



Title	非破壊試験を応用した象牙質接着の評価：ポスト孔象牙質接着の非破壊観察ならびに象牙質接着強さに影響を及ぼす因子の解明
Author(s)	南野, 卓也
Citation	大阪大学, 2016, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://doi.org/10.18910/56136">https://doi.org/10.18910/56136</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

学位論文

非破壊試験を応用した象牙質接着の評価

－ポスト孔象牙質接着の非破壊観察

ならびに象牙質接着強さに影響を及ぼす因子の解明－

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座

クラウンブリッジ補綴学分野

南野 卓也

## 緒言

支台築造は，う蝕などにより崩壊した歯に成形材料や鑄造体，既製ポストなどを用いて理想的な支台歯形態を付与し，歯冠補綴装置の装着を可能とするために行う臨床手技である．従来は金属による支台築造が主流であったが，歯質削除量が増加し，歯根破折のリスクが高くなる<sup>1</sup>ことから，近年では歯質保全に優れ，歯根破折に対する抵抗性の向上が期待できるレジンによる支台築造が増加している．しかし，歯冠部象牙質に比べて，根管象牙質はレジンに対する接着強さに劣る<sup>2, 3, 4</sup>ことから，しばしば歯冠補綴装置が支台築造体ごと支台歯から脱離することが知られている<sup>5</sup>．そもそも歯冠部平滑面と比較して深くて狭い根管内は接着操作が困難であり，歯冠部象牙質と根管象牙質では解剖学的性状も異なることから，根管内における接着様相を詳細に評価する研究が待たれている．

現在一般的に行われている接着様相の評価法には，接着試験による接着強さの測定ならびに電子顕微鏡による界面の形態観察がある．しかしながら，いずれも試料作製時に接着界面を切り出す必要があるため，界面に外力が加わることで界

面の構造が変化する可能性があった．また，接着界面が機械的に脆弱な場合，試料体の破壊が生じて接着評価が不可能になるといった問題点もあった．試験体の破壊は，ポスト孔周囲の象牙質に対して微小引張試験を行った際に頻発することが知られている<sup>2</sup>．したがって，ポスト孔周囲の象牙質などの接着の脆弱な部位に対して正確な接着評価を行うためには，破壊試験以外の方法による接着評価を検討する必要があると考えられる．

近年，非破壊試験として光干渉断層画像装置（Optical Coherence Tomography；以下 OCT）と X 線マイクロコンピュータ断層撮影装置（x-ray microcomputed tomography；以下  $\mu$ CT）が用いられている．OCT は，生体組織をよく透過する近赤外線の利用した光干渉計の原理に基づいて，非侵襲下に組織の精密断層像を得ることができる装置であり<sup>6</sup>，表面から 3 mm 程度内部の構造をリアルタイムで得ることができる．歯科における OCT を用いた既存の研究には，う蝕<sup>7,8</sup>，軟組織<sup>8,9,10</sup>，エナメルクラック<sup>11</sup>の観察，コンポジットレジン修復窩洞の適合状態の評価<sup>8,12</sup>，根管内壁面の観察<sup>13</sup>などがある．しかし，根管象牙質とレジンとの接着状態を評価した研究は今日まで行われていない．一方， $\mu$ CT は X 線

を使用した断層撮影装置で様々な分野で広く用いられており、根管内の評価<sup>14,15,16</sup>にも用いられているが、これらの非破壊試験装置は特性が異なるが、詳細な研究はまだ少ないのが現状である。そこで本研究では、実験1としてこれらの装置を用い、ポスト孔周囲の象牙質への接着様相の実態の把握を目的として、ポスト孔周囲の象牙質－レジン間の接着様相を非破壊的に評価した。

一方、接着試験に関しては、せん断試験と引張試験に大別されるが、現在は1994年にSanoらにより開発された微小引張試験が一般的に用いられている<sup>17</sup>。試料を比較的小さな被着面積（0.5～1 mm<sup>2</sup>）で引張試験を行うこの方法は、他の接着試験に比べて感度が高く、また1歯から多くの試料を作製できることから広く採用されている<sup>18</sup>。しかしながら、他の接着試験も同様であるが、測定値にばらつきが大きいことが欠点として挙げられる。測定値に影響を及ぼす因子として、象牙質の部位<sup>19</sup>、接着面積<sup>20,21</sup>、レジンの物性<sup>22</sup>などが挙げられているが、これらはいずれも限定的に考察された因子であるため種々の因子がお互いにどのような影響力をもって結果のばらつきに関与しているのかは依然として明らかになっていない。そこで本研究では、実験2として象牙質接着強さに影

響を与える因子の相互関係の解明を目的として，試験体内部の情報を見現化・数値化できる非破壊試験に着目し，微小引張試験の測定値のばらつきを詳細に解析した．

## 材料および方法

### 実験 1 ポスト孔周囲の象牙質接着の非破壊的観察

#### 1.1 セメント質除去の影響およびポスト孔内部の観察

##### 1.1.1 試料作製法（図 1）

生理食塩水中に保存され，う蝕に罹患していないヒト抜去歯のうち，単根管歯 6 本を本実験に供した．試料作製方法を図 1 に示す．まずセメントエナメル境で歯軸に対して垂直に歯冠部を切断したのち，K ファイル（マニー社，栃木）にて #80 まで手指による根管拡大を行った．拡大終了後，2.5%次亜塩素酸ナトリウムを用いて根管洗浄を行った後，エアブローと綿栓を用いて十分に根管を乾燥させ，ガッタパーチャポイント（ジーシー社，東京）と根管充填用シーラー（キャナルス N，昭和薬品化学工業社，東京）を使用して通法どおり

側方加圧根管充填法にて根管充填を行った後，37℃水中に 24 時間保管した．

続いて，根管形成バー（No.1-5，トクヤマ FR ポスト用ドリル，トクヤマデンタル社，東京）でポストの長さをセメントエナメル境より 10 mm の長さに統一し，注水下にてポスト孔の形成を行った．ポスト孔形成後，3%EDTA（スメアクリン，日本歯科薬品株式会社，山口）で 2 分間処理し，水洗，乾燥後，10~15%次亜塩素酸ナトリウムゲル（AD ゲル，クラレノリタケデンタル社，東京）を 1 分間処理し，再度十分に水洗を行った．その後，エアブローを 10 秒間行った後に，数本のペーパーポイントを使用して，目視にてポイントが水分で濡れなくなるまで十分に乾燥した．続いて光重合型ボンディング材（Clearfil Bond SE ONE，クラレノリタケデンタル社，東京）を塗布して 10 秒間処理したのち，エアブローならびにペーパーポイントで根管内の余剰分を除去し，LED 照射器（Mini LED3，最大光量 2,200 mW/cm<sup>2</sup>，Satelec 社，フランス）を用いて 10 秒間光照射を行った．その後，レジンコア材（Clearfil DC Core Automix ONE，クラレノリタケデンタル社，東京）をポスト孔に注入し，40 秒間光照射を行った．本研究では，レジンコア材料と象牙質の接着状態の分

析に焦点を絞るため，ポストは挿入しなかった．

なお，試料は歯冠部切断後に根外周のセメント質を除去する「セメント質除去群」とセメント質除去を行わない「セメント質残存群」の 2 群にランダムに 3 本ずつ振り分けた．セメント質除去はダイヤモンドバー（松風ダイヤモンドポイント FG 102R，松風社，京都）を用いて注水下にて行い，切削面を耐水研磨紙（＃600，三共理化学，埼玉）で研磨した．

#### 1.1.2 OCT 観察

波長走査型光干渉断層装置（swept-source Optical Coherence Tomography；以下 SS-OCT，OCM1300SS，Thorlabs 社，米国）を用いて根管内の観察を行った．光源は中心波長 1.33  $\mu\text{m}$ ，掃引波長 110 nm，掃引の繰り返し周波数 20 kHz の波長掃引光源であり，イメージ取得時間は 50 フレーム/秒（fps）である．今回用いた SS-OCT は深さ方向に 12  $\mu\text{m}$ ，横方向に 5.6  $\mu\text{m}$  の解像度を有している．

セメント質残存群（n=3）およびセメント質除去群（n=3）の試料のポスト孔内を，OCT を用いて観察した．撮影のタイミングは築造操作の各ステップ（ポスト孔形成後，ボンディング材塗布後，レジンコア材填入後）とした．撮影領域は広くないため，領域を歯軸方向 5 mm，水平方向 3 mm に設定



し，1 歯に対して根尖側 1/2 と歯冠側 1/2 の 2 回に分けてポスト孔全体を含むように撮影した．

## 1.2 OCT と $\mu$ CT による同一試料の観察による画像特性の比較

### 1.2.1 試料作製法

生理食塩水中に保存されたう蝕に罹患していないヒト抜去歯のうち，単根管歯 3 本を本実験に使用した．あらかじめセメント質の除去を行った後，1.1.1 と同様の方法でレジンコア材填入後，光照射が終了した試料を準備した．

### 1.2.2 OCT 観察

1.1.2 と同じ OCT (SS-OCT) を用いてレジンコア材填入後の試料を観察した．撮影領域は歯軸方向 5 mm，水平方向 3 mm に設定し，1 歯に対して根尖部と歯冠部の 2 回に分けてポスト孔全体を含むように撮影した．

### 1.2.3 $\mu$ CT 観察

セメント質除去群のレジンコア材填入後の試料を SS-OCT で観察した後に， $\mu$ CT (R\_mCT2, Rigaku 社，東京) を用いて観察を行った．撮影条件は，管電圧 90 kV，管電流 160  $\mu$ A とした．観察範囲および解像度は，それぞれ 20 mm $\times$ 20 mm および 40  $\mu$ m (試料全体像)，5 mm $\times$ 5 mm および 10  $\mu$ m (根

尖側 1/2) とした。

### 1.3 OCT によるリアルタイム観察

#### 1.3.1 試料作製法

生理食塩水中に保存された，う蝕に罹患していないヒト抜去歯のうち，単根管歯 3 本を本実験に使用した．あらかじめセメント質の除去を行った後，1.1.1 と同様の方法で作製された光重合型ボンディング材塗布後の試料を準備した．

#### 1.3.2 OCT リアルタイム観察法

光重合型ボンディング材塗布後の試料を用いてスペクトラルドメイン OCT (spectral-domain Optical Coherence Tomography; 以下 SD-OCT, TELESTO II, Thorlabs 社, 米国) によりレジンコア材充填から光照射が終わるまでの約 1 分間の操作をリアルタイムに断層動画撮影した．SD-OCT の光源は中心波長  $1.31\ \mu\text{m}$ ，帯域幅  $170\ \text{nm}$  であり，イメージング速度は  $76\ \text{kHz}$  である．深さ方向に  $5.5\ \mu\text{m}$ ，横方向に  $7\ \mu\text{m}$  の解像度を有している．観察範囲は  $5\ \text{mm} \times 5\ \text{mm}$  とし，根尖部を含むように設定した．

実験 2 微小引張試験における象牙質接着強さに影響を及ぼす因子の解析

## 2.1 接着試験試料の作製

う蝕に罹患していない 10 本のヒト抜去大臼歯の歯冠部を歯軸に対して垂直に切断し，耐水研磨紙（＃600，三共理化学社，埼玉）を用いて平坦な歯冠中央象牙質研磨面を得た．光重合型ボンディング材（Clearfil Bond SE ONE，クラレノリタケデンタル社，東京）を塗布後，レジンコア材（Clearfil DC Core Automix ONE，クラレノリタケデンタル社，東京）を築盛した．これらの試料を 37℃ 水中に 24 時間以上保管した後，ダイヤモンドカッター（MC201N，マルトー社，東京）にて 1 mm×1 mm のビーム状の試料体を作製した．

## 2.2 接着試験に影響を及ぼす因子の項目と測定方法

接着強さに影響を及ぼす因子として，①気泡，②レジンの X 線吸収係数，③象牙質の X 線吸収係数，④接着部位，⑤接着面積，⑥歯の個体差を選定した<sup>19,20,21,22</sup>．

### 2.2.1 気泡の有無

OCT および  $\mu$ CT を用いて試験体の非破壊観察を行い，界面の気泡の有無を確認した．OCT の観察範囲は接着界面を含むように 2 mm×2 mm とし， $\mu$ CT の観察範囲は接着界面を含むように 5 mm×5 mm とした．両非破壊観察を行った後，界面

に気泡が認められた試験体を「気泡あり群」とし，気泡が認められなかったものを「気泡なし群」として 2 群に分けて記録した．

#### 2.2.2 レジンおよび象牙質の X 線吸収係数

$\mu$ CT のデータから得られる X 線吸収係数 ( $\text{mgHA}/\text{cm}^3$ ) は硬さと近似することから物性の評価に用いることができる．

2.2.1 で撮影した  $\mu$ CT のデータを用い，接着界面からそれぞれ 5 mm の範囲内に含まれるレジンおよび象牙質を対象とし，その範囲内の X 線吸収係数の平均を計測した．

#### 2.2.3 接着部位および接着面積

エナメル質側の象牙質と歯髄側の象牙質では象牙細管の密度，直径ともに大きく異なることが知られている．そこで接着界面の反対側象牙質断端，すなわち歯髄腔から接着界面までの試料体の長さを測定し，接着部位を数値 (mm) で表した．測定にはマイクロメータ（ミットヨ CD15，ミットヨ社，神奈川）を用い，試験体象牙質側の 4 つの断端から接着界面までの垂直的な最短距離を測定した．また，試験体の接着界面部の断面積を接着面積 ( $\text{mm}^2$ ) として算出した．

#### 2.2.4 歯の個体差

各試験体をどの歯から作製したかを記録した．

### 2.3 接着試験法

各試験体を引張試験専用のジグにモデルリペア（デンツプライ三金社，東京）で装着し，小型卓上試験機（EZ S，島津製作所社，京都）を使用してクロスヘッドスピード 1.0 mm/min にて微小引張試験を行った．得られた値を各試験体の断面積を用いて接着強さ（MPa）に変換した．

### 2.4 接着強さと各種パラメータの解析

上記①～⑥のパラメータが接着試験結果に及ぼす影響を，一般線形モデルで解析した．従属変数は接着強さ，共変量は気泡，レジンの X 線吸収係数，象牙質の X 線吸収係数，接着部位，接着面積とし，固定因子は歯の個体差とした．続いて，歯の個体差を考慮した各種パラメータと接着強さの関係を評価するため，線形混合モデルを用いて統計解析を行った．従属変数は接着強さ，固定効果は気泡，レジンの X 線吸収係数，象牙質の X 線吸収係数，接着部位，接着面積とし，変量効果は歯の個体差とした．いずれの解析も有意水準は 5%とした．統計分析には統計解析ソフトウェア SPSS（SPSS statistics 21，SPSS 社，東京）を用いた．

## 結果

### 実験 1 ポスト孔周囲の象牙質接着の非破壊的観察

#### 1.1 セメント質除去の影響およびポスト孔内部の観察結果

OCT 観察の結果，セメント質残存群では根内部の描出が不鮮明であり，表層で強い反射が生じた箇所内部は情報が得られていないことがわかった（図 2a）．一方，セメント質除去群では残存群と比較して根内部の構造が鮮明に描出され，レジンコア内部の気泡も明瞭に描出された（図 2b）．その結果，レジンコア填入後のポスト孔にセメント質，象牙質，レジンコア，ガッタパーチャが確認できることが明らかとなった（図 3）．また，歯冠側（図 3a）と根尖側（図 3b）の画像を比較した結果，根尖部に向うに従ってポスト孔内の気泡や空隙が多くなる傾向が認められた．

セメント質除去群における各ステップ（ポスト孔形成後，ボンディング材塗布後，レジンコア築造後）の OCT 画像を図 4 に示す．ポスト孔形成後の画像（図 4a）と比較して，ボンディング材塗布後の画像（図 4b）は，ポスト孔壁がより不明

瞭となった．また，レジンコア築造後の画像（図 4c）においては，象牙質 - レジンコア間に空隙が観察された．

## 1.2 OCT と $\mu$ CT による同一試料の観察に基づく画像特性の比較

OCT 観察の結果，1.1 同様，象牙質，レジンコア，ガッタパーチャ，ポスト孔内部の気泡やギャップが確認できた（図 5）．同一試料を  $\mu$ CT により観察した結果，OCT と同様に根内部の構造を確認することができた（図 6）．他の 2 本の OCT および  $\mu$ CT 観察結果を図 7 に示す．同一試料において OCT 画像と  $\mu$ CT 画像を比較した結果，OCT 画像は屈折率が変化するところで強いシグナルを認めるため，界面に反応しやすくギャップを明示しやすいことが明らかとなった．一方， $\mu$ CT は観察深度に制限がないため，全体像や細部の形態を確認しやすいことがわかった．

## 1.3 OCT によるリアルタイム観察

OCT のリアルタイム観察によりポスト孔内の気泡やギャップが形成される過程が確認された（図 8, 9）．レジンコア材充填前は，ポスト孔内は空気で満たされており，象牙質との

界面は明瞭に確認できた（図 9a）．明瞭に確認できた界面の反応は，レジンコア材充填により確認できなくなった（図 9b）．光照射開始十数秒後から象牙質とレジンの界面に新たに明瞭なシグナルが出現し，歯冠側から根尖側方向へ伸展していく様子が確認された（図 9c）．本試料を充填 24 時間後に OCT と  $\mu$ CT で観察し，比較した結果を図 10 に示す．OCT 観察像から，象牙質－レジン界面のシグナルは歯冠側から約 6 mm の中腹から根尖に向かって連続して確認することができた（図 10a）．本試料を  $\mu$ CT にて観察した画像では界面のギャップは不鮮明であった（図 10b）．OCT により明らかなギャップの伸展を認めたのはこの 1 つの試料のみであった．

## 実験 2 微小引張試験における象牙質接着強さに影響を及ぼす因子の解析

10 歯から作製された試験体は合計 152 本であった．全試験体の接着強さの平均値 $\pm$ SD は， $33.5\pm 17.0$  MPa であり，10 歯の中で，最大および最小の接着強さを示した歯の接着強さの平均 $\pm$ SD はそれぞれ  $47.0\pm 15.8$  MPa， $16.5\pm 9.9$  MPa であった．気泡あり群は 59 本，気泡なし群は 93 本であり，気泡あり群と気泡なし群の接着強さの平均 $\pm$ SD はそれぞれ



29.4±17.0 MPa, 36.2±16.6 MPa であった. 各因子の平均±SD は, それぞれレジンの X 線吸収係数が 4048.1±72.9 mgHA/cm<sup>3</sup>, 象牙質の X 線吸収係数が 1795.9±27.0 mgHA/cm<sup>3</sup>, 接着部位が 3.82±1.78 mm, 接着面積が 0.99±0.17 mm<sup>2</sup> であった.

6 つのパラメータ (①気泡, ②レジンの X 線吸収係数, ③象牙質の X 線吸収係数, ④接着部位, ⑤接着面積, ⑥歯の個体差) が接着強さに及ぼす影響を一般線形モデルにより解析した結果を表 1 に示す. 統計解析の結果, 接着部位 ( $P<0.001$ ) および歯の個体差 ( $P<0.001$ ) に有意差を認めた.

歯の個体差を考慮に入れた線形混合モデルによる統計解析の結果を表 2 に示す. 統計解析の結果, 接着部位 ( $P<0.001$ ), 気泡 ( $P=0.038$ ), 接着面積 ( $P=0.039$ ) に有意差を認めた. また, 接着部位と接着強さの間に有意な正の相関を認めた (図 11a). 気泡なし群と比較して, 気泡あり群は接着強さの有意な低下を認めた (図 11b). 接着面積と接着強さの間に有意な負の相関を認めた (図 11c). 一方, レジンおよび象牙質の X 線吸収係数と接着強さの間に相関は認められなかった (図 12).

## 考察

### 1. ポスト孔周囲の象牙質接着の非破壊観察

これまで接着評価は，引張試験やせん断試験による接着強さの測定および SEM や TEM を用いた形態観察が主に行われてきたが，これらの手法はいずれも試料切片を作製する時に外力が加わって破断することがあり，接着強さの弱い部分の試料が作製できないという欠点があった．すなわち，これまでの接着評価法では試料片の破壊が生じた場合，レジンと根管象牙質との間にギャップが存在したのか，それともギャップは存在しないが破壊に至ったのかを評価することは困難である．したがって，非破壊試験により試料を破壊せずに全体像を把握できれば，従来の接着評価では観察できない現象を捉えることができる可能性がある．その非破壊試験として OCT と  $\mu$ CT に着目し，研究を行った．その結果，根尖部でレジンコアとポスト孔象牙質とのギャップが確認できたが，このような部位に対して従来の接着評価を行った場合には，試料片が破断し，評価が不可能となることが予想される．

OCT は試料を破壊することなく組織内部の観察が可能であ

り，さらにはリアルタイムでの観察が可能であるというきわめて大きいメリットを有する．OCT を用いて根管内を観察した結果，根管内の構造を詳細に把握できることが明らかとなった．OCT は，非侵襲性，高解像度，客観性，同時性などの特性を有していることから，近年あらゆる医療分野で最新医療画像診断技術として用いられている<sup>12,23,24</sup>．OCT は，照射された近赤外線レーザーが各組織の様々な部位で反射して返ってくる反射光と参照光との干渉作用を応用して断層画像を構築している<sup>25</sup>．光は屈折率が異なる物質の境界面で反射されるので，OCT イメージは組織の微妙な組成や構造の違いを鮮明に観察できるのが特徴である<sup>26,27,28</sup>．Sumi らは，非侵襲，非破壊でかつ高速に高解像度の画像を測定することができる OCT は，現在診断機器に要求される条件を具備しているため，歯科での臨床応用が可能であると述べており，OCT を用いて歯冠部のう蝕やエナメル質亀裂，コンポジットレジン修復窩洞などの観察を行い，その有用性を示している<sup>6</sup>．これらはいずれも口腔内で表層から 3 mm 程度の深度で観察できる範囲であるため，現時点ですでに臨床使用が可能であると思われる．一方，著者が観察を行った根管内は口腔内では周囲に歯肉，歯槽骨が介在するため，現在の性能では深度

の問題から観察は難しいであろう．今後口腔内で根管内を観察するためには，OCT 機器の改良が待たれるところである．

今回の実験で歯根表面から根内部を観察した場合，セメント質で強い反射が起こり，内部の象牙質の描出が不鮮明となることが明らかとなった（図 2a）．一方で，セメント質除去群では根内部の構造を鮮明に観察することができた（図 2b）．さらに，セメント質を除去した試料を観察することで，レジンコア築造における各接着ステップを初めて OCT により確認した（図 4）．セメント質で強く光が反応したのは表面粗さが原因と考えられる．セメント質除去群はセメント質除去後に耐水紙を用いて表面を研磨しているため，セメント質残存群と比較して表面粗さが低下し，それにより光の散乱が減少した．しかしながら，セメント質を除去しても約 3 mm 以上の深度の構造は観察できない<sup>29</sup>という限界がある．今回用いた OCT は主に眼科領域で使用されているものであり，基本的に硬組織の観察を目的としていない．今後の展望として，硬組織を鮮明に観察できる最適な設定条件を検討する必要がある． $\mu$ CT はガッタパーチャやレジンコア材などのすべての構成要素が異なったグレースケールで表されるため，各物質の違いを区別しやすいことが知られている<sup>14,15,16</sup>．今回の実験

でも，根内部の構造を観察することができた（図 6）．また，両非破壊装置の画像特性の比較により，OCT は界面を観察しやすく  $\mu$ CT は形態を把握しやすいことが明らかとなった．OCT では，屈折率が異なる物質の界面で照射された光が反射するため，異なる構造や微妙な組成の違いを明瞭に観察できる<sup>26,27,28</sup>．象牙質，レジン，空気の屈折率はそれぞれ  $1.540 \pm 0.013$ ， $1.5-1.6$ ， $1.0$  である<sup>30,31</sup>．それゆえ OCT 画像上で屈折率の類似した象牙質とレジンの界面は不鮮明となる．しかしながら，界面にギャップが存在すると，象牙質およびレジンの屈折率とギャップ内に存在すると考えられる空気の屈折率との差が大きく，強い反射が起こるためギャップを検出しやすいと考えられる．一方， $\mu$ CT は観察深度に制限がないため，OCT では観察できない深部まで観察することができ，全体像の描出が可能である（図 3）．以上のように， $\mu$ CT と OCT から得られる情報は異なることが明らかとなった．

根管象牙質とレジンの接着強さは歯冠部象牙質とレジンの接着強さに比べて劣っていることが知られている<sup>32,33</sup>．OCT によりレジンコアと象牙質とのギャップが確認できたが，ギャップがある部位は象牙質とレジンが接着していないと考えられる（図 3）．さらにギャップは根尖部に向うに従って多く

なることから，象牙質 - レジン接着界面は歯冠側よりも根尖側の方に問題があることが明らかとなった．歯冠側よりも根管象牙質とレジンとの接着強さが低い原因として，根管内の水分の残留の影響<sup>34</sup>，光重合器の光の不十分な到達<sup>35,36</sup>，および非常に高い **C-factor**<sup>2,37</sup> などが挙げられている．ギャップは根尖部に多く観察されたことから，ギャップの伸展は根尖部から生じると推測していたが，実際にはギャップはポスト孔中腹から根尖部へ向かって伸展していくことが初めて明らかとなった．根管内は **C-factor** が高く重合収縮による影響を受けやすいため，今回の OCT リアルタイム観察時に生じたギャップ形成は光照射に伴うレジンの重合収縮によるものと考えるのが最も妥当である．また，この試料を 24 時間後に OCT と  $\mu$ CT にて観察して比較した結果， $\mu$ CT では象牙質 - レジン界面のギャップが不鮮明であった．OCT は解像度以下の約 1  $\mu$ m のギャップを検出できるとの報告<sup>38</sup>がある一方で，数  $\mu$ m のギャップを  $\mu$ CT により検出するのは困難であるとの報告<sup>39</sup>があることから，今回の結果でも  $\mu$ CT では検出できない大きさのギャップが形成されていたことが推察される（図 9）．OCT 観察像から，このギャップは歯冠側約 6 mm の部分から根尖へ向かって伸展していく様相を確認することができた．

この現象には，ポスト孔周囲の象牙質とレジンの接着強さはポスト孔中腹より根尖側で急激に低下することが関連しているのかもしれない<sup>34</sup>。

今回の OCT および  $\mu$ CT によるポスト孔内の非破壊観察により，レジンコア内の気泡も確認することができた．レジンコア内の気泡の成因に関しては，レジンコア材填入前にシリンジ内にあらかじめ発生している可能性とレジン填入時にポスト孔内の空気もしくは水分を巻き込んだ可能性が考えられる．本研究の OCT によるリアルタイム観察によりシリンジのチップ内からポスト孔に気泡が送り込まれる試料も確認しており，気泡は 2 種類のレジンが混和されるチップ内で発生していることが示された．それらの気泡がポスト孔内に押し出されるとともに，径の細いポスト孔先端部ではレジンの填入速度が速くなり気泡の逃げ場がなくなることが，ポスト孔内に気泡が発生した原因と考えられる．Matsumoto ら<sup>34</sup>はレジンコア内部の気泡は根尖側に著明であったと報告しており，今回の著者の実験結果も同様であった．

## 2. 微小引張試験における象牙質接着強さに影響を及ぼす因子の解析

歯面や修復材に対する接着を評価することは、信頼性の高い接着システムを開発するためだけでなく、臨床における接着治療の予後を推測するためにも重要である。接着試験を通して各接着操作の過程の適否も評価することができ、最適な接着操作法を確立するための情報を得ることができる<sup>40)</sup>。接着試験には種々の方法が用いられており、現在は、せん断試験と引張試験および微小引張試験が用いられることが多い。せん断試験の被着面は通常、直径 3～5 mm の円形であり、接着界面に平行な応力を加える方法である。試験片の作製および試験法が比較的簡単であるため、従来から広く行われてきた試験である。しかしながら、せん断試験は接着界面に対して曲げモーメントが発生し、応力が不均一にかかることで被着体破壊が多くなる傾向がある。引張試験もせん断試験と同様に被着面直径は 3～5 mm の円形であることが多いが、接着界面に垂直方向の応力を加える方法である。せん断試験と比較して被着体破壊の頻度が少なく、信頼性が高い。微小引張試験は比較的小さい被着面積（0.5～1 mm<sup>2</sup>）で引張試験を行う方法であり、1994 年に Sano らにより発明された方法である<sup>17)</sup>。試料の作製が煩雑であるという欠点があるものの、1 つの被着体から多くの試験体が作製でき、狭い領域の接着評



価など応用範囲が広く，現在接着強さを報告している文献のうち 60%以上が微小引張試験を採用している<sup>18)</sup>．しかしながら，本接着試験により得られる象牙質接着強さの値には少なからずばらつきが認められる．接着試験をより有効な方法とするためには，今日最もよく用いられている微小引張試験において得られる値がなぜばらつくのかを解明することは非常に重要であると考えられる．

接着試験におけるばらつきの原因に関しては様々な報告がなされているが，「接着試験法の問題」と「接着試験体の内在因子」の 2 つに大別される．接着試験法の問題として，微小引張試験はせん断試験に比べ被着体破壊は減少するが，それでも試験後の試料の 20-30%に確認される．これは，試験体の長軸方向の位置づけのエラーにより応力のかかる向きが界面に対して垂直ではない時に生じやすく，また試料作製時に発生するマイクロクラックもその原因となることが報告されている<sup>20)</sup>．さらに接着試験法自体の問題として試験前の試験体の破壊が挙げられる．微小引張試験の接着試験体作製時に試料に外力が加わるため，試験体作製の試料の破壊（pre-testing failure）がしばしばみられる<sup>41)</sup>．この pre-testing failure の扱いに統一された見解はないのが現状

であり，0 MPa として計算する方法や，統計から除外する方法などが採用されている．0 MPa として扱うと接着強さの値のばらつきが大きくなる原因となる．しかしながら，適切な統計解析のために試料数をそろえる必要性から 0 MPa とする方法を採用した．また，試験体は 1 mm の厚みであるため，微小引張試験には OCT で接着界面を確認することが可能であるという利点もある．

接着試験体に内在する因子に関しては接着部位，接着面積，試験体の物性などが象牙質接着強さの値のばらつきに影響を与えることが過去に報告されている．本研究では，接着強さに影響を及ぼす因子の中で過去の報告にない因子として新たに，気泡，歯の個体差を選定した．以下，各因子と接着強さとの関係について順に考察する．

#### < 気泡 >

これまでの研究において，接着界面に存在する気泡に関しては，接着試験後の電子顕微鏡による破断面観察において確認されることが通常であり，破断面に気泡が露出した場合のみに確認できるものであった．したがって，これまでに接着試験前に界面部の気泡の有無が非破壊的に観察されたことは

なく，本研究が初めてである．試験体の非破壊観察により，気泡の存在が接着強さに及ぼす影響を確認することができた．その結果，接着界面に気泡がある場合，気泡がない場合と比較して有意に接着強さが低下することが明らかとなった．しかしながら，今回の統計解析結果から気泡の有無が接着強さに与える影響は有意であるものの，影響力は接着部位の方が大きいことが判明した．本研究では大きい気泡も小さい気泡も1つの気泡として記録した．気泡の大きさは様々であるが，OCT， $\mu$ CTともに検出限界である非常に小さな気泡は画像上で不鮮明に描出されるため大きさを測定することは非常に困難であった．今後，気泡の大きさにより群を振り分けることや，接着面積から気泡分の面積を差し引いた真の接着面積の分析が可能となれば，より詳細な検討が行えるものと考えられる．

#### < 試験体の物性 >

接着強さは，接着試験体の物性の影響を受ける<sup>22</sup>．本研究では，試験体の物性を表すパラメータとして， $\mu$ CTで得られるX線吸収係数に着目し，試験体の象牙質部およびレジン部のX線吸収係数を測定した．レジンのX線吸収係数は接着強

さと有意な相関が認められなかった．Hasegawa らは高い機械的性質を示すコンポジットレジンに接着させた場合に大きい接着強さが獲得されると報告している<sup>22</sup>．この報告の中では，フィラーの含有量の大小により接着強さの影響を評価している．本研究では X 線吸収値 1 種のコンポジットレジンのみを用い，X 線吸収係数を確認したが，今後，被着体の圧縮強さ，曲げ強さ，引張強さなど，どの物性が接着試験結果に関与をするのかを確認する必要がある．象牙質の X 線吸収係数に関しては，次の項で考察する．

#### < 接着部位 >

接着部位の違いによる接着試験結果のばらつきに関する研究は，歯冠部象牙質の垂直的切断部位の影響<sup>19,42,43,44</sup>や，歯冠中央象牙質と根管周囲象牙質との部位の影響<sup>45</sup>が報告されている．本研究では，部位による接着強さのばらつきの原因は，歯髄からの距離による象牙質の構造の変化が影響していると仮説を立てた．歯髄に近づくほど象牙細管の数は増加し，径は大きくなる<sup>46,47</sup>とともに，被着面における管間象牙質の占める割合が小さくなる．歯髄に近いほど管間象牙質そのものの水分量が増加し，硬さが低下する<sup>48</sup>．本研究において接

着強さと接着部位との間に正の相関を認めたが、Ting らもマイルドタイプの 1 ステップセルフエッチングアドヒーシブを用いて同様の結果を得ている<sup>19)</sup>。しかしながら、2 ステップのセルフエッチングアドヒーシブでは接着部位による影響はなかったと報告している。したがって、接着部位による接着強さの影響は、アドヒーシブのシステムにより傾向が変わる可能性がある。とはいえ、象牙質の物性、すなわち象牙質の X 線吸収係数は接着強さに影響を与えなかった。象牙質の X 線吸収係数は一般的にミネラル密度を意味する。象牙質のミネラル密度は歯髄へ近づくに従って低下し、また歯の加齢変化により象牙質のミネラル密度が増加する<sup>46,49,50)</sup>。したがって、象牙質の X 線吸収係数は象牙質の接着部位および歯齢により影響を受けると考えられる。今回の研究では使用する抜去歯の歯齢を考慮せず無作為に抽出したため、接着強さとの間に相関は認められなかったと推測された。

#### < 接着面積 >

Phrukkanon らや Burrow らは界面が小さいほど接着強さが高くなると報告している<sup>21,51)</sup>。その原因としては、接着界面が大きいと応力分布が複雑になり、ばらつきが増加するこ

とが挙げられている．今回の報告でも，接着強さとの間に負の相関を認めた．Phrukkanon らは試験体の径を 1.2 mm, 1.4 mm, 2.0 mm の 3 種類で実験を行い，Burrow らは，試験体の径を 1.1 mm, 1.5 mm, 3.1 mm の 3 種類で実験を行い，接着面積と微小引張試験の得られる結果の影響を確認している．本研究では試験体の径を 1 mm と設定して生じるわずかな面積の違いを解析した．その結果，小さいばらつきの範囲の中でも接着面積と接着強さに有意な負の相関を認めたことは新たな知見である．

#### < 歯の個体差 >

歯の違いによる接着強さの影響を一般線形モデルにおいて確認した結果，有意に影響することが明らかとなった．歯は加齢によりミネラル含有量が増加する<sup>52,53</sup>．加齢による歯の破壊靱性の低下<sup>54,55</sup>，破折抵抗性の減少<sup>50,56</sup>，および強度の低下<sup>52,57</sup>が報告されている．Arola らは歯の加齢変化により象牙細管の狭窄が生じ，硬くなることで象牙質は疲労強度が小さくなり，それによりクラックが発生しやすくなると報告している<sup>57</sup>．これらの報告から歯の違いが接着試験結果に影響を与えと考えられるが，これまで他の交絡因子の影響を

調整した上で，歯の個体差が接着強さに及ぼす影響を詳細に検討した報告はなかった．本研究結果から，無作為に抽出し使用している抜去歯の中で違いがあることが明らかとなった．したがって，接着強さの解析の精度を上げるためには，本研究で行ったように歯の違いを考慮すべきである．

本研究により，接着試験体の各種パラメータと接着強さとの関係が明らかとなった．今後，接着材の性能をより正確に評価するためには，接着材の性能以外の因子，すなわち歯の違いによる影響や接着試験のばらつきを少なくする方法を検討することがきわめて重要である．歯の違いによる影響は歯の違いを調整した統計手法を用いることによって解消できる．また，接着試験のばらつきに関しては，本研究で得られた結果を元にさらにデータを蓄積し，得られた接着強さの値を接着強さに有意な影響を及ぼす試験体の内在因子のデータを用いて補正することを検討すべきであると考ええる．今後，様々なレジンやアドヒーシブを用いて解析を行い，その補正方法が明らかとなれば，より性能の高い接着システムの開発につながることを期待される．

## 結 論

OCTならびに $\mu$ CTを用いたポスト孔周囲の象牙質接着の非破壊的観察および微小引張試験における象牙質接着強さへの影響因子解析により以下の結論を得た．

1. OCTにより根内部の構造を観察することが可能であった．

さらに，セメント質を除去することで内部の描出がより鮮明となることが明らかとなった．観察の結果，レジンと象牙質とのギャップやレジンコア内の気泡が確認できた．

OCTの画像は屈折率が変化する部位で強いシグナルを認めるためギャップを明示しやすく， $\mu$ CTは観察深度に制限がないため，全体像や細部の形態を確認しやすいことがわかった．

2. OCTを用いて，ポスト孔内レジン硬化時のギャップ形成を動的に捉えることができた．そのギャップは歯冠側 6 mmの部分から始まり，根尖側に伸展した．

3. 一般線形モデルによる統計解析の結果，接着部位および歯の個体差は接着試験結果に有意な影響を及ぼす因子であることが明らかとなった．



4. 歯の個体差を考慮に入れた線形混合モデルによる統計解析の結果，接着部位に加えて気泡の有無および接着面積が新たに接着強さに有意な影響を及ぼす因子であることが明らかとなった．

## 謝 辞

稿を結ぶにあたり，御懇切なる御指導，御校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科クラウンブリッジ補綴学分野矢谷博文教授に深甚なる謝意を表します．研究の遂行に際し終始御指導，御鞭撻を賜りました大阪大学大学院歯学研究科クラウンブリッジ補綴学分野峯 篤史助教に深謝いたします．

また，実験遂行において多大な御教示，御示唆を頂いた大阪大学大学院工学研究科量子エネルギー工学講座栗津邦男教授（OCT 解析），大阪大学大学院医学系研究科医用物理工学講座近江雅人教授（OCT 観察），大阪大学大学院医学系研究科臨床統計疫学寄附講座新谷 歩教授（統計解析）に謹んで感謝の意を表します．

さらに，本研究に種々の御配慮，御援助，御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科クラウンブリッジ補綴学分野の諸先生方に厚く御礼申し上げます．

## 文献

1. Makade CS, Meshram GK, Warhadpande M, Patil PG. A comparative evaluation of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post core systems - an in-vitro study. J Adv Prosthodont 2011; 3; 2: 90-95.
2. Bouillaguet S, Troesch S, Wataha JC, Krejci I, Meyer JM, Pashley DH. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. Dent Mater 2003; 19; 3: 199-205.
3. Mjör IA, Smith MR, Ferrari M, Mannocci F. The structure of dentine in the apical region of human teeth. Int Endod J 2001; 34; 5: 346-353.
4. Kurtz JS, Perdigão J, Geraldeli S, Hodges JS, Bowles WR. Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region. Am J Dent 2003; 16: 31A-36A.
5. Rasimick BJ, Wan J, Musikant BL, Deutsch AS. A review of failure modes in teeth restored with adhesively luted endodontic dowels. J Prosthodont 2010; 19; 8: 639-646.
6. Sumi Y. The development of a dental optical coherence tomography system and its clinical application to the diagnosis of oral diseases. J Jpn Soc Laser Dent 2012; 23; 3: 137-141.
7. Azevedo CS, Trung LC, Simionato MR, Freitas AZ, Matos AB. Evaluation of caries-affected dentin with

- optical coherence tomography. *Braz Oral Res* 2011; 25; 5: 407-413.
8. Feldchtein F, Gelikonov V, Iksanov R, Gelikonov G, Kuranov R, Sergeev A, Gladkova N, Ourutina M, Reitze D, Warren J. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Opt Express* 1998; 3; 6: 239-250.
  9. Colston BW Jr, Everett MJ, Da Silva LB, Otis LL, Stroeve P, Nathel H. Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. *Appl Opt* 1998; 37; 16: 3582-3585.
  10. Hamdoon Z, Jerjes W, Al-Delayme R, McKenzie G, Jay A, Hopper C. Structural validation of oral mucosal tissue using optical coherence tomography. *Head Neck Oncol* 2012; 4; 1: 29.
  11. Imai K, Shimada Y, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. Noninvasive cross-sectional visualization of enamel cracks by optical coherence tomography in vitro. *J Endod* 2012; 38; 9: 1269-1274.
  12. Ishibashi K, Ozawa N, Tagami J, Sumi Y. Swept-source optical coherence tomography as a new tool to evaluate defects of resin-based composite restorations. *J Dent* 2011; 39; 8: 543-548.
  13. Shemesh H, van Soest G, Wu MK, van der Sluis LW, Wesselink PR. The ability of optical coherence tomography to characterize the root canal walls. *J Endod* 2007; 33; 11: 1369-1373.
  14. Wolf M, Küpper K, Reimann S, Bourauel C, Frentzen M. 3D analyses of interface voids in root canals filled with different sealer materials in combination with warm

- gutta-percha technique Clin Oral Investig 2014; 18; 1: 155-161.
15. Moeller L, Wenzel A, Wegge-Larsen AM, Ding M, Kirkevang LL. Quality of root fillings performed with two root filling techniques. An in vitro study using micro-CT Acta Odontol Scand 2013; 71; 3-4: 689-696.
  16. Stern S, Patel S, Foschi F, Sherriff M, Mannocci F. Changes in centring and shaping ability using three nickel-titanium instrumentation techniques analysed by micro-computed tomography ( $\mu$ CT). Int Endod J. 2012; 45; 6: 514-523.
  17. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater 1994; 10; 4: 236-240.
  18. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent Mater 2010; 26; 2: e100-e121.
  19. Ting S, Chowdhury AA, Pan F, Fu J, Sun J, Kakuda S, Hoshika S, Matsuda Y, Ikeda T, Nakaoki Y, Abe S, Yoshida Y, Sano H. Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. Dent Mater J 2015; 34; 2: 181-188.
  20. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. Dent Mater 2010; 26; 2: e78-93.
  21. Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis

- of tensile bond strengths using Weibull statistics.  
Biomaterials 2004; 25; 20: 5031-5035.
22. Hasegawa T, Itoh K, Koike T, Yukitani W, Hisamitsu H, Wakumoto S, Fujishima A. Effect of mechanical properties of resin composites on the efficacy of the dentin bonding system. Oper Dent 1999; 24; 6: 323-330.
  23. Schmitt JM, Yadlowsky MJ, Bonner RF. Subsurface imaging of living skin with optical coherence microscopy. Dermatology 1995; 191: 93-98.
  24. Raffel OC, Akasaka T, Jang IK. Cardiac optical coherence tomography. Heart 2008; 94: 1200-1210.
  25. Fujimoto JG. Optical coherence tomography for ultrahigh resolution in vivo imaging. Nat Biotechnol 2003; 21: 1361-1367.
  26. Bakhsh TA, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Non-invasive quantification of resin-dentin interfacial gaps using optical coherence tomography: validation against confocal microscopy. Dent Mater 2011; 27; 9: 915-925.
  27. Makishi P, Shimada Y, Sadr A, Tagami J, Sumi Y. Non-destructive 3D imaging of composite restorations using optical coherence tomography: marginal adaptation of self-etch adhesives. J Dent 2011; 39; 4: 316-325.
  28. Nazari A, Sadr A, Saghiri MA, Campillo-Funollet M, Hamba H, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Non-destructive characterization of voids in six flowable composites using swept-source optical coherence tomography. Dent Mater 2013; 29; 3: 278-286.
  29. Bista B, Sadr A, Nazari A, Shimada Y, Sumi Y, Tagami J.

- Nondestructive assessment of current one-step self-etch dental adhesives using optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2013; 18; 7: 76020.
30. Meng Z, Yao XS, Yao H, Liang Y, Liu T, Li Y, Wang G, Lan S. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2009; 14; 3: 034010.
  31. Turkistani A, Sadr A, Shimada Y, Nikaido T, Sumi Y, Tagami J. Sealing performance of resin cements before and after thermal cycling: evaluation by optical coherence tomography. *Dent Mater* 2014; 30; 9: 993-1004.
  32. Marques de Melo R, Galhano G, Barbosa SH, Valandro LF, Pavanelli CA, Bottino MA. Effect of adhesive system type and tooth region on the bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2008; 10; 2: 127-133.
  33. Onay EO, Korkmaz Y, Kiremitci A. Effect of adhesive system type and root region on the push-out bond strength of glass-fibre posts to radicular dentine. *Int Endod J* 2010; 43; 4: 259-268.
  34. Matsumoto M, Miura J, Takeshige F, Yatani H. Mechanical and morphological evaluation of the bond-dentin interface in direct resin core build-up method. *Dent Mater* 2013; 29; 3: 287-293.
  35. Yamamoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S. Influence of light intensity on dentin bond strength of self-etch systems. *J Oral Sci* 2006; 48; 1: 21-26.
  36. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005; 84; 7:

659-662.

37. Tay FR, Loushine RJ, Lambrechts P, Weller RN, Pashley DH. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. *J Endod* 2005; 31; 8: 584-589.
38. Makishi P, Thitthaweerat S, Sadr A, Shimada Y, Martins AL, Tagami J, Giannini M. Assessment of current adhesives in class I cavity: Nondestructive imaging using optical coherence tomography and microtensile bond strength. *Dent Mater* 2015; 31; 9: e190-e200.
39. Sadr A, Shimada Y, Mayoral JR, Hariri I, Bakhsh TA, Sumi Y, Tagami J. Swept source optical coherence tomography for quantitative and qualitative assessment of dental composite restorations. *Proc SPIE* 2011; 7884: p. 78840C.
40. 中 寛 裕 . 基 礎 編 第 1 章 接 着 の 科 学 . 接 着 歯 学 第 2 版 2015: p120-123.
41. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26; 2: e50-e62.
42. Yoshikawa T, Wattanawongpitak N, Cho E, Tagami J. Effect of remaining dentin thickness on bond strength of various adhesive systems to dentin. *Dent Mater J* 2012; 31; 6: 1033-1038.
43. Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S. Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 1993; 9; 2: 136-138.
44. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin:



- effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 1988; 4; 6: 371-378.
45. De Munck J, Mine A, Vivan Cardoso M, De Almeida Neves A, Van Landuyt KL, Poitevin A, Van Meerbeek B. Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives. *Dent Mater J* 2011; 30; 1: 7-13.
  46. Montoya C, Arango-Santander S, Peláez-Vargas A, Arola D, Ossa EA. Effect of aging on the microstructure, hardness and chemical composition of dentin. *Arch Oral Biol* 2015; 60; 12: 1811-1820.
  47. Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976; 21; 6: 355-362.
  48. Ivancik J, Majd H, Bajaj D, Romberg E, Arola D. Contributions of aging to the fatigue crack growth resistance of human dentin. *Acta Biomater* 2012; 8; 7: 2737-2746.
  49. Märten A, Fratzl P, Paris O, Zaslansky P. On the mineral in collagen of human crown dentine. *Biomaterials* 2010; 31; 20: 5479-5490.
  50. Inoue T, Saito M, Yamamoto M, Nishimura F, Miyazaki T. Mineral density of coronal and radicular dentin. *Dental Medicine Research* 2013; 33; 3: 248-251.
  51. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998; 14; 2: 120-128.
  52. Kinney JH, Nalla RK, Pople JA, Breunig TM, Ritchie RO. Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical

- properties. *Biomaterials* 2005; 26; 16: 3363-3376.
53. Porter AE, Nalla RK, Minor A, Jinschek JR, Kisielowski C, Radmilovic V, Kinney JH, Tomsia AP, Ritchie RO. A transmission electron microscopy study of mineralization in age-induced transparent dentin. *Biomaterials* 2005; 26; 36: 7650-7660.
54. Nazari A, Bajaj D, Zhang D, Romberg E, Arola D. Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin. *J Mech Behav Biomed Mater* 2009; 2; 5: 550-559.
55. Koester KJ, Ager JW 3rd, Ritchie RO. The effect of aging on crack-growth resistance and toughening mechanisms in human dentin. *Biomaterials* 2008; 29; 10: 1318-1328.
56. Bajaj D, Sundaram N, Nazari A, Arola D. Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials* 2006; 27; 11: 2507-2517.
57. Arola D, Reprogel RK. Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials* 2005; 26; 18: 4051-4061.

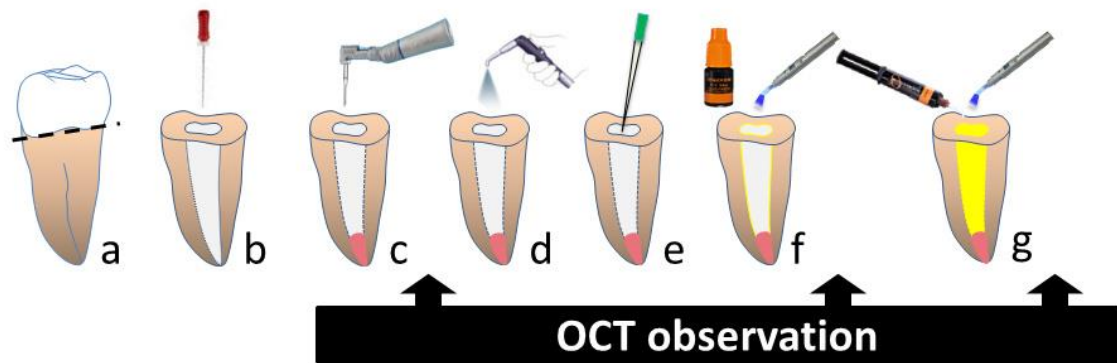


図 1 試料作製方法と OCT 撮影のタイミング

a : 歯冠部象牙質除去

b : 根管拡大および根管充填

c : ポスト孔形成

d : 根管洗浄

e : 根管乾燥

f : 光重合型ボンディング材の塗布および光照射

g : ポスト孔内にレジンコア材填入および光照射

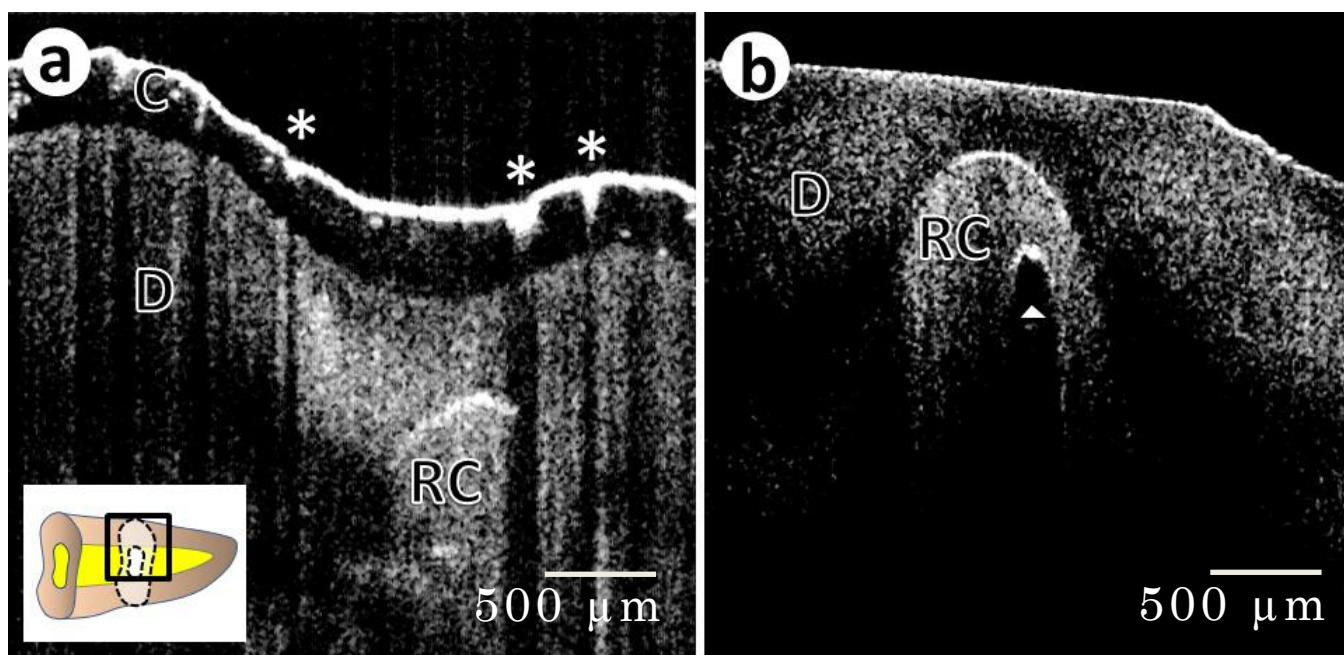


図 2 セメント質残存群およびセメント質除去群の OCT 観察像

a : セメント質残存群

照射された光がセメント質で強く反射した箇所では，信号が失われ内部の情報が得られていない（\*）．

b : セメント質除去群

レジンコア内に存在する気泡が鮮明に確認できる（△）．

C : セメント質， D : 象牙質， RC : レジンコア．

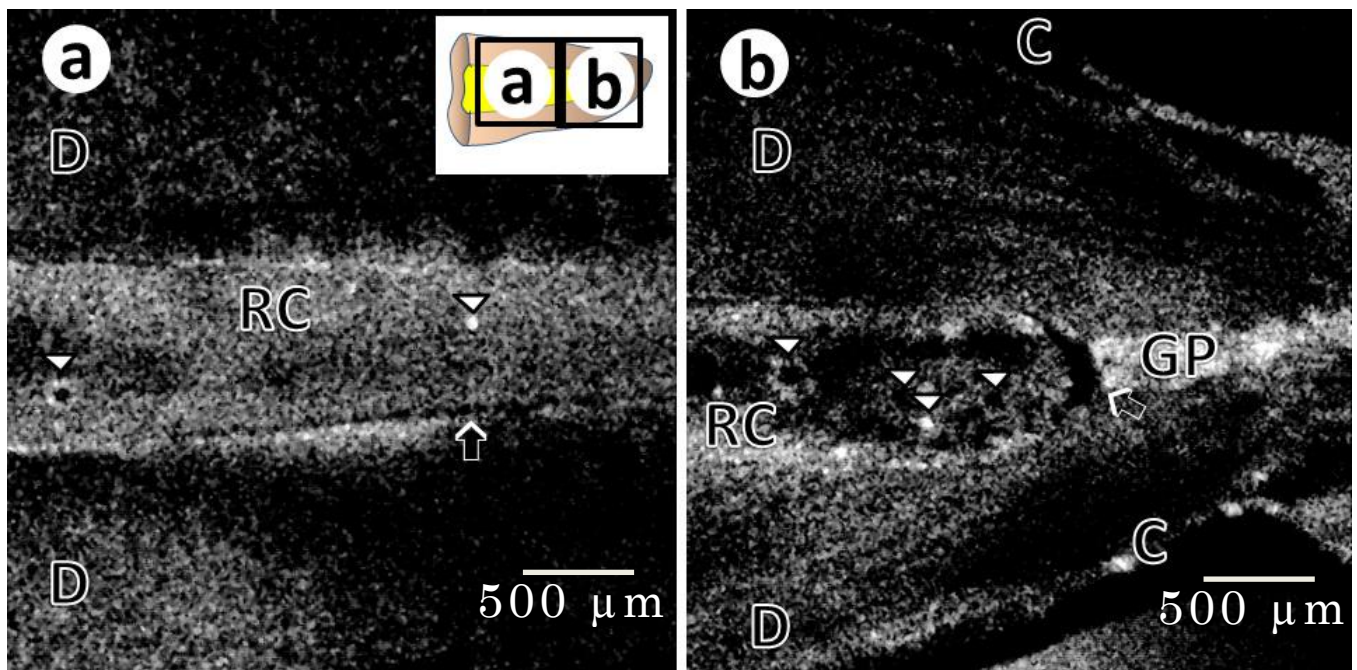


図 3 レジンコア材填入後の OCT 観察像

a : 歯冠側

レジンコア材がポスト孔内に確認できる．レジンコア材中の気泡 (▽) や，象牙質－レジン間のギャップが認められた (↑)．

b : 根尖側

根尖部に向うに従ってポスト孔内の気泡 (▽) やギャップ (◁) が多くなる傾向が認められた．

C : セメント質，D : 象牙質，RC : レジンコア，GP : ガッタパーチャ．

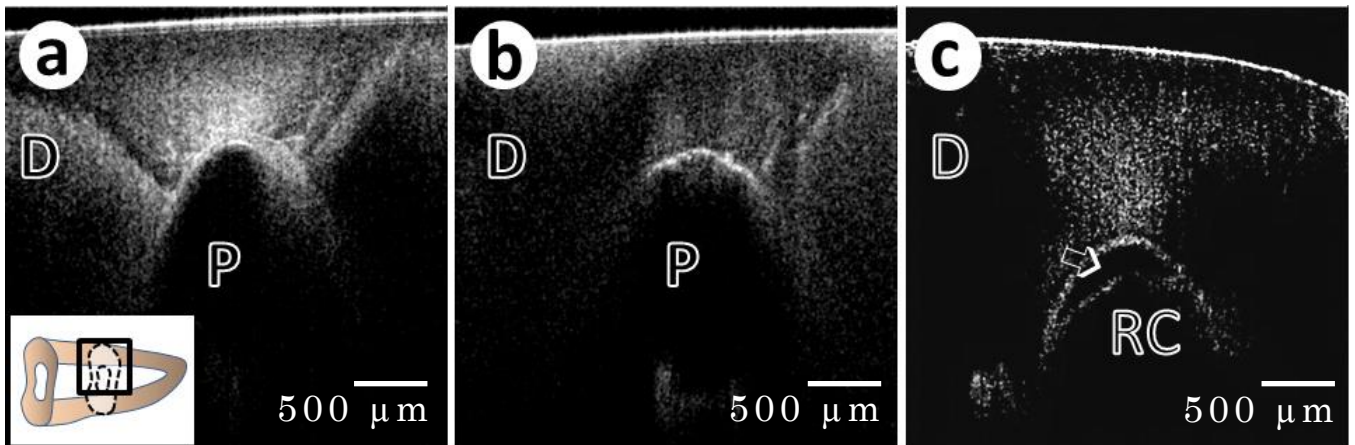


図4 セメント質除去群における各築造ステップの OCT 観察像

a： ポスト孔形成後

象牙質とポスト孔の界面は明確に区別できる．ポスト孔内は空気で満たされている．

b： ボンディング材塗布後

ポスト孔内は空気で満たされているが，象牙質表面はボンディングレジンで覆われている．

c： レジンコア材填入後

象牙質 - レジンコア間の空隙が観察された (⇒)．

D： 象牙質， P： ポスト孔， RC： レジンコア．

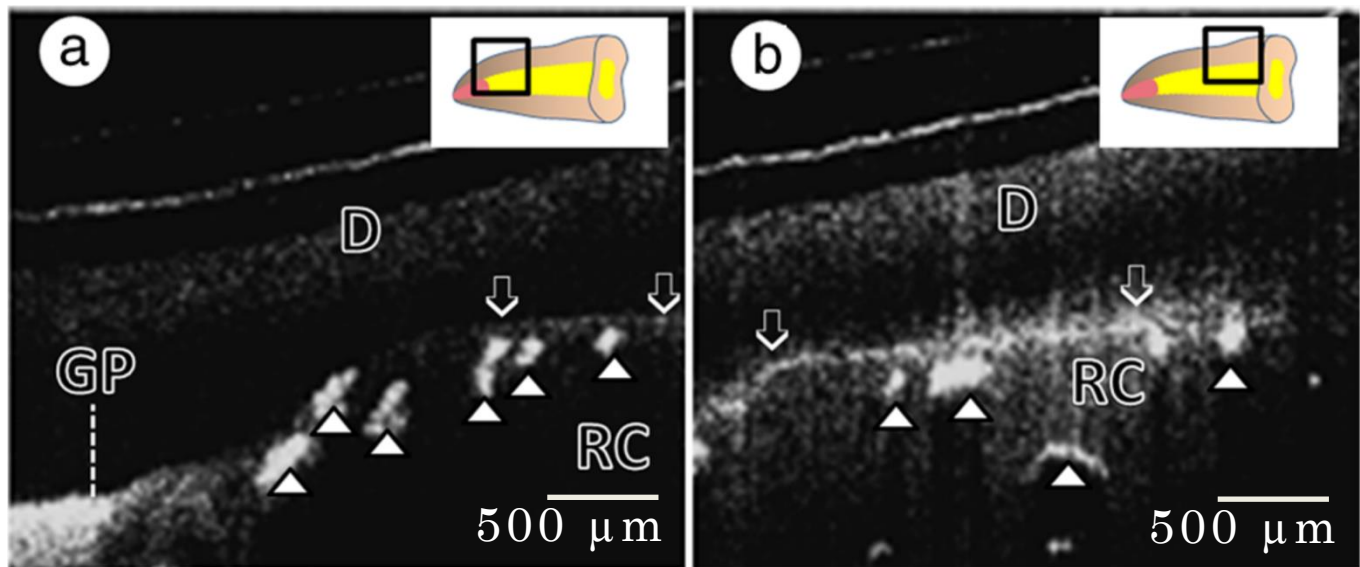


図 5 レジンコア材填入後の根管内の OCT 観察像

a : 根尖側, b : 歯冠側

象牙質, レジンコア, ガッタパーチャ, ポスト孔内部の気泡 (△) や象牙質 - レジンコア間のギャップ (↓) が確認できる.

D : 象牙質, GP : ガッタパーチャ, RC : レジンコア.



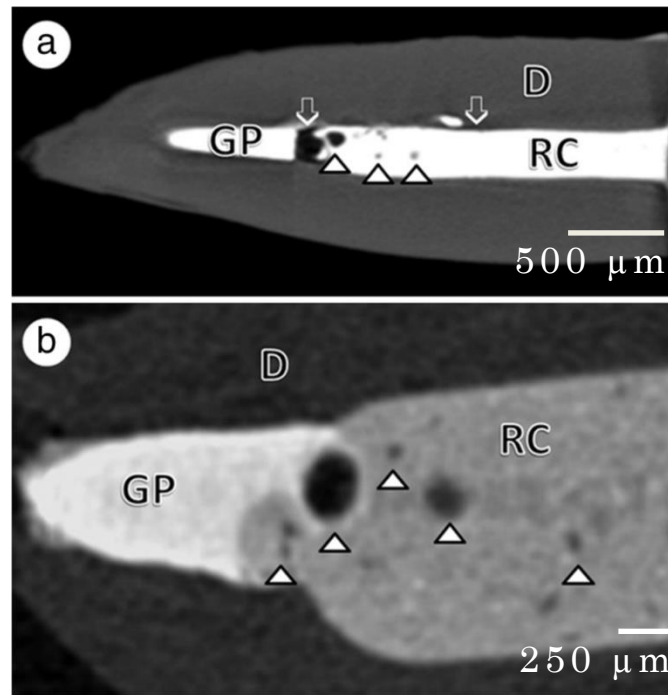


図 6 レジンコア材填入後の根管内の  $\mu$ CT 観察像

a : 根全体像

観察範囲および解像度はそれぞれ  $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ ,  $40 \text{ }\mu\text{m}$ . レジンコア材やガッタパーチャ, 気泡 ( $\Delta$ ), ギャップ ( $\nabla$ ) が確認された. 気泡は OCT 観察像と比較してより鮮明であるが, ギャップは OCT よりも不鮮明である.

b : 根尖部

観察範囲および解像度はそれぞれ  $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ ,  $10 \text{ }\mu\text{m}$ . この試料ではギャップは観察されなかった.

D : 象牙質, GP : ガッタパーチャ, RC : レジンコア.



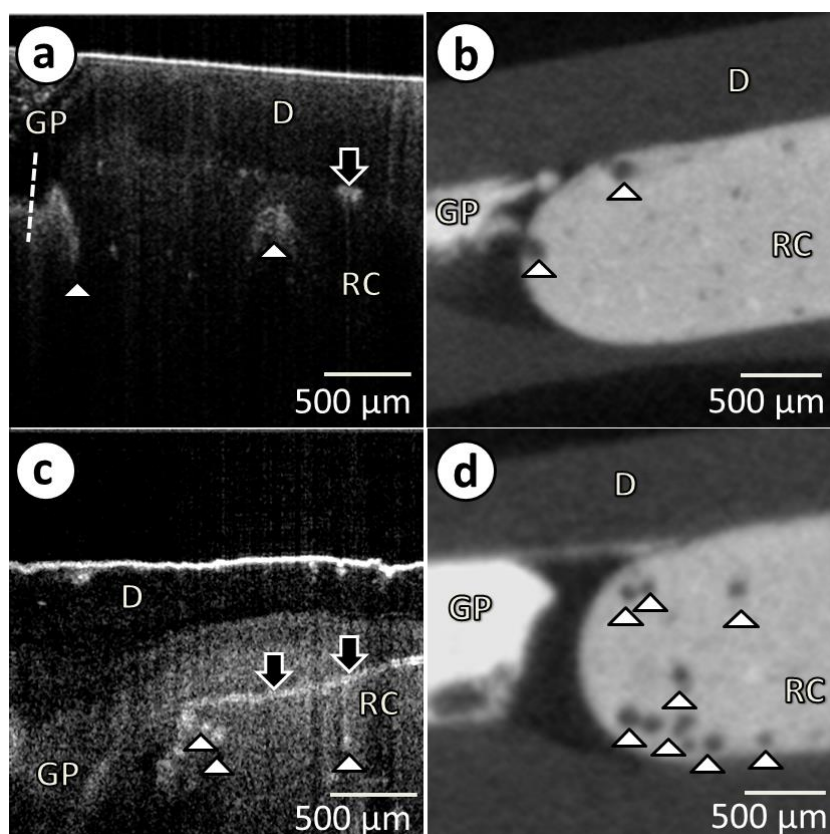


図 7 同一試料におけるレジンコア材填入後の根管内の OCT および  $\mu$ CT 観察像 の比較

根尖側の OCT 観察像 (a, c) および  $\mu$ CT 観察像 (b, d) を示す. a-b および c-d は同一試料である.

a, c: OCT 観察像

象牙質, レジンコア, ガッタパーチャ, ポスト孔内部の気泡 ( $\Delta$ ) や象牙質 - レジンコア間のギャップ ( $\Downarrow$ ) が確認できる.

b, d:  $\mu$ CT 観察像

観察範囲および解像度はそれぞれ 5 mm $\times$ 5 mm, 10  $\mu$ m. レジンコア材やガッタパーチャ, 気泡 ( $\Delta$ ) が確認された. 気泡は OCT 観察像と比較してより鮮明であるが, ギャップは OCT よりも不鮮明である.

D: 象牙質, GP: ガッタパーチャ, RC: レジンコア.

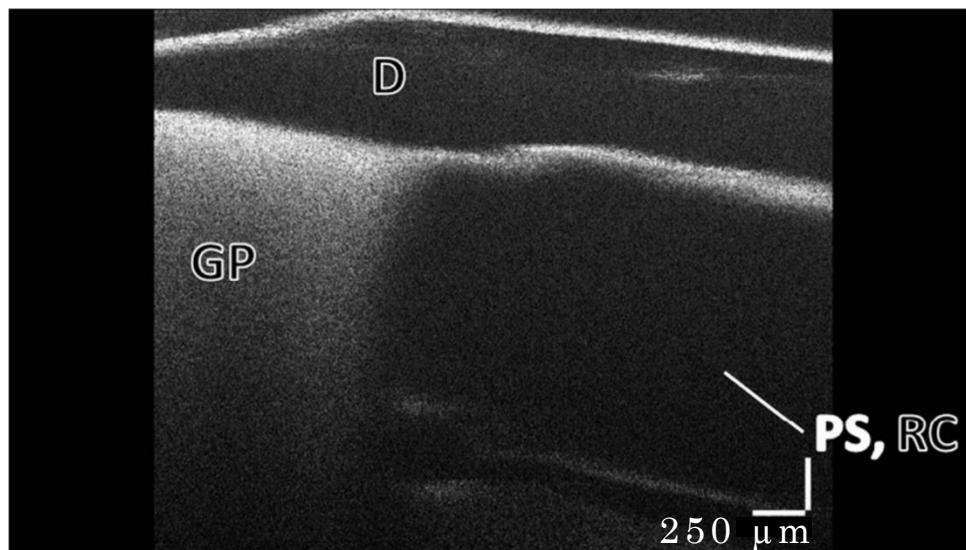


図 8 レジンコア材填入時の OCT によるリアルタイム観察

ボンディング材塗布後の試料を用いて，レジンコア材填入から光照射が終わるまでの操作を OCT により連続撮影を行った（動画は 3 倍速に編集）．動画開始数十秒後から，象牙質とレジンの界面に新たなシグナルが出現し，歯冠側から根尖側へ伸展した．

D：象牙質，GP：ガッタパーチャ，PS：ポストスペース，RC：レジンコア．

[URL: <http://dx.doi.org/10.1117/1.JBO.20.10.107001.1>].

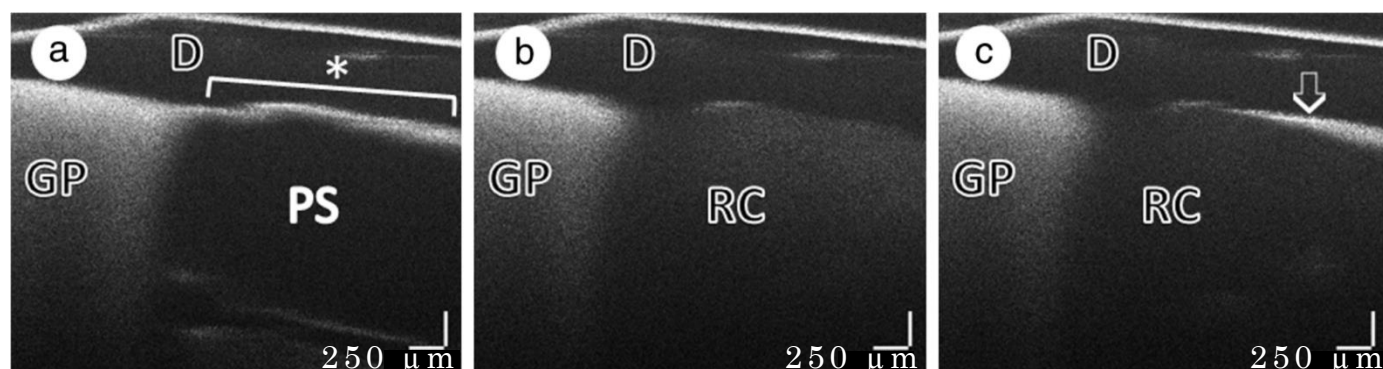


図 9 OCT リアルタイム観察における各ステップの観察像

a : レジンコア材充填前

ポスト孔内は空気で満たされており，象牙質と空気の屈折率が大きく異なることから象牙質との界面は明瞭に確認できた（\*）．

b : レジンコア材充填後光照射前

明瞭に確認できた界面の反応は，レジンコア材充填により確認できなくなった．

c : レジンコア材充填後光照射後

光照射開始十数秒後から象牙質とレジンの界面に新たな明瞭なシグナル（↓）が出現し，右（歯冠側）から左（根尖側）方向へ伸展していく様子が確認された．

D : 象牙質，GP : ガッタパーチャ，PS : ポストスペース，RC : レジンコア．

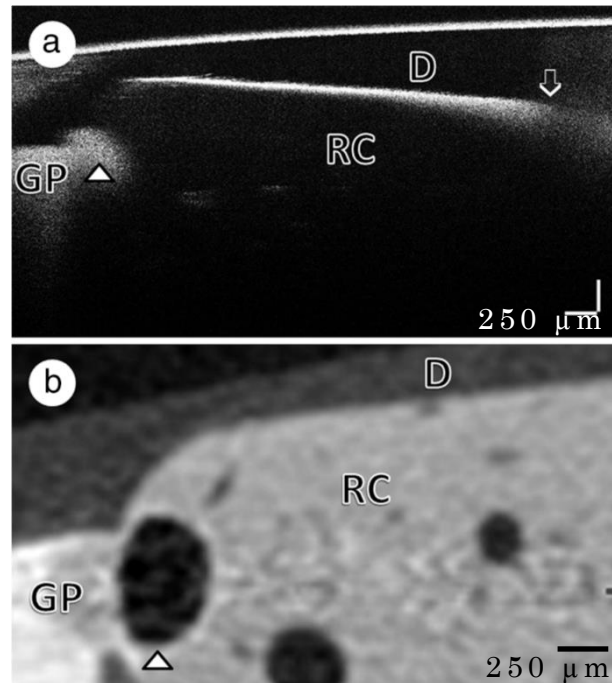


図 10 リアルタイム撮影 24 時間後の OCT および  $\mu$ CT 観察像（同一試料）

**a : OCT 観察像**

象牙質－レジン界面のギャップは歯冠側から約 6 mm の中腹から始まり（↓），根尖に向かって連続して確認することができた．また，根尖部に気泡（△）を確認できた．

**b :  $\mu$ CT 観察像**

界面のギャップは不鮮明であった．根尖部の気泡は鮮明に観察できた（△）．

D : 象牙質，GP : ガッタパーチャ，RC : レジンコア．

表 1 各パラメータが接着強さに及ぼす影響(一般線形モデル)

	<i>F</i> 値	<i>P</i> 値
接着部位 (mm)	24.652	< 0.001
歯の個体差	6.755	< 0.001
気泡 (あり/ なし)	3.304	0.071
接着面積 (mm <sup>2</sup> )	2.897	0.091
レジンのX線吸収係数 (mgHA/cm <sup>3</sup> )	2.768	0.098
象牙質のX線吸収係数 (mgHA/cm <sup>3</sup> )	0.013	0.911

(従属変数：接着強さ)

表 2 歯の個体差を考慮した統計解析結果（線形混合モデル）

	推定値*	95%信頼区間	<i>P</i> 値
接着部位（mm）	5.219	2.594 – 7.843	< 0.001
気泡（あり/ なし）	-5.52	-10.723 – -0.317	0.038
接着面積（mm <sup>2</sup> ）	-2.725	-5.31 – -0.141	0.039
レジンのX線吸収係数（mgHA/cm <sup>3</sup> ）	1.02	-1.606 – 3.645	0.444
象牙質のX線吸収係数（mgHA/cm <sup>3</sup> ）	1.727	-0.915 – 4.368	0.199

\* 1SD あたりの変化量 （従属変数:接着強さ）

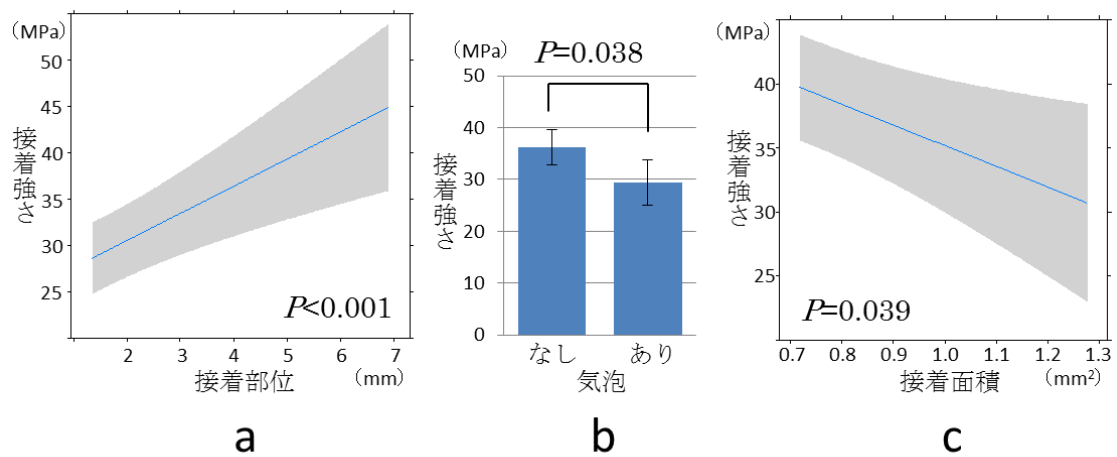
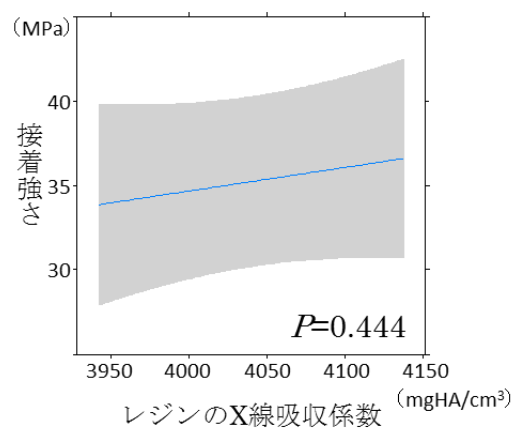


図 11 接着部位，気泡の有無，接着面積が接着強さに及ぼす影響

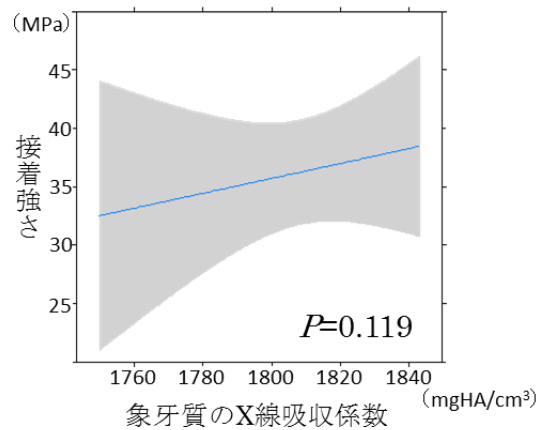
a: 直線および網掛けはそれぞれ回帰直線，95%信頼区間を表す。

b: Error bar は標準誤差を表す。

c: 直線および網掛けはそれぞれ回帰直線，95%信頼区間を表す。



a



b

図 12 レジンおよび象牙質の X 線吸収係数が接着強さに及ぼす影響

a: 直線および網掛けはそれぞれ回帰直線, 95% 信頼区間を表す.

b: 直線および網掛けはそれぞれ回帰直線, 95% 信頼区間を表す.