 (主任: 岡崎正之教授) 本論文の要旨の一部は平成13年度春期第37回日本歯科理工学会学術講演会, 21世紀記念大会および創立20回記念大会 (平成13年3月31日) において発表した。

試験を行うことにする。

### 3. 計算について

#### (1) 健全象牙質に適用した場合

健全象牙質では dentine matrix (ここでは, dentinal tubule 以外の部位に相当するものとする) 及び dentinal tubule の二つからなる composite として仮定するので, 外からの力がかかる方向, すなわち応力方向と dentinal tubule が平行 (parallel, 以下, 平行の場合とする) 及び垂直 (perpendicular, 以下, 垂直の場合とする) である二つの場合について計算することにする。従来, Taya et al<sup>19,20)</sup> の方法では ( $\sigma_{yc}/\sigma_{ym}$ ) の比 (なお,  $\sigma_{yc}$  及び  $\sigma_{ym}$  はそれぞれ, 象牙質全体 (composite とする) の降伏応力及び dentine matrix の降伏応力であると考えた) を平行の場合について計算できた<sup>18)</sup>。そこで, Eshelby's inclusion 問題 (一般には, その問題は matrix のなかに弾性率が異なる inclusion が存在している場合について考えられている) をこれらに適用することにより, 二つの場合 (平行と垂直の場合) について求めることにする<sup>21,22)</sup>。それらの両者の値, すなわち  $\sigma_{\perp}$  (垂直の場合) 及び  $\sigma_{//}$  (平行の場合) について, それぞれ象牙質全体の応力を計算できるので, あるひずみにおける大きさを明らかにすることができると考えられた。

#### (2) 脱灰象牙質の場合

2相 (硬い相と柔らかい相) からなる composite を考えて, 健全象牙質と脱灰象牙質に対して, 応力とひずみの関係が検討されてきた<sup>10,18)</sup>。前項で提案した Eshelby の概念を応用して, 脱灰した象牙質の応力・ひずみ曲線を表現する式を求める<sup>21,22)</sup>。すなわち, apatite/collagen fibre 複合体を仮定するならば, apatite が脱灰するので, collagen fibre としてある体積量からなるものとして仮定して, さらにその量をもつ collagen fibre がその apatite のなかに存在することから, その応力とひずみの関係を明らかにできる。

従って, 本研究で求める計算式は既報<sup>18)</sup> と同様に脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線の形を表現するものである。はじめに応力・ひずみ曲線の関係を求め, 次にはひずみに対する応力の微小変化を計算することにした。この時求めた値を collagen fibre 量に対して計算した。

図1 (応力とひずみの関係を表す模式図である) に示すように, 降伏現象後の応力とひずみの関係を求めるために必要な定数,  $\bar{E}_f^c$  であり, 弾性領域では yielding (降伏現象) を示す点を図のように定義すると, その応力とひずみの関係は弾性率により表わされ, その時の値が降伏応力となり, fracture (x) のところで破壊するものとする。

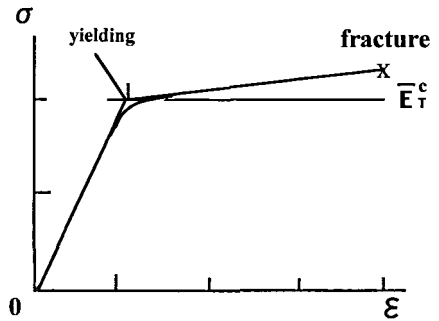


図1 応力・ひずみ曲線の模式図を示す。yielding は降伏現象であり,  $\bar{E}_f^c$  は yielding 後のひずみに対する応力の変化を示す値である。x のところでの fracture を示す。

## 結果および考察

### 1. 健全象牙質について

図2は micro-tensile 試験により得られた健全象牙質の応力・ひずみ曲線である。図には降伏応力 (約 100 MPa) まで増加して降伏した後, 応力は増加して破壊にいたる。この時の応力は破壊応力と言われており<sup>18)</sup>, さらに破壊ひずみは0.025 (平均値) であることがわかる。

本研究では図1及び2に示されたように, ひずみに対する塑性変形に伴う応力の変化を定数によって表現した。既報<sup>18)</sup> の場合 dentine matrix を柔らかい相として, かつ dentinal tubule を硬い相として仮定したので, その象牙質の応力計算では硬い相では弾性率がゼロであることとによって空洞であることを示すことができた。さらに, この考え方は歯科用コンポジットレジンではレジンマトリックスの中にフィラーがあるので, マトリックスのなかに硬い相 (フィラー) がある時の応力・ひずみの関係を検討する場合に適用された<sup>23)</sup>。

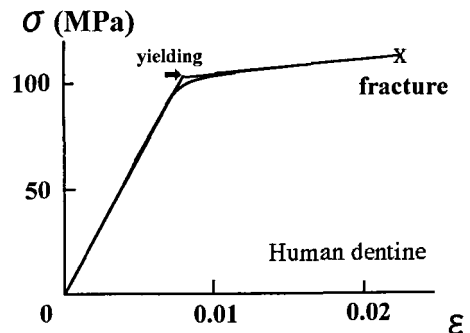


図2 健全象牙質 (human dentine) の応力・ひずみ曲線を示す。

弾性領域での応力変化を計算した場合は<sup>18)</sup>、塑性変形がはじまるまでの応力変化、すなわち、降伏応力の比 ( $\sigma_{yc}/\sigma_{ym}$ ) を算出したので、本研究では塑性変形後の応力の変化を次のような仮定のもとで算出することにした。

- ① composite として、dental tubule を弾性率がゼロの相 (phase) であるとし、それ以外の部位を dentine matrix (この場合、剛性率を  $\mu$ 、弾性率を  $E$ 、ポアソン比を  $\nu$  とした) というもうひとつの相とする。dental tubule の体積量を  $f$  とする。この時の matrix の変形に伴う応力を  $\sigma_y^m$  とした
- ② 応力方向と dental tubule の方向が平行と垂直の場合の二つについて検討する。応力方向を 3 軸方向 ( $z$  軸方向)、それに垂直な方向を 1 軸 ( $x$  軸)、厚さ方向を 2 軸 ( $y$  軸) と想定した
- ③ dentine matrix のなかに dental tubule があるという考えであるので、それらの composite としての応力を計算することになる

この場合、 $\sigma_{\perp}$  (垂直の場合) と  $\sigma_{//}$  (平行の場合) について、Eshelby の考え方をういた Mori et al の方法<sup>21, 22)</sup> を象牙質の問題に应用することによって、次のように求められた。すなわち、 $\sigma_{\perp}$  (垂直の場合) では、 $\sigma_{33}$  (3 軸方向) がゼロであると考えるので、

$$\begin{aligned}\sigma_{\perp} &= \sigma_y^m + f \cdot (2\mu) \{1/2(1-\nu)\} (e_p)\end{aligned}$$

を導くことができる。また、同様に、 $\sigma_{//}$  の場合 ( $\sigma_{11}$  (1 軸方向) がゼロである) についても求められるので、以下の式を与えることができた。従って、

$$\sigma_{\perp} = \sigma_y^m + f \cdot E \{1/(1-\nu^2)\} (\frac{1}{2}(e_p)) \quad (1)$$

$$\sigma_{//} = \sigma_y^m - f \cdot E \{1/(1-\nu^2)\} (e_p) \quad (2)$$

ここで、 $\sigma_y^m$  は dentine tubule を含む象牙質 (composite) の dentine matrix での応力に相当し、降伏応力は  $\sigma_y^0$  とすると、

$$\sigma_y^m = \sigma_y^0 + \bar{E} e_p$$

であり、 $\bar{E}$  は塑性変形に対する応力変化を示す。  $E$  及び  $\nu$  はその matrix の弾性率及びポアソン比 (0.3) である。  $f$  は dental tubule の体積量、  $e_p$  は塑性変形によるひずみである。図 3 (模式図) では垂直と平行の場合の降伏応力は  $\sigma_y^0 + \Delta\sigma_{\perp}$  及び  $\sigma_y^0 - \Delta\sigma_{//}$  で表わされ、  $\Delta\sigma_{\perp}$  は  $[\bar{E} + f \cdot E \{1/(1-\nu^2)\}](\frac{1}{2}(e_p))$ 、  $\Delta\sigma_{//}$  は  $[\bar{E} - f \cdot E \{1/(1-\nu^2)\}](e_p)$  である。降伏後の応力変化を垂直の場合と平行の場合を比べると、前者の方が後

者よりも大きくなる。また、  $f=0.5$  の時の応力が塑性変形量に対して図 4 に表わされる。つまり、dental tubule と応力の負荷する方向を考慮するならば、既報<sup>18)</sup> (平行の場合について、弾性領域での応力とひずみの関係を検討した) よりも明確に応力のかかる方向が応力・ひずみ曲線の形に影響を与えることがわかった。

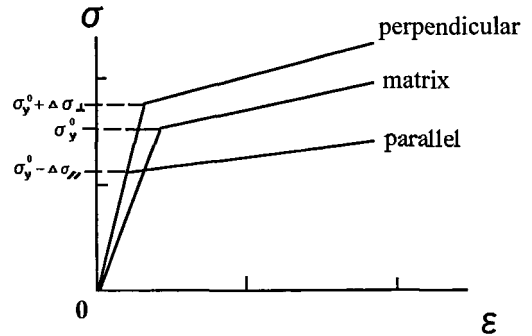


図 3 外からの力と dental tubule が平行 (parallel) の場合の応力を  $\sigma_{//}$  (本文での表示)、垂直 (perpendicular) の場合での応力を  $\sigma_{\perp}$  として示し、dentine matrix (matrix とする) の応力についても表わした。

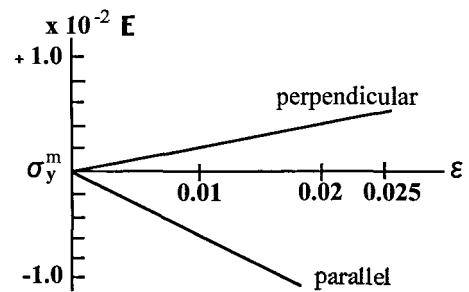


図 4 外からの応力方向と dental tubule が平行 (parallel) の場合の応力を  $\sigma_{//}$ 、垂直の場合での応力を  $\sigma_{\perp}$  について、ひずみによる変化を示したものである。  $\sigma_y^m$  は dentine matrix での応力に相当する。

## 2. 脱灰象牙質について

図 5 は micro-tensile 試験による脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線を示す。応力は  $x$  で示したところで破壊に至るまで増加して、平均の破壊時のひずみ量は 0.20 であった。なお、弾性領域での変形挙動は Lian-Jiang-Liu の方法を応用するならば<sup>24)</sup>、その時の変形挙動を表すことができた。本研究では破壊までの塑性変形を表わすために、ひずみに対する応力変化を ( $d\sigma^c/d\varepsilon$ ) とし

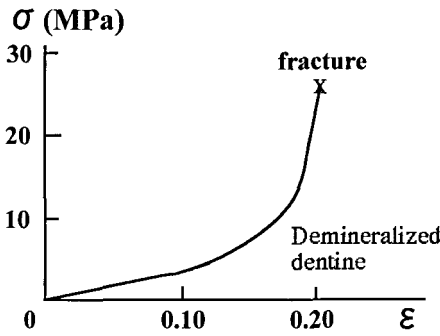


図5 human dentine での脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線である。x のところでの fracture を示す。

て算出するための基本的な考え方を述べることにした。

- ① composite としての応力とひずみ曲線として脱灰後の脱灰象牙質の曲線を求める
- ② その時の collagen fibre を一つの相 (phase) であると想定してある量 ( $f_c$ ) が matrix (ここでは, apatite であり, その時の塑性変形後のひずみに対する応力の比を  $\bar{E}_T$  とする。これは図1に示した値,  $\bar{E}_T^c$  とは異なり, apatite の値である) のなかにあると仮定する。この matrix の定数は  $\lambda^m$  (ラーメの定数),  $\nu^m$  (ポアソン比) 及び  $\mu^m$  (剛性率あるいは横弾性率) で示される
- ③ その曲線を composite としての応力・ひずみ関係で見ると, その matrix 部分の応力と脱灰後の象牙質部分の応力に関わる項に注目して, その脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線が算出される。collagen fibre のラーメの定数及び剛性率は  $\lambda^p$  及び  $\mu^p$  で示される

そこで, Mori et al<sup>[21,22]</sup> の考えに従い,  $\sigma_f^c$  (塑性変形時の応力) が与えられた。

$$\begin{aligned} \sigma_f^c &= \sigma_y^0 + [2f_c \{1 + (\lambda/\lambda^p)(\nu^p/(1-\nu^p))\} \mu^p + \bar{E}_T] \epsilon \end{aligned}$$

そこで, collagen fibre に関わる応力の項 ( $\sigma^c$ ) を考えて, 脱灰象牙質の塑性変形による応力及びそのひずみに対する変化,  $d\sigma^c/d\epsilon$  を以下に算出することができる。

$$\sigma^c = (2f_c A^p \mu^p + \bar{E}_T) \epsilon \tag{3}$$

$$\frac{d\sigma^c}{d\epsilon} = 2f_c A^p \mu^p + \bar{E}_T \tag{4}$$

ここで,  $f_c$  は collagen fibre の量 (fraction, 体積量) を表わして,  $A^p$  の値を  $\{1 + (\lambda/\lambda^p)(\nu^p/(1-\nu^p))\}$  とし

た。

図6はそれぞれ micro-tensile 試験及び(3)式で得られた応力・ひずみ曲線である。応力・ひずみ曲線の形をあらわすために, 弾性率が 100, 40 MPa での曲線と試験による曲線を比較する。その結果, 実際の曲線が小さいひずみで, 低い応力値を示しているのが, これは collagen fibre が etching 処理により影響されたためであると推測でき, しかもこの小さいひずみでの変形挙動の意味を示すものであることが判明した。

図7は脱灰象牙質のひずみに対する応力の変化, ( $d\sigma^c/d\epsilon$ ) を弾性率 ( $\bar{E}_T$ ) で normalize した値を collagen fibre の量に対して表したものである。その normalize された値は collagen fibre 量の増加とともに直線的に増加した。

図8では脱灰象牙質の応力の変化, ( $\sigma^c/\bar{E}_T$ ) をひずみの変化量 (0.01, 0.02) ごとに collagen fibre 量に対して求めたものである。一定のひずみでは collagen fibre の量の増加とともに直線的に増加するので, その脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線への影響を示すことができた。

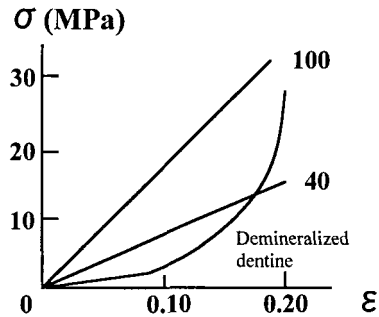


図6 脱灰象牙質の応力とひずみの計算によって求めた応力とひずみの関係を弾性率が 40, 100 MPa ごとに求めている。

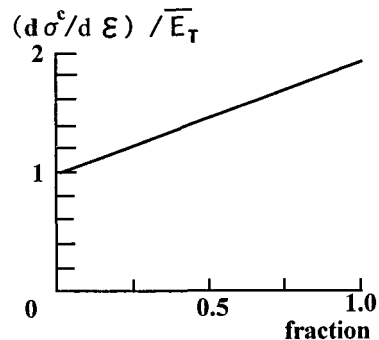


図7 脱灰象牙質の ( $d\sigma^c/d\epsilon$ )/ $\bar{E}_T$  の値を collagen fibre の量に対して計算したものである。

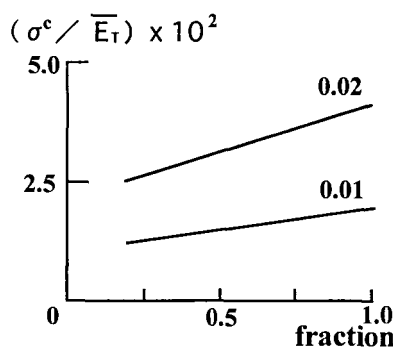


図8 脱灰象牙質について、 $(\sigma^c / \bar{E}_T) \times 10^2$ の値を collagen fibre の量に対して、ひずみ 0.01 及び 0.02ごとに計算したものである。

### 3. 応力・ひずみ曲線の検討

#### (1) 健全象牙質の場合

micro-tensile bond 試験では界面Ⅱ (adhesive resin layer/hybrid layer 界面) でのクラック形成に伴う界面破壊が測定されている<sup>1-6)</sup>。象牙質の引張試験に適用した方法、すなわち、micro-tensile 試験方法では dentinal tubule と外からの応力の関係は次の因子が指摘されている<sup>18)</sup>。本研究で計算したように dentinal tubule の方向と応力負荷方向が平行と垂直の場合、dentinal tubule が composite としての象牙質の強さに影響することを明らかにできるため、平行な場合と垂直な場合について降伏現象後の応力の大きさを比較した。このことは composite としての健全象牙質が降伏した後、破壊に至るまでの変形する応力とその負荷する応力方向と dentinal tubule の方向によって影響され、かつ dentine matrix 自体の強さと関係することを示唆する。dentinal tubule の存在とその応力方向を考えるならば、健全象牙質の変形挙動を理論的に検討できる。dentinal tubule の方向と外からの応力の関係が詳細に与えられたので、dentinal tubule が外からの応力の負荷する角度を考慮して応力とひずみの関係が求められた。

#### (2) 脱灰象牙質の場合

脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線を算出するためのいくつかの方法があり<sup>18)</sup>、本研究での結果によって以下のことが明らかにされた。すなわち、 $(d\sigma^c / d\varepsilon)$  が塑性変形とともにどのように変化するかについて計算した場合、collagen fibre の量に依存しており、脱灰後の collagen fibre 量によって影響された。さらに、ひずみ量が 0.10 及び 0.20 である時、 $(\sigma^c / \bar{E}_T)$  値を見ると、 $f_c$  の量に依存することがわかった。従って、micro-tensile 試験による脱灰象牙質の応力・ひずみ曲線を求めると、脱灰象牙質自体の強さは (力がかかる面積を規定した)、式(3)で表わされた諸因子によって影響さ

れることがわかる。象牙質の応力・ひずみ関係を micro-tensile 試験を用いて求めたのは micro-tensile bond 試験では接着界面を象牙質とするからであり、象牙質の性質や dentinal tubule の方向を考慮した応力・ひずみの挙動を算出する必要があった。今後、応力・ひずみの関係と関連する象牙質内部にある porosity (欠陥) や microcracks の影響を詳細に解析する予定である。

## 結 論

本研究で得られた結果は以下に簡潔に要約される。

(1) 健全象牙質の応力・ひずみの関係を見ると、dentinal tubule が外からの応力に対して平行及び垂直の場合、その dentinal tubule 以外の dentine matrix の強さを基準として示され、あるひずみでの塑性変形の大きさで比較するならば、後者の方が前者よりも大きい応力を呈することが判明した。

(2) 脱灰象牙質の micro-tensile 試験による応力とひずみの関係を見ると、塑性変形後のひずみに対する応力変化の値によって normalize するならば、応力と collagen fibre の量との関係が明らかにされた。

## 謝 辞

本研究では広島大学歯学部大学院 (当時) 最先端設備「バイオマテリアル複合解析システム」の使用について感謝する。さらに、佐野英彦教授 (北海道大学大学院歯学研究科) が提唱した試験方法を参考にして行った共同研究であることを付記して、感謝する。

## 文 献

- 1) Wakasa K.: Calculation model of fracture stress during bond test. *J Dent Res* 75, Abst. No. 1764, 1996.
- 2) 若狭邦男, 吉田靖弘, 池田敦治, 山崎保彦, 福田竜一, 吉岡雅之, 野村雄二, 岡崎正之, 佐野英彦: 象牙質接着システム—脱灰象牙質、特に collagen fibre 密度の解析 (micro-tensile bond test) 一. 歯材器 18 特別号34, 229, 1999.
- 3) 若狭邦男: 歯質接着性—脱灰象牙質の界面モデル (micro-tensile bond test 解析). 接着歯学 17, 324-325, 1999.
- 4) 若狭邦男: 歯質接着性—象牙質の諸性質と応力解析 (micro-tensile bond test モデル). 接着歯学 18, 308-309, 2000.
- 5) Wakasa K., Shintani H., Matsui A., Yamaki M.: Calculation model of fracture stress during bond test. *J Dent Res* 75, Abst. No. 1764, 1996.
- 6) Wakasa K., Yoshida Y., Ciucchi B., Sano H., Pashley D.H.: Calculation of stress zone during crack propagation. *J Dent Res* 76, Abst. No.

- 1946, 1997.
- 7) Sano H., Shono T., Sonoda H., Takatsu T., Ciucchi B., Carvalho R.M., Pashley D.H.: Relation between surface area for adhesion and tensile bond strength — Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* **10**, 236–240, 1994.
  - 8) Sano H., Ciucchi B., Matthews W.G., Pashley D.H.: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* **73**, 1205–1211, 1994.
  - 9) Yoshiyama M., Sano H., Ebisu S., Tagami J., Ciucchi B., Carvalho R.M., Johnson M.H., Pashley D.H.: Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin: *J Dent Res* **75**, 1404–1413, 1996.
  - 10) 若狭邦男, 佐野英彦: 歯質接着性—象牙質の諸性質と応力解析 (micro-tensile bond test モデル) その1. 健全象牙質の弾性変形. *接着歯学* **19**, 94–101, 2001.
  - 11) Nakabayashi N.: Bonding of restorative materials to dentine: the present status on Japan. *Int Dent J* **35**, 145–154, 1985.
  - 12) Tagami J., Tao L., Pashley D.H.: Correlation among dentin depth, permeability and bond strength. *Dent Mater* **6**, 45–60, 1989.
  - 13) 佐野英彦, 庄野常一, 園田秀一, 高津寿夫, Ciucchi B., Horner J.A., Carvalho R.M., Pashley D.H.: レジン系接着剤の被着面積と接着強さとの関係—微小な被着面を用いた接着試験の検討—, *日歯保存誌* **37**, 882–887, 1994.
  - 14) Pashley D.H., Sano H., Ciucchi B., Yoshiyama M., Carvalho R.M.: Adhesion testing of dentin bonding agents. *Dent Mater* **11**, 117–125, 1995.
  - 15) 早川徹, 吉田浩輝, 根本君也: 4-META/MMA-TBB レジンとエナメル質との接着における Phenyl-P 配合セルフエッチングプライマー処理の効果. *接着歯学* **19**, 181–187, 2001.
  - 16) Hashimoto M., Ohno, H., Sano H., Endo K., Araki Y., Kubota M., Oguchi H.: Fracture surface characterization: wet vs. dry bonding. *J Dent Res* **80**, Abst. No. 0017, 2001.
  - 17) Ikeda T., Takahashi A., Sato Y., Kawamoto C., Sano H.: Micro-tensile strengths of adhesives before and after irradiation through composite. *J Dent Res* **80**, Abst. No. 0494, 2001.
  - 18) 池田敦治, 若狭邦男: 健全および脱灰象牙質の変形挙動—micro-tensile test による解析—*広歯大歯誌* **34**, 141–146, 2002.
  - 19) Taya M., Mura T.: On stiffness and strength of an aligned short-fiber reinforced composite containing fibre-end cracks under uniaxial applied stress. *J Applied Mechanics* **48**, 361–367, 1981.
  - 20) Taya M., Arsenault R.J.: A comparison between a shear lag type model and Eshelby type model in predicting the mechanical properties of a short fibre composite. *Scripta Metallurgica* **21**, 349–354, 1987.
  - 21) Tanaka K., Mori T.: The hardening of crystals by non-deforming particles and fibres. *Acta Metallurgica* **18**, 931–941, 1970.
  - 22) Mori T., Tanaka K.: Average Stress in matrix and average elastic energy of materials with misfitting inclusions. *Acta Metallurgica* **21**, 571–574, 1973.
  - 23) Shintani H., Wakasa K., Yoshida Y., Ikeda A., Yamaki M.: Effect of filler morphology on deformation of composite resins. *J Dent Res* **74**, Abst. No. 0704, 1995.
  - 24) Lian J., Jiang Z., Liu J.: Theoretical model for the tensile work hardening behaviour of dual-phase steel. *Mater Sci Eng A147*, 55–65, 1991.