

Title	乳臼歯修復のためのCAD/CAMコンポジットレジンプロックの開発
Author(s)	中瀬, 悠太郎
Citation	大阪大学, 2021, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/82163
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

学 位 論 文

乳臼歯修復のための CAD/CAM コンポジットレジンブロックの開発

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻

中 瀬 悠 太 朗

目次

I 緒言	1
II 物性評価	3
1. 目的	
2. 材料と方法	
1) 被験材料	
2) 吸水試験	
3) 3点曲げ試験	
4) ビッカース硬さ試験	
5) 破壊靱性試験	
6) 統計解析	
3. 実験結果	
1) 吸水量	
2) 曲げ強さ	
3) ビッカース硬さ	
4) 破壊靱性	
4. 小括	
III 摩耗特性評価	12
1. 目的	
2. 材料と方法	
1) 被験材料	
2) 摩耗試験	
3) 統計解析	
3. 実験結果	
1) 圧痕の深さ	
2) 圧痕の SEM 像	
3) 圧痕の 3D マイクロスコープ像	
4) スタイラスの摩耗量	
4. 小括	

IV 乳臼歯修復用材料としての有用性の評価	17
1. 目的	
2. 材料と方法	
1) 被験材料	
2) CAD/CAM コンポジットレジン冠の作製	
3) 破壊抵抗性の評価	
① <i>In vitro</i> 圧縮試験	
② <i>In silico</i> 圧縮解析	
4) 微小引張接着試験	
5) 統計解析	
3. 実験結果	
1) 破断荷重	
2) 破壊の起点と最大主応力の分布	
3) 微小引張接着試験の結果	
① 接着強さ	
② 破壊様式	
4. 小括	
V 考察	26
VI 結論	34
VII 謝辞	35
VIII 参考文献	36
IX 図表	

I. 緒言

現在、広範囲のう蝕に罹患した乳臼歯の歯冠修復には、ステンレススチール製の既製金属冠（以下、乳歯冠）が広く用いられている。乳歯冠は、1950年に初めて臨床で乳臼歯の歯冠修復に用いられて以来[1, 2]、優れた強度と長期耐久性を有することから、良好な予後が期待できる修復材料の一つとして今日まで用いられている[3]。しかしながら、その審美性の低さゆえに[4]、金属色に抵抗感をもつ小児患者やその保護者から敬遠されることも少なくない。そのため、近年、小児用の既製ジルコニアクラウンが臨床に導入されたが[5]、ジルコニアはステンレススチールよりも硬く、対合歯を摩耗させやすいため[6-8]、乳臼歯の修復用材料として理想的とは言い難い。したがって、対合健全歯をあまり摩耗させない、乳臼歯の歯冠修復に適した特性を有する審美的な材料の開発が望まれている。

ところで、Computer-aided design/computer-aided manufacturing（CAD/CAM）技術の普及により様々な種類の審美性に優れた修復物の造形が可能となり、歯冠修復に広く用いられている[9, 10]。我が国では、とくに2014年からCAD/CAMコンポジットレジン冠が金属代替材料として注目され、その物性の改善に伴って、永久歯の修復に対する保険適用の範囲が徐々に拡大している[11]。CAD/CAM

コンポジットレジン冠は加熱重合等の製造条件の下で作製されるため、充填用コンポジットレジンと比べて物性や耐摩耗性が向上している[12]。また、CAD/CAM コンポジットレジン冠は、CAD/CAM セラミック冠と比べて対合エナメル質が摩耗しにくいことが報告されている[13]。これらのことから、CAD/CAM コンポジットレジン冠は、乳臼歯の修復に適した審美性材料となり得るのではないかと期待できる。

そこで本研究では、永久歯用の市販の CAD/CAM コンポジットレジンブロックをベースに新規の乳臼歯用ブロックを試作し、各種物性試験、摩耗特性および破壊抵抗性の検討、ならびに象牙質接着試験を行って、乳臼歯の歯冠修復用材料としての有用性を評価した。

II. 物性評価

1. 目的

試作した CAD/CAM コンポジットレジンの各種物性を，市販の小白歯用の CAD/CAM コンポジットレジンおよび充填用コンポジットレジンと比較することを目的とした。

2. 材料と方法

1) 被験材料

Bisphenol A glycidyl methacrylate (Bis-GMA)，2,2-bis (4,4'-methacryloxy polyethoxy phenyl) propane (Bis-MPEPP) および Triethylene Glycol Dimethacrylate (TEGDMA) をモノマー組成とし，ガラスフィラーを配合した CAD/CAM コンポジットレジックブロックを試作した (EB)。フィラーには，市販の充填用コンポジットレジックに配合されているシリカ系多機能性ガラスフィラーに加えて，抗プラーク性を始めとする各種の生体機能性の発現が報告されている Surface Pre-Reacted Glass-ionomer (S-PRG) フィラー [14] を使用した。比較対照として，市販の小白歯用 CAD/CAM コンポジットレジックブロック (松風ブロック HC，松風，京都；HC)，2 種の乳歯用の充填用コンポジットレジック (ビ

ビューティフィルキッズゼロフロー，松風；BKZ およびビューティフィルキッズペースト，松風；BKP)，ならびに小児あるいは成人に用いる充填用コンポジットレジン（ビューティフィルII，松風；BII）を使用した（表1）。

2) 吸水試験

日本歯科材料工業協同組合格格「CAD/CAM 冠用歯科切削加工用レジン材料」（JDMAS 245:2017）[15]に従い，吸水量の測定を行った。

CAD/CAM コンポジットレジングブロック群については，精密切断機（Isomet, Buehler, Illinois, USA）を用いて円柱のブロックから $\phi 14 \times 1 \text{ mm}$ の円盤状試料を切り出した。充填用コンポジットレジン群については，ステンレススチール製の金型（ $\phi 14 \text{ mm}$ ，深さ 1 mm ）にペーストを充填し，ストリップス（セルロイドストリップス，ジーシー，東京）を用いて圧接後，光照射器（ペンキキュア 2000，モリタ，大阪）を用いて 2000 mW/cm^2 の放射照度で 10 秒間光重合した。

各試料を #2000 の Silicon carbide (SiC) ペーパーで研磨した後， 37°C に保った恒温器に入れ，22 時間後に取り出し， 22°C に保った別の恒温器に 2 時間保管した。その後，電子天秤（ER-60A，研精，茨城）を用いて質量を測定し，恒量になるまでこの工程を繰り返した。つづいて，各試料を 37°C の蒸留水に

7日間浸漬した後、再度恒量に達するまで上述と同じ工程を繰り返し、吸水量

Wa ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) を以下の式 (1) に従って求めた。

$$W_a = \frac{M_1 - M_2}{V} \quad (1)$$

ここで、 M_1 は7日間水中保管後の試料の質量 (μg)、 M_2 は水中保管後に再乾燥した試料の質量 (μg)、 V は試料の体積 (mm^3) を表す。試料数は各被験材料につき10とした。

3) 3点曲げ試験

JDMAS 245:2017 に従って3点曲げ試験を行った。CAD/CAM コンポジットレジンブロック群については、精密切断機 (Isomet) を用いて直方体のブロックから $4 \times 1.2 \times 14$ mm の試料を切り出し、充填用コンポジットレジン群については、 4 mm \times 14 mm、深さ 1.2 mm のステンレススチール製金型にペーストを充填し、ストリップス (セルロイドストリップス) を用いて圧接後、 2000 mW/cm^2 の放射照度で10秒間光重合した。

各試料を #2000 の SiC ペーパーで研磨した後、 37°C の蒸留水に24時間または7日間浸漬後、小型卓上試験機 (EZ-SX, 島津製作所, 京都) を用いてクロ

スヘッドスピード 1 mm/min で 3 点曲げ試験を行い、以下の式 (2) を用いて曲げ強さ σ_f (MPa) を求めた。

$$\sigma_f = \frac{3Pl}{2wb^2} \quad (2)$$

ここで、 P は破断荷重 (N)、 l は支点間距離 (mm) で 12 mm、 w は試験片の幅 (mm)、 b は試験片の厚さ (mm) を表す。試料数は各被験材料につき 10 とした。

4) ビッカース硬さ試験

各被験材料の硬さを比較するため、JDMAS 245:2017 に従ってビッカース硬さを測定した。CAD/CAM コンポジットレジンブロック群については、精密切断機 (Isomet) を用いて直方体のブロックから 14×12×1 mm の試料を切り出し、充填用コンポジットレジン群については、 $\phi 14$ mm、深さ 1 mm のステンレススチール製金型にペーストを充填し、ストリップス (セルロイドストリップス) を用いて圧接後、2000 mW/cm² の放射照度で 10 秒間光重合した。

各試料を #2000 の SiC ペーパーで研磨した後、37°C の蒸留水に 7 日間浸漬後、硬さ試験機 (HM-211, ミットヨ, 神奈川) を用いて、200 g の荷重を試

料表面に 8 秒間負荷し，15 秒間保持した後，残った圧痕の面積から以下の式

(3) に従いビッカース硬さ (Hv) を求めた．

$$Hv = 0.102 \times \frac{2P \sin 68^\circ}{d^2} \quad (3)$$

ここで，P は荷重 (N)，d は対角線の長さ (mm) を表す．試料数は各被験材料につき 10 とした．

5) 破壊靱性試験

Ruse ら[16]によって考案された Notchless Triangular Prism 試験に従い，1 辺 6 mm の正三角形を底面に持つ，高さ 12 mm の三角柱試験片を用いて，破壊靱性試験を行った．

CAD/CAM コンポジットレジンブロック群については，ミリング装置 (DWX-51D, Roland DG, 静岡) を用いて直方体のブロックから三角柱状の試料を切り出した．充填用コンポジットレジン群については，ステンレススチール製金型 (1 辺 6 mm の正三角形，深さ 12 mm) にペーストを充填し，ストリップス (セルロイドストリップス) を用いて圧接後，歯科技工用重合器 (α ライト V, モリタ) を用いて 1 分 30 秒間光重合した．

その後、試験片の辺縁中央に 0.1 mm のカミソリ刃を用いて切れ込みを形成した。各試験片を#2000 の SiC ペーパーで研磨し、37°Cの蒸留水に 7 日間浸漬後、クロスヘッドスピード 1 mm/min で切れ込みから破壊が伸展するように曲げ荷重を負荷した後、破壊靱性 K_{IC} ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$) を以下の式 (4) に従い求めた。

$$K_{IC} = \frac{P}{D\sqrt{W}} Y_{\min} \quad (4)$$

ここで、P は破断荷重 (N)、D は試験片の長さ(mm)で 12 mm、W は測定用金型の長さ (mm) で 12 mm、 Y_{\min} は応力拡大係数で 30.453[16]とした。試料数は各被験材料につき 10 とした。

6) 統計解析

吸水試験およびビッカース硬さ試験で得られた平均値と標準偏差については one-way analysis of variance (ANOVA) と Dunnett T3 test, 破壊靱性試験で得られた平均値と標準偏差については one-way ANOVA と Tukey HSD test, 3 点曲げ試験で得られた平均値と標準偏差については two-way ANOVA と Bonferroni test による統計解析を行った (IBM SPSS Ver.25, IBM, 東京)。危険率はいずれ

の解析も 5%とした。

3. 実験結果

1) 吸水量

各被験材料の吸水量を図 1 に示す。EB の吸水量は HC, BKZ および BKP に比べて有意に小さく ($p < 0.05$), BII に比べて有意に大きかった ($p < 0.05$)。また, EB の吸水量は, JDMAS 245:2017 で規定されている小臼歯用 CAD/CAM コンポジットレジンの基準値である 40 μg 以下を満たしていた。

2) 曲げ強さ

3 点曲げ試験により得られた曲げ強さを図 2 に示す。24 時間後の EB と HC 間には有意差は認められず ($p > 0.05$), 両者は BKZ, BKP ならびに BII よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。また, BII を除く全ての材料で, 7 日間浸漬後に 24 時間浸漬後と比べて有意に曲げ強さが低下した ($p < 0.05$)。しかし, 7 日間浸漬後の EB と HC 間に有意差は認められず ($p > 0.05$), また両者は BKZ, BKP ならびに BII よりも有意に大きい値を示した ($p < 0.05$)。さらに, EB の 7 日間浸漬後の曲げ強さは, JDMAS 245:2017 で規定されている小臼歯用 CAD/CAM コンポジットレジンの基準値である 100 MPa 以上

を満たしていた。

3) ビッカース硬さ

図3に各種被験材料のビッカース硬さを示す。EBのビッカース硬さは、HCと比較すると有意に小さかった ($p < 0.05$) が、BKZおよびBIIよりも有意に大きく ($p < 0.05$)、BKPとの間には有意差は認められなかった ($p > 0.05$)。EBのビッカース硬さは、JDMAS 245:2017で規定されている小臼歯用CAD/CAMコンポジットレジンの基準値である55 HV0.2以上を満たしていた。

4) 破壊靱性

図4に各種被験材料の破壊靱性を示す。EBは他のすべての材料に比べて有意に大きい破壊靱性を示した ($p < 0.05$)。また、その他の材料間には有意差は認められなかった ($p > 0.05$)。

4. 小括

試作したCAD/CAMコンポジットレジンの吸水量、曲げ強さおよびビッカース硬さは、JDMAS 245:2017で規定された小臼歯用のCAD/CAMコンポジッ

トレジンの基準を満たしていることが分かった。また、市販の小白歯用の CAD/CAM コンポジットレジジンと比較した場合、試作した CAD/CAM コンポジットレジジンは、より小さい吸水量とビッカース硬さおよび同等の曲げ強さを示し、より優れた破壊靱性を有することが明らかとなった。

III. 摩耗特性評価

1. 目的

試作あるいは市販の CAD/CAM コンポジットレジンおよび充填用コンポジットレジンを用いてヒト乳臼歯に対する摩耗試験を行い，対合歯に形成される圧痕の深さと被験材料の摩耗量から，摩耗特性を比較することを目的とした。

2. 材料と方法

1) 被験材料

実験 1 で用いた 5 種の材料に加えて，比較対照として乳歯冠に用いられるステンレススチール（SUS304，トゥルーシード，京都；SS）を使用した。対合歯には，大阪大学大学院歯学研究科・歯学部及び歯学部附属病院倫理審査委員会の承認（H29-E28）を受けて入手した上下左右側の第一または第二乳臼歯を使用した。

2) 摩耗試験

6 種の材料を用いて， $\phi 3 \times 6.2$ mm のスタイラスを作製した。EB および HC はミリング装置（DWX-51D）を用いてブロックから加工成形した。BKZ，BKP

およびBIIは、スタイラス型の金型にペーストを充填し、ナイロンシート（ダイアミロン，三菱ケミカル，東京）で圧接した後，LED照射器（ペンブライト，松風）を用いて 1200 mW/cm^2 の放射照度で 10 秒間光重合した．SS は卓上旋盤（LB8，エグロ，長野）を用いてスタイラスの形状に加工した．

内径 12 mm の Polyvinyl chloride (PVC) チューブに，乳白歯エナメル質をエポキシ樹脂（EpoxiCure 2，Buehler）で包埋した後，表面を#2000 まで研磨して平坦面を露出させた（図 5a）[17]．スタイラスを摩耗試験機（K613，東京技研，東京）（図 5b）の専用治具（図 5c）に装着し， 37°C の水中に浸漬した対合試料に接触させた．75N の荷重で，鉛直下向きにスタイラスを降下後，時計回りに 30° ，さらに半時計周りに 30° の回転を加える動きを 20,000 回に達するまで繰り返した（図 5d）[18, 19]．

試験後，表面粗さ測定機（サーフテスト SJ-400，ミットヨ，神奈川）を用いて，露出した対合エナメル質の表面に形成された圧痕の深さ（ μm ）を測定した．露出エナメル質周辺のエポキシ樹脂の平坦面を基準とし，圧痕の最深部までの距離を深さとして測定した（図 6a）．また，走査電子顕微鏡（SEM）（TM3000，日立製作所，東京）[20]と 3D マイクロスコープ（VR-3200，Keyence，大阪）を用いて，対合試料の表面を観察した．

また，摩耗試験前後のスタイラスの長さをノギスで測定し（図 6b），その差

分を被験材料の摩耗量 (μm) とした。試料数は各被験材料につき 8 とした。

3) 統計解析

摩耗試験で得られた対合エナメル質の表面に形成された圧痕の深さ、あるいはスタイラスの摩耗量の平均値と標準偏差に対して one-way ANOVA と Dunnett T3 test を用いた統計解析を行った (IBM SPSS Ver.25)。危険率はいずれの解析も 5% とした。

3. 実験結果

1) 圧痕の深さ

SS 以外の被験材料に関して、対合エナメル質に形成された圧痕の深さを図 7 に示す。EB では、HC および BII と比べて圧痕の深さが有意に小さかった ($p < 0.05$)。EB と BKP との間には有意差は認められなかったが ($p > 0.05$)、BKZ と比べると EB は有意に大きな値を示した ($p < 0.05$)。また、SS については、表面粗さ測定機の測定範囲 ($800 \mu\text{m}$) を超える程、対合エナメル質の圧痕が大きくなったため、正確な深さは測定不可能であった。

2) 圧痕の SEM 像

摩耗試験後の対合エナメル質に形成された圧痕の SEM 像を図 8 に示す。対合エナメル質は、EB では滑らかな表面を呈していたのに対し、HC では粗造な表面が観察された。また、EB では倍率×1000 で無数の亀裂が認められ、HC では倍率×60 および倍率×1000 で圧痕の両端に 2 つの大きな亀裂が観察された。BKZ では滑らかな表面が観察された。BKP でも表面は滑らかであったが、倍率×60 では複数の亀裂が認められた。BIIでは滑らかな表面を呈しており、倍率×1000 では小さな無数の亀裂が認められた。また SS では、倍率×1000 で圧痕の中央部に無数の亀裂と象牙細管が認められた。

3) 圧痕の 3D マイクロスコープ像

摩耗試験後の対合エナメル質に形成された圧痕の 3D マイクロスコープ像を図 9 に示す。EB, HC, BKZ, BKP または BIIと比べて、SS では対合エナメル質に明らかに深く大きな圧痕が観察された。

4) スタイラスの摩耗量

摩耗試験後に得られたスタイラスの摩耗量を図 10 に示す。EB のスタイラスの摩耗量は、BIIに比べて有意に小さい値を示したが ($p < 0.05$), SS も含め

て、その他の材料との間では有意差が認められなかった ($p > 0.05$).

4. 小括

EB は、市販の小白歯用の CAD/CAM コンポジットレジジンや乳歯冠用ステンレススチールと比較して対合エナメル質に形成される圧痕の深さが有意に小さいことが分かった。また、試作した CAD/CAM コンポジットレジジンの摩耗量は、他の材料と比べて同等もしくは小さいことが分かった。

これらの結果から、試作した CAD/CAM コンポジットレジジンは、永久歯と比べて柔らかい対合乳白歯を摩耗させない特性を有することが示唆された。

IV. 乳臼歯修復用材料としての有用性の評価

1. 目的

本実験では、試作 CAD/CAM コンポジットレジンブロックを用いて作製したコンポジットレジン冠をレジンセメントあるいは従来型ガラスイオノマーセメント（GIC）で支台歯モデルに装着し、*in vitro/in silico* での圧縮試験を行って破壊の様相を解析した。さらに、レジンセメントあるいは GIC を用いた場合の試作 CAD/CAM コンポジットレジンの歯質接着性を微小引張接着試験により評価し、乳臼歯修復用材料としての有用性を検討することを目的とした。

2. 材料と方法

1) 被験材料

コンポジットレジン冠用の材料として、実験 1 および 2 で用いた EB および HC を使用した。接着性レジンセメントにはブロック HC セム（松風；Cem）を、GIC にはハイボンドガラスイオノマーセメント CX（松風；CX）を用いた。

2) CAD/CAM コンポジットレジン冠の作製

シリコーン印象材（エクザファイン パテタイプ，ジーシー）にて乳歯列用顎模型（D5D-407C，ニッシン，京都）の下顎右側第二乳臼歯の印象を採得した後，形成用バー（松風ダイヤモンドポイント FG ショートシャंक 1201R，松風）を用いて，CAD/CAM 冠用の支台歯形成を行った．マージン形態はシャンファーとし，フィニッシュラインは歯肉縁とした．形成量は，咬合面 1 mm，隣接面 0.8 mm とした．

つづいて，形成前に採取した印象体内面に常温重合レジン（ユニファスト，ジーシー）を填入し，形成後の顎模型に圧接することで，レジン冠を作製した．形成前の歯と同一形状の CAD/CAM 冠を作製するために，支台歯とレジン冠に，スキャン用パウダー（Quest ピュアスキャンパウダー，Quest，大阪）を塗布した後，スキャナー（松風 S-WAVE スキャナーD2000，松風）を用いてスキャンを行った．そして，CAD ソフト（Dental System 2016，松風）を用いて加工データを作製し，ミリングバー（松風 CAD/CAM ミリングバーボールエンドダイヤモンドコーティング φ2.0 および φ1.0，松風）を用いて EB および HC を切削し，CAD/CAM コンポジットレジン冠を作製した．

つづいて，支台築造用コンポジットレジンで支台歯を作製するために，付加型シリコーン印象材（デュプリコーン，松風）を用いて先に形成した第二乳臼

歯の支台歯模型の印象採得を行い，印象面にビューティコアフローペースト（松風）を填入した．そして，37°Cで10分間硬化させた後，光照射器（ペンキュア 2000）を用いて 2000 mW/cm²の放射照度で 30 秒間光照射を行った．

3) 破壊抵抗性の評価

① *In vitro* 圧縮試験

2) で作製した CAD/CAM コンポジットレジン冠の内面を，平均粒径 50 μm のアルミナ粒子を用いて，0.2 MPa の圧力でサンドブラスト処理した後，Cem または CX で支台築造用コンポジットレジンで作製した支台歯に装着した（図 11）．Cem については，冠内面に HC プライマーを塗布し，エアー乾燥を行った．その後 Cem を冠内面に塗布し，支台歯に装着後，光照射器（ペンキュア 2000）を用いて 2000 mW/cm²の放射照度で 20 秒間光照射を行った．CX については，液と粉を 1 : 2 の割合で練和し，冠内面に塗布して支台歯に装着した．

支台歯に装着した各 CAD/CAM コンポジットレジン冠を，内径 25 mm の PVC チューブ内にアクリルレジン（Ortho-jet, Lang Dental, Illinois, USA）を用いて冠の頬側辺縁下 2 mm まで包埋し，37°Cの蒸留水に浸漬した．24 時間後に水中から取り出し，頬側咬頭，近心舌側咬頭および遠心舌側咬頭の 3 点（図 12）に φ6 mm のステンレススチール製スタイラスが接触するように調

整し，万能材料試験機（INSTRON5566， INSTRON， Massachusetts， USA）を用いて，クロスヘッドスピード 0.5 mm/min で圧縮試験を行い，破断荷重を測定した．また，破断後の CAD/CAM コンポジットレジン冠の内面を光学顕微鏡（ECLIPSE Ci-L， Nikon， 東京）を用いて観察した[21， 22]．試料数は各被験材料につき 5 とした．

② *In silico* 圧縮解析

EB および HC については実験 1 の 3 点曲げ試験で用いた 4×1.2×14 mm の試験片を用いて，Cem と CX ならびに支台歯作製に使用した支台築造用コンポジットレジンについては，新たに作製した 25×2×2 mm の試験片を用いて *in vitro/in silico* の 3 点曲げ試験により各試料の弾性率と破壊ひずみを決定した [23]．さらに，各試料の重量を測定した後，マイクロ CT（R_mCT2，リガク，東京）で測定した体積を重量で除算することで密度を算出した（表 2）．

In vitro 圧縮試験の試料を作製するために使用した Standard Triangulated Language（STL）ファイルをもとにコンポジットレジン冠の CAD モデルを作製し（図 13），各材料の弾性率，破壊ひずみおよび密度を用いて非線形動的有限要素解析ソフトウェア（LS-DYNA， Ansys， Pennsylvania， USA）を用いて山口らの考案した方法[24]にしたがって *in silico* 圧縮解析を行った．

4) 微小引張接着試験

本実験では、大阪大学大学院歯学研究科・歯学部及び歯学部附属病院倫理審査委員会の承認（H29-E28）を受けて採取したヒト抜去上下第一乳臼歯または第二乳臼歯計4本を使用した。

精密切断機（Isomet）を用いて抜去歯の咬合面を切削し、平坦な象牙質を露出させた。つづいて、EBおよびHCから4×4 mm、長さ14 mmの直方体試料を切り出し、被着面（4×4 mm）を#2000のSiCで研磨した後、CemまたはCXで象牙質面に接着した。Cemでの接着に際しては、コンポジットレジンブロック試料の被着面にHCプライマーを塗布し、エアー乾燥を行った。つづいて、プライマーA、Bを混和して象牙質面に塗布し、20秒間放置後、エアー乾燥を行った後、セメントをコンポジットレジンブロック試料の被着面に塗布し、象牙質に圧接した。その後、光照射器（ペンキュア2000）を用いて照射強度2000 mW/cm²で20秒間光照射を行った。CXについては、液と粉を1:2の割合で練和し、コンポジットレジンブロック試料の被着面に塗布し、4分間象牙質に圧接した。EBおよびHCに対して、それぞれ2本の歯を使用した。

各試料を24時間、37°C水中保管後、精密切断機（Isomet）を用いて接着面積約1×1 mmの棒状試験片を作製した。各試験片を瞬間接着剤（モデルリペア

ーIIブルー，デンツプライシロナ，東京）を用いて治具に固定し，小型卓上試験機（EZ-SX）を用いてクロスヘッドスピード1 mm/min で微小引張接着試験を行った．試験後，試験片の破壊様式を光学顕微鏡（ECLIPSE Ci-L）を用いて観察した．1 個の接着体につき 10 個の試験片を切り出し，試料数は EB，HC につき各 20 個の計 40 個とした．

5) 統計解析

圧縮試験で得られた平均値と標準偏差については two-way ANOVA，微小引張接着試験で得られた平均値と標準偏差については one-way ANOVA と Tukey HSD test を用いた統計解析を行った（IBM SPSS Ver.25）．いずれの解析も危険率は 5%とした．

3. 実験結果

1) 破断荷重

In vitro 圧縮試験で得られた破断荷重を図 14 に示す．Cem，CX のどちらを用いて装着した場合でも EB と HC の破断荷重に有意差は認められなかった ($p > 0.05$)．また，EB と HC のいずれにおいても，CX で装着した群は Cem で装着した群と比べて有意に低い破断荷重を示した ($p < 0.05$)．

破断試験後の試料の観察では、Cem で装着した場合、EB および HC ともに支台歯に接着したまま破断していることが確認された (図 15)。CX で装着した場合は、冠と支台歯は分離していたが、EB の内面にはセメントの残存が認められた一方で、HC にはセメントの残存を認めなかった (図 16)。

2) 破壊の起点と最大主応力の分布

In silico 圧縮解析で得られた破壊の起点と最大主応力の分布を図 17 に示す。CAD/CAM コンポジットレジン冠を Cem で装着した場合、EB、HC ともに冠の遠心舌側咬頭が破壊の起点になっているのに対し、CX で装着した試験体では、EB、HC ともに図 17 の矢印で示すように冠が破壊する前にセメントが破壊の起点となっていることが確認された。また、EB では、HC に比べてセメントに分布する最大主応力が小さいことが確認された。

3) 微小引張接着試験の結果

① 接着強さ

微小引張接着試験で得られた接着強さを図 18 に示す。EB では、CX を用いた場合と Cem を用いた場合との間で接着強さに有意差は認められず ($p > 0.05$)、また、Cem を用いて HC を接着した場合との間にも有意差が認めら

れなかった ($p > 0.05$). 一方, HC については, CX を用いた場合, 接着強さが Cem の場合と比較して有意に小さくなり ($p < 0.05$), EB における CX の値と比較しても有意に小さかった ($p < 0.05$).

② 破壊様式

微小引張接着試験後の試験片の破壊様式を表 3 に示す. Cem で接着した場合, EB と HC ともに CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間での混合破壊が多く認められた. 一方 CX で接着した場合は, EB では CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間での混合破壊が多く認められたが, HC では CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間での界面破壊が多く認められた.

4. 小括

試作した CAD/CAM コンポジットレジンは, 接着性レジンセメントあるいは従来型ガラスイオノマーセメントのいずれを用いて装着した場合でも乳臼歯の歯冠修復に十分な強度を有していることが分かった. また, 象牙質への接着性に関しては, 試作した CAD/CAM コンポジットレジンでは, 市販の小白歯用の CAD/CAM コンポジットレジンと異なり, 接着性レジンセメントと従来型ガラスイオノマーセメントのいずれでも差が認められなかった. 加えて, 試作した

CAD/CAM コンポジットレジンは、セメントに集中する応力が小さいことが分かった。以上の結果から、試作した CAD/CAM コンポジットレジンで作製した冠の場合は、従来型ガラスイオノマーセメントでの装着が可能であることが示唆された。

V. 考察

本研究では、乳臼歯の歯冠修復に適した、審美性が高く対合歯を摩耗させにくい新規のコンポジットレジン冠の開発を目指した。

1. 物性評価

まず、吸水試験、3点曲げ試験およびビッカース硬さ試験については、JDMAS 245:2017 に定められている永久歯修復用の CAD/CAM コンポジットレジンブロックの基準値を基に比較検討を行った。吸水試験の結果、EB の吸水量は小臼歯用の基準（40 μg 以下）および大臼歯用の基準（32 μg 以下）を満たした。3点曲げ試験の結果、BIIを除く全ての群で、7日間浸漬後に24時間浸漬後と比べて有意に曲げ強さが低下したものの、EB の曲げ強さは小臼歯用の基準（100 MPa 以上）を満たした。過去の研究では、コンポジットレジンを経期間水中に浸漬すると曲げ強さが低下することが報告されている[25]。本研究でも同様に全ての材料で7日間の水中浸漬後に曲げ強さが低下することを確認したことから、材料の吸水量が大きいほど曲げ強さが低下すると言えらる。すなわち、BIIについては、吸水量が被験材料の中で最も少ないために、曲げ強さの低下量が少なくなつたものと考えられる。EB の吸水量は JDMAS の基準を満たしたものの、

例えば吸水量を少なくする代替モノマーが開発できれば、水中浸漬後の EB の曲げ強さをさらに向上できる可能性がある[26]. さらにビッカース硬さについても、EB は小臼歯用および大臼歯用の基準（55 HV0.2 以上）を満たしていた。ビッカース硬さが小さくなるほど対合エナメル質の圧痕が小さくなることが報告されており[27]、同じ荷重条件の下でビッカース硬さを比較した場合に EB がヒト乳臼歯よりも小さな値を示した[28]ことから、EB は乳臼歯の摩耗量を少なくできる可能性がある。

破壊靱性は、材料表面や内部の亀裂が応力集中によって成長し、破壊に至る場合、その破壊に対する抵抗性を表す指標である[29]。破壊靱性試験の結果から、EB は他の群に比べて有意に高い値を示した。ビッカース硬さと弾性係数には正の相関関係があり[30]、弾性係数は物質の剛性に影響を及ぼす[31]ことから、硬さの小さな EB は弾性係数が小さく、剛性が低くなるために、優れた破壊靱性を示したものと考えられる。乳臼歯の冠による修復においては永久歯に比べて歯質の削除量が制限されるため、冠の厚みは薄くなる。今回の結果から、EB は永久歯に比べて冠の厚みが薄くなる乳歯の場合でも適用できる可能性が示唆された。

2. 摩耗特性評価

修復物の組成の違いは、対合エナメル質の摩耗に影響を与える[32]。口腔内の使用を考慮すれば、修復物の摩耗の割合がエナメル質と同等であることが望ましい[33]。これまでにコンポジットレジンと対合乳歯エナメル質の関係を摩耗に着目して検証した研究がいくつか報告されており[34-36]、永久歯用のCAD/CAMコンポジットレジンプロックでは、対合エナメル質の摩耗がセラミックスと比較して小さいという特性がある[37]。そこで、試作したCAD/CAMコンポジットレジンプロックの摩耗試験を行い、対合歯に形成される圧痕の深さを確認することで、摩耗特性を評価した。その結果、EBは十分な耐摩耗性を有していることが示唆された。

過去の研究では、材料が硬くなるにつれて対合エナメル質の圧痕が深くなる傾向にあることが報告されている[27]。本実験においても、EBよりもビッカース硬さが小さいHCの対合エナメル質の圧痕の深さは、EBよりも小さくなった。また、SEMを用いてEBの対合エナメル質に形成された圧痕を観察したところ、滑らかな表面が認められた。コンポジットレジンのフィラーの粒径が大きいと対合の摩耗が大きくなる[38]という報告がある。本研究で用いた被験材料のうち、EBは最もフィラーの粒径が小さいために対合エナメル質の圧痕の深さが浅く、滑らかな表面が観察されたものと考えられる[39]。

日本補綴歯科学会のガイドラインによれば、永久歯の CAD/CAM コンポジットレジン冠では 1.5 mm 以上の咬合面の形成量が推奨されている[40]。乳歯は永久歯よりも歯質の厚みが薄いことを考慮すると、乳臼歯修復のための CAD/CAM コンポジットレジン冠の咬合面における形成量は、1.0 mm (1000 μm) 以下であることが求められる[41]。咬合面の形成量を 1.0 mm (1000 μm) に設定した場合、セメント層の厚みが 50~100 μm [42]であることを考慮すると CAD/CAM コンポジットレジン冠の厚みは 900~950 μm となる。本研究で測定された EB の摩耗量は $43.9 \pm 9.88 \mu\text{m}$ であり、明らかに 900~950 μm よりも小さな値であった。本研究で用いた摩耗試験の条件は、約 2 カ月の臨床使用に相当する[43]が、コンポジットレジン冠においては、長期間の使用で咬合面が摩耗した場合でも補修充填が可能であることも考慮に入れると、EB は十分な耐摩耗性を有しているものと考えられる。

3. 乳臼歯修復用材料としての有用性の評価

つづいて、試作 CAD/CAM コンポジットレジンの乳臼歯修復における有用性を評価するために、EB を用いてコンポジットレジン冠を作製し、*in vitro*あるいは *in silico* での圧縮試験を行った。使用するセメントとしては、CAD/CAM 冠による修復治療において通常用いられるレジンセメントに加えて、従来型 GIC を

選択した。レジンセメントは唾液の混入によりその接着力が顕著に低下することが知られている[44]。一方で、小児患者の治療においては乳臼歯の防湿が困難なケースが多く[45]、レジンセメントを使用しても十分な接着性が得られにくいケースが少なくない。そのため、乳歯冠の装着に用いられる GIC[46, 47]での装着が可能になれば、臨床的に非常に有用である。そこで、レジンセメントと従来型 GIC を用いて装着した CAD/CAM コンポジットレジン冠で圧縮試験を行った。

まず、*In vitro* での圧縮試験を行った結果、EB では、レジンセメントを用いた場合の破断荷重が 1322 ± 194 N であり、また GIC を用いた場合でも破断荷重が 899 ± 425 N となり、成人男性の平均咬合力である 814 N[48]を上回った。このことから、EB で作製したコンポジットレジン冠による乳臼歯修復では、臨床使用上必要な強度が得られるものと考えられる。一方、*in silico* 圧縮解析の結果、GIC で装着した場合、セメントが破壊の起点となることが分かった。EB, HC, Cem, CX ならびに支台築造用コンポジットレジンのうちでは、CX の破壊ひずみが最も小さいためにセメントから破壊が生じたものと考えられる。また、EB と HC の最大主応力の分布を比較すると、EB は HC に比べてセメントに集中する応力が小さくなった。EB と HC の弾性係数の違いが応力集中の分布の違いをもたらしたものと考察される。

元来、市販の CAD/CAM コンポジットレジン冠は GIC と接着しないことから、

CAD/CAM 冠の装着にはレジンセメントの使用が推奨されている[40]。そこで、微小引張接着試験を行って象牙質接着性を評価したところ、EB では、CX を用いた場合と Cem を用いた場合で接着強さに有意差がなく、しかも Cem を用いて HC を接着した場合と差が認められないことが明らかとなった。さらに、接着試験における破壊様式を観察したところ、CX で接着した EB については、Cem で接着した EB や HC の場合と同様にコンポジットレジンブロックとセメント間の混合破壊が多く観察され、圧縮試験後の内面の一部にセメントが残存していることが確認された。GIC はポリカルボン酸とアルミノシリケートガラスから溶出した Ca^{2+} や Al^{3+} などの陽イオンとの間に起こる酸塩基反応で硬化し、イオン結合をはじめとする化学的結合によって歯質や金属と接着することが知られている[49, 50]。本研究で試作した EB には S-PRG フィラーが配合されており、冠内面に露出した S-PRG フィラー表面の Sr^{2+} や Al^{3+} と GIC の液成分であるポリアクリル酸のカルボキシレートイオンとがイオン/配位結合して接着性が得られる可能性がある。接着試験の結果や、先の圧縮試験において GIC で装着した EB の破断荷重 ($899 \pm 425 \text{ N}$) が HC ($772 \pm 172 \text{ N}$) よりも大きくなった事実は、S-PRG フィラーと GIC 間で接着機構が働いていることを示しているものと考えられる。

ところで、S-PRG フィラーは、酸反応性フッ化アルミノシリケートガラスを粉

碎し、表面処理を行い、ガラス表層部に安定なガラスアイオノマー相を形成させたフィラーであり、 F^- 、 Al^{3+} 、 BO_3^{3-} 、 Na^+ 、 SiO_4^{4-} および Sr^{2+} を含むマルチイオンの徐放性を有するフィラーである[51-54]。S-PRG フィラーを含むコンポジットレジンでは、 BO_3^{3-} と F^- の徐放により材料表面で *Streptococcus mutans* の増殖を抑制することが報告されており[55, 56]、また、S-PRG フィラーからの溶出液によって、*S. mutans* の炭水化物代謝に関連するオペロンの下方制御が起こり、その増殖が抑制される [57-59]。これらの作用により、S-PRG フィラーを含むコンポジットレジンの表面ではプラークの付着抑制効果が得られることが知られている [60]。さらに、S-PRG フィラーを含むコンポジットレジンから徐放される F^- がアパタイトの形成を促進し[61]、歯質の耐酸性を向上させることも報告されている。加えて、S-PRG フィラーから徐放される Sr^{2+} がヒドロキシアパタイトの Ca^{2+} に組み込まれ、耐酸性と再石灰化機能を向上させる[62, 63]。近年では、S-PRG フィラーを配合した歯面研磨剤が高いエナメル質の脱灰抑制作用を示すことも明らかとなっている[64]。乳歯は永久歯に比べて石灰化が起こりにくく[65]、う蝕の進行も早い[66]。とくに乳臼歯の隣接面の歯頸部付近は出生後1年以内に形成されるため、石灰化不良が起こりやすく[67]、う蝕に罹患するリスクが高い。S-PRG フィラーを配合したCAD/CAM コンポジットレジン冠で歯冠修復することにより、隣在歯の隣接面エナメル質の脱灰を抑制し、う蝕の予防に働くことが

期待される。試作 CAD/CAM コンポジットレジンのこういった利点について、今後さらに検討を行う予定である。

乳歯はエナメル質が摩耗して咬合面の象牙質が露出しやすい[68, 69]。歯の摩耗量は、エナメル質の強度[70]、エナメル質および象牙質の厚み[71]、咬合力の違い[72]等に依存し、口腔習癖および食習癖も摩耗量に影響を与えることが報告されている[73-76]。本研究によって、試作の CAD/CAM コンポジットレジンが乳臼歯の修復に有用な材料である可能性が示されたが、今後は、実際の患者での臨床試験を行ってその有用性を確認し、臨床応用へと進めたいと考えている。

VI. 結 論

本研究で新規に試作した CAD/CAM コンポジットレジンブロックは、小臼歯の修復用として市販されているコンポジットレジンブロックと同等の曲げ強さを備え、吸水量やビッカース硬さについても臨床応用のための基準を満たすうえ、市販ブロックよりも高い破壊靱性値を示すことが明らかとなった。また、市販 CAD/CAM コンポジットレジンブロックや乳歯冠用ステンレススチールと比較して対合エナメル質の摩耗が少なく、ブロック自体も十分な耐摩耗性を有していることが確認された。さらに、試作ブロックで作製した冠は、GIC による装着が可能であり、乳臼歯の修復用材料として適していることが示唆された。

以上のことから、試作 CAD/CAM コンポジットレジンブロックは、乳臼歯の歯冠修復に有用な審美性材料であることが示された。

VII. 謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の機会を与えていただき、御指導と御高配を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室の今里 聡教授、小児歯科学教室の仲野和彦教授、大川玲奈講師に対し、深甚なる謝意を表します。

また、本研究の遂行にあたり、終始様々な御指導をいただきました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室の山口 哲准教授に心より感謝申し上げます。さらに、本研究を行うに際し多大なる御協力と御助言をいただきました株式会社松風の中塚稔之様、笠場秀人様ならびに New York University College of Dentistry の Dr. Lukasz Witek, Dr. Ernesto Benalcazer Jalkh, Dr. Atria Pablo に厚く御礼申し上げます。そして、ヒト乳臼歯の採取に際し大変なご協力をいただきました増田歯科医院の増田勝彦先生、医療法人クレモト歯科小児歯科の呉本勝章先生に心より感謝申し上げます。

最後に、本研究に終始御理解とご協力をいただきました大阪大学大学院歯学研究科歯科理工学教室ならびに小児歯科学教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます。

VIII. 参 考 文 献

[1] Humphrey WP. Uses of chrome steel in children's dentistry. *Dent Surv.* 1950;26:945-9.

[2] Gimenez T, Bispo BA, Souza DP, Vigano ME, Wanderley MT, Mendes FM, Bönecker M, Braga MM. Does the decline in caries prevalence of latin american and caribbean children continue in the new century? evidence from systematic review with meta-analysis. *PLoS One.* 2016;11:e0164903.

[3] Dye BA, Tan S, Smith V, Lewis BG, Barker LK, Thornton-Evans G, Eke PI, Beltrán-Aguilar ED, Horowitz AM, Li CH. Trends in oral health status: United States, 1988-1994 and 1999-2004. *Vital Health Stat 11.* 2007;1-92.

[4] Shah PV, Lee JY, Wright JT. Clinical success and parental satisfaction with anterior veneered primary stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 2004;26:391-5.

[5] Holsinger DM, Wells MH, Scarbecz M, Donaldson M. Clinical evaluation and parental satisfaction with pediatric zirconia anterior crowns. *Pediatr Dent.* 2016;38:192-7.

[6] Diener V, Polychronis G, Erb J, Zinelis S, Eliades T. Surface, microstructural, and mechanical characterization of prefabricated pediatric zirconia crowns. *Materials*

(Basel). 2019;12.

[7] Bamdadian Z, Pasdar N, Alhavaz A, Ghasemi S, Bijani A. Comparative evaluation of physical and mechanical properties of different brands of primary molar stainless-steel crowns: an *in vitro* study. Open Access Maced J Med Sci. 2019;7:4120-6.

[8] Walia T, Salami AA, Bashiri R, Hamoodi OM, Rashid F. A randomised controlled trial of three aesthetic full-coronal restorations in primary maxillary teeth. Eur J Paediatr Dent. 2014;15:113-8.

[9] Mormann WH. The original of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. Int J Comput Dent. 2004;7:11-24.

[10] Magne P. Composite resins and bonded porcelain: the postamalgam era. J Calif Dent Assoc. 2006;34:135-47.

[11] 新谷 明一, 三浦 賞子, 小泉 寛恭, 疋田 一洋, 峯 篤史. CAD/CAM 冠の現状と将来展望. 日補綴会誌. 2017;9:1-15.

[12] Rosentritt M, Krifka S, Strasser T, Preis V. Fracture force of CAD/CAM resin composite crowns after *in vitro* aging. Clin Oral Investig. 2020;24:2395-401.

[13] Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. Dent Mater. 2016;32:e275-e83.

[14] Imazato S, Kohno T, Tsuboi R, Thongthai P, Xu HHK, Kitagawa H. Cutting-edge

filler technologies to release bio-active components for restorative and preventive dentistry. Dent Mater J. 2020;39:69-79.

[15] CAD/CAM 冠用歯科切削加工用レジン材料 (JDMAS 245:2017) . 日本歯科材料工業協同組合.

[16] Ruse ND, Troczynski T, MacEntee MI, Feduik D. Novel fracture toughness test using a notchless triangular prism (NTP) specimen. J Biomed Mater Res. 1996;31:457-63.

[17] Choi JW, Bae IH, Noh TH, Ju SW, Lee TK, Ahn JS. Wear of primary teeth caused by opposed all-ceramic or stainless steel crowns. J Adv Prosthodont. 2016;8:43-52.

[18] Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear *in vivo* and six laboratory wear methods. Dent Mater. 2012;28:961-73.

[19] Leinfelder KF, Beaudreau RW, Mazer RB. An *in vitro* device for predicting clinical wear. Quintessence Int. 1989;20:755-61.

[20] Choi JW, Song EJ, Shin JH, Jeong TS, Huh JB. In vitro investigation of wear of CAD/CAM polymeric materials against primary teeth. Materials (Basel). 2017;10:1410.

[21] Mete A, Yilimaz Y, Derelilioglu SS. Fracture resistance force of primary molar crowns milled from polymeric computer-aided design/computer-assisted manufactured

resin blocks. Niger J Clin Pract. 2018;21:525-30.

[22] Zhawi HE, Kaizer MR, Chughtai A, Moraes RR, Zhang Y. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. Dent Mater. 2016;32:1352-61.

[23] Karaer O, Yamaguchi S, Nakase Y, Lee C, Imazato S. *In silico* non-linear dynamic analysis reflecting *in vitro* physical properties of CAD/CAM resin composite blocks. J Mech Behav Biomed Mater. 2020;104:103697.

[24] Yamaguchi S, Katsumoto Y, Hayashi K, Aoki M, Kunikata M, Nakase Y, Lee C, Imazato S. Fracture origin and crack propagation of CAD/CAM composite crowns by combining of *in vitro* and *in silico* approaches. J Mech Behav Biomed Mater. 2020 ;112:104083.

[25] 原島 厚, 中 貴弘, 本多 宗暁, 山崎 淳史, 森山 明勲, 倉持 健一, 高橋 洋子, 山賀 谷一郎, 日比野 靖, 中畠 裕. 熱水浸漬による支台築造用コンポジットレジン物の物性変化. 日歯理工会誌. 2004;23:211-19.

[26] Fugolin AP, de Paula AB, Dobson A, Huynh V, Consani R, Ferracane JL, Pfeifer CS. Alternative monomer for BisGMA-free resin composites formulations. Dent Mater. 2020;36:884-92.

[27] Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. A study on the *in-vitro* wear

of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. J Adv

Prosthodont. 2010;2:111-5.

[28] Ikeda H, Nagamatsu Y, Shimizu H. Preparation of silica-poly(methyl methacrylate) composite with a nanoscale dual-network structure and hardness comparable to human enamel. Dent Mater. 2019;35:893-9.

[29] 中嶋 裕, 宮崎 隆, 米山 隆之 編集幹事. スタンダード歯科理工学 第7版
—生体材料と歯科材料—. 学建書院, 東京, 2019, p.33.

[30] Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD. Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. Biomed Res Int. 2018;2018:4893143.

[31] Wang L, D'Alpino PH, Lopes LG, Pereira JC. Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. J Appl Oral Sci. 2003;11:162-7.

[32] de Gee AJ, van Duinen RN, Werner A, Davidson CL. Early and long-term wear of conventional and resin-modified glass ionomers. J Dent Res. 1996;75:1613-9.

[33] Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics *in vitro*. J Dent Res. 1991;70:221-5.

[34] Vann WF, Jr., Barkmeier WW, Mahler DB. Assessing composite resin wear in

primary molars: four-year findings. J Dent Res. 1988;67:876-9.

[35] Villalta P, Rodrigues CR. *In vitro* occlusal wear of restorative materials on primary teeth. J Clin Pediatr Dent. 2005;29:221-4.

[36] da Cunha MR, Puppin-Rontani RM, Ferracane JL, Correr-Sobrinho L. *In vitro* wear evaluation of dental materials in primary teeth. Am J Dent. 2006;19:364-9.

[37] Ruse ND and Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. J Dent Res. 2014;12:1232-34.

[38] Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, Stansbury JW, Cadenaro M, Ferracane JL. Academy of dental materials guidance-resin composites: Part I-mechanical properties. Dent Mater. 2017;33:880-94.

[39] Yamaguchi S, Inoue S, Sakai T, Abe T, Kitagawa H, Imazato S. Multi-scale analysis of the effect of nano-filler particle diameter on the physical properties of CAD/CAM composite resin blocks. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2017;20:714-9.

[40] 保険収載されたハイブリッドレジンでの CAD/CAM 冠の診療指針. 公益社団法人日本補綴歯科学会.

[41] 大川 玲奈, 中瀬 悠太朗, 古々本 一馬, 和唐 薫子, 門田 珠実, 山口 哲, 仲野 和彦, 今里 聡. 新規 GIOMER レジンブロックを用いた乳歯用 CAD/CAM 冠の加工検証 ～白い乳歯冠の開発～. 第 56 回日本小児歯科学会大会. 演題番号

47.

[42] 朝田 文郷, 新谷 明喜, 横塚 繁雄. 接着強さに及ぼす歯科用接着剤被膜厚さの影響. 接着歯学. 1990;8:201-26.

[43] Leinfelder KF, Suzuki S. *In vitro* wear device for determining posterior composite wear. J Am Dent Assoc. 1999;130:1347-53.

[44] 安田 登, 二階堂 徹, 秋本 尚武, 遠山 佳之 編. 接着治療 失敗回避のためのポイント 45 -なぜ付かないのか、なぜ治らないのか-. クインテッセンス出版株式会社, 東京, 2010, p.174.

[45] 中村 孝. 小児歯科におけるガラスアイオノマーの修復. ジーシーサークル. 2011;139:12-5.

[46] 矢尾 和彦, 大光 恵, 神原 修, 近森 槇子, 櫛田 一雄, 稗田 豊治. グラスアイオノマーセメントを用いた段階的修復法 -歯冠修復の立場からみた非協力患児の取り扱い-. 小児歯誌. 1990;28:623-9.

[47] 井出 正道. 既製乳歯冠による歯冠修復 -キッズクラウンを適応した症例-. デンタルマガジン. 2011;136:34-7.

[48] Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 2: relationship to various cephalometric measurements. Angle Orthod, 1995;65:373-7.

- [49]中畠 裕, 西山 典弘, 宮崎 隆, 米山 隆之 編. スタンダード歯科理工学 – 生体材料と歯科材料– 第7版. 学建書院, 東京, 2019, p.255.
- [50] 吉田 靖弘. 接着と合着を再考する – 歯質接着のためのナノ界面分析 –. 日補綴会誌. 2012;4:353-63.
- [51] Imazato S, Kohno T, Tsuboi R, Thongthai P, Xu HH, Kitagawa H. Cutting-edge filler technologies to release bio-active components for restorative and preventive dentistry. *Dent Mater J.* 2020;39:69-79.
- [52] 西尾 政文, 山本 宏治. フッ化アルミノシリケートガラス配合コンポジットレジン of 抗プラーク性. *日歯保存誌.* 2002;45:459-68.
- [53] 本多 忠之, 作 誠太郎, 山本 宏治. S-PRG フィラー配合レジン界面に形成されるフィルム様構造物. *日歯保存誌.* 2004;47:392-402.
- [54] 廣瀬 雅之, 作 誠太郎, 山本 宏治. S-PRG レジン表面に形成されるフィルム様構造物の分析. *日歯保存誌.* 2006;49:309-19.
- [55] Miki S, Kitagawa H, Kitagawa R, Kiba W, Hayashi M, Imazato S. Antibacterial activity of resin composites containing surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler. *Dent Mater.* 2016;32:1095-102.
- [56] Kitagawa H, Miki-Oka S, Mayanagi G, Abiko Y, Takahashi N, Imazato S. Inhibitory effect of resin composite containing S-PRG filler on *Streptococcus mutans* glucose

metabolism. *J Dent.* 2018;70:92-6.

[57] Nomura R, Morita Y, Matayoshi S, Nakano K. Inhibitory effect of surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) eluate against adhesion and colonization by 3 *Streptococcus mutans*. *Sci Rep.* 2018;8:5056.

[58] Busuioc M, Buttaro BA, Piggot PJ. The pdh operon is expressed in a subpopulation of stationary-phase bacteria and is important for survival of sugarstarved *Streptococcus mutans*. *J Bacteriol.* 2010;192:4395-402.

[59] Zeng L, Das S, Burne RA. Utilization of lactose and galactose by *Streptococcus mutans*: transport, toxicity, and carbon catabolite repression. *J Bacteriol.* 2010;192:2434-44.

[60] Saku S, Kotake H, Scougall-Vilchis J R, Ohashi H, Hotta M, Horiuchi S, Hamada K, Asaoka K, Tanaka E, Yamamoto K. Antibacterial activity of composite resin with glass-ionomer filler particles. *Dent Mater J.* 2010;29:193-8.

[61] Ito S, Iijima M, Hashimoto M, Tsukamoto N, Mizoguchi I, Saito T. Effects of surface pre-reacted glass-ionomer fillers on mineral induction by phosphoprotein. *J Dent.* 2011;39:72-9.

[62] Uo M, Wada T, Asakura K. Structural analysis of strontium in human teeth treated with surface pre-reacted glass-ionomer filler eluate by using extended X-ray absorption

fine structure analysis. Dent Mater J. 2017;36:214-21.

[63] 村山 良介, 松吉 佐季, 柴崎 翔, 土屋 賢司, 瀧本 正行, 川本 諒, 黒川 弘康, 宮崎 真至. S-PRG フィラー含有コーティング材のエナメル質脱灰抑制効果に関する OCT による検討. 日歯保存誌. 2014;57:578-88.

[64] Amaechi BT, Kasundra H, Joshi D, Abdollahi A, Azees PAA, Okoye LO.

Effectiveness of S-PRG filler-containing toothpaste in inhibiting demineralization of human tooth surface. Open Dent J. 2018;12:811-19.

[65] Mortimer KV. The relationship of deciduous enamel structure to dental disease. Caries Res. 1970;4:206-23.

[66] 高木 興氏, 田浦 勝彦, 高橋 紀子, 島田 義弘. 低年齢児における乳臼歯隣接面齲蝕の発生と進行について. 口腔衛会誌. 1996;36:594-600.

[67] 大嶋 隆 編. 小児歯科治療 シンプルなベストを求めて. 大阪大学出版会, 大阪. 2009, p.85.

[68] Seligman DA, Pullinger AG, Solberg WK. The prevalence of dental attrition and its association with factors of age, gender, occlusion, and TMJ symptomatology. J Dent Res. 1988;67:1323-33.

[69] Madlena M, Keszthelyi G, Alberth M, Nagy A. The attrition of deciduous teeth. Fogorv Sz. 1989;82:273-6.

- [70] Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent.* 2000;28:589-94.
- [71] Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. report of a workshop. *J Dent.* 1996;24:141-8.
- [72] Proffit WR, Fields HW. Occlusal forces in normal- and long-face children. *J Dent Res.* 1983;62:571-4.
- [73] Johansson A, Kiliaridis S, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res.* 1993;101:398-406.
- [74] Johansson A, Haraldson T, Omar R, Kiliaridis S, Carlsson GE. An investigation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res.* 1993;101:407-15.
- [75] Ghazal M, Hedderich J, Kern M. Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composites and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists. *Eur J Oral Sci.* 2008;116:585-92.
- [76] Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent.* 2008;36:1048-53.

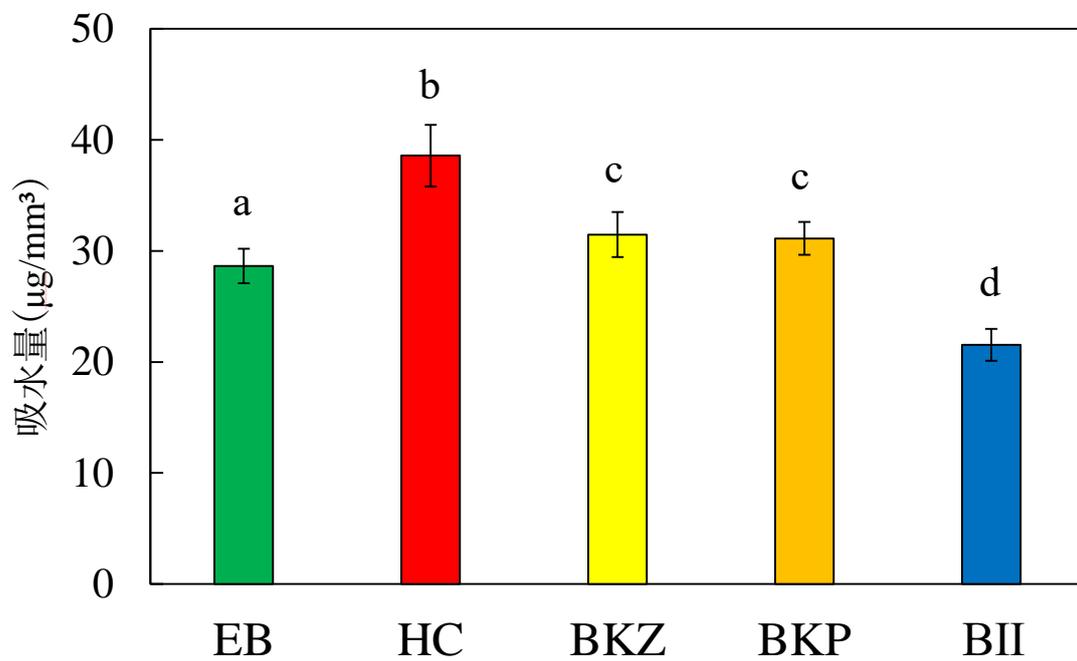
IX. 図 表

表 1 各被験材料の組成

製品名	略号	モノマー	ファイラー	ファイラー 平均粒径 (µm)	ファイラー 含有率 (wt%/vol%)
試作ブロック	EB	Bis-GMA, Bis-MPEPP, TEGDMA	S-PRG ファイラー, 多機能性ガラスファイラー, 超微粒子ファイラー	0.4	63.4/41.7
松風ブロック HC	HC	UDMA, TEGDMA	シリカ粉末, ジリコニウムシリケート, 微粒子ケイ酸	2~15 1~10 0.01~0.04	68.0/52.0
ビューテイル キッズゼロフロー	BKZ	Bis-GMA, TEGDMA	S-PRG ファイラー, 多機能性ガラスファイラー, 超微粒子ファイラー	0.8	67.3/43.7
ビューテイル キッズペースト	BKP	Bis-GMA, TEGDMA, UDA	S-PRG ファイラー, 多機能性ガラスファイラー, 有機無機複合ファイラー 超微粒子ファイラー	0.8 (無機ファイラー) 25 (有機無機複合ファイラー)	82.6/69.3
ビューテイルII	BII	Bis-GMA, TEGDMA, UDA	S-PRG ファイラー, 多機能性ガラスファイラー, 超微粒子ファイラー	0.8	83.3/67.7

Bis-GMA: Bisphenol A glycidyl methacrylate, Bis-MPEPP: 2, 2'-Bis (4-methacryloxy polyethoxyphenyl) propane

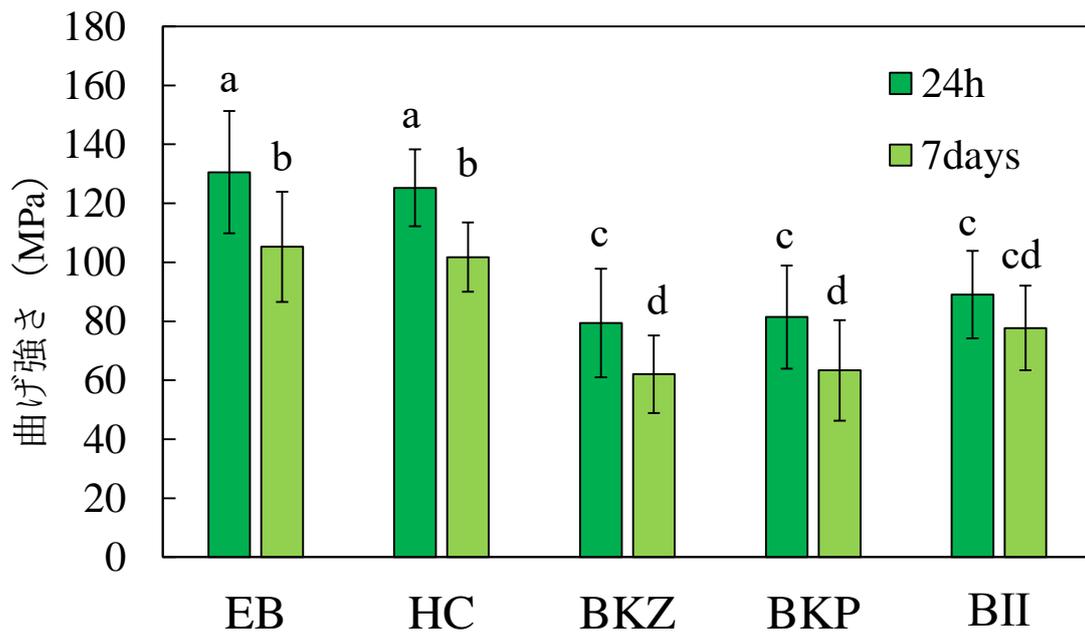
TEGDMA: Triethylene Glycol Dimethacrylate, UDMA: Urethane dimethacrylate, UDA: Urethane diacrylate



One-way ANOVA, Dunnett T3 test ($\alpha=0.05$)

同一文字間に有意差認めず

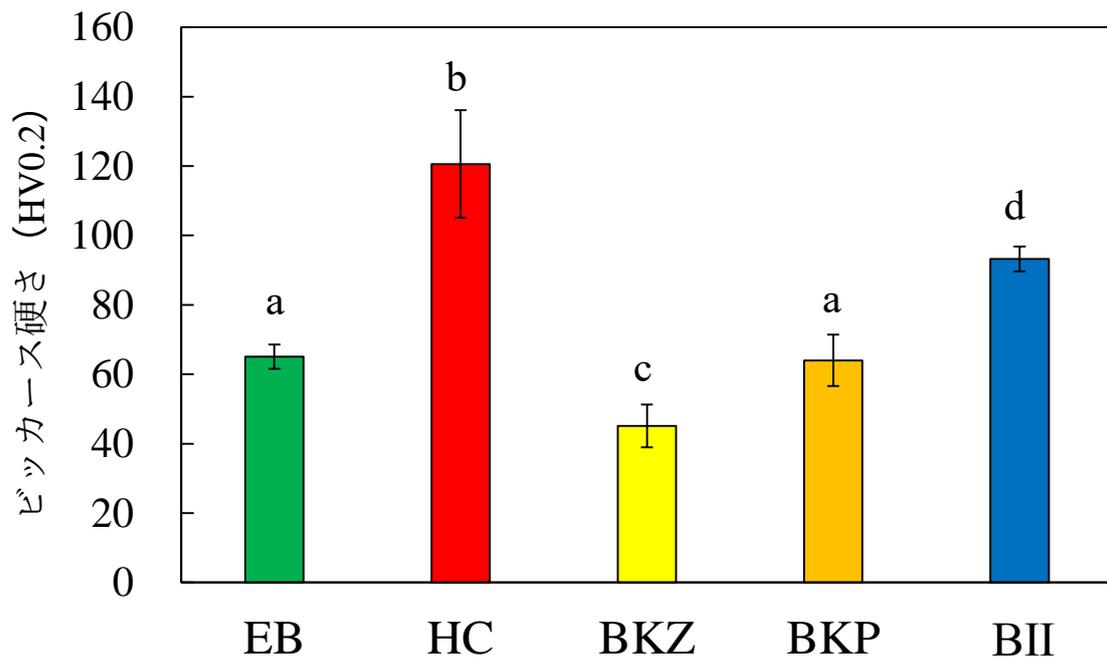
図1 7日間水中浸漬後の吸水量



Two-way ANOVA, Bonferroni test ($\alpha=0.05$)

同一文字間に有意差認めず

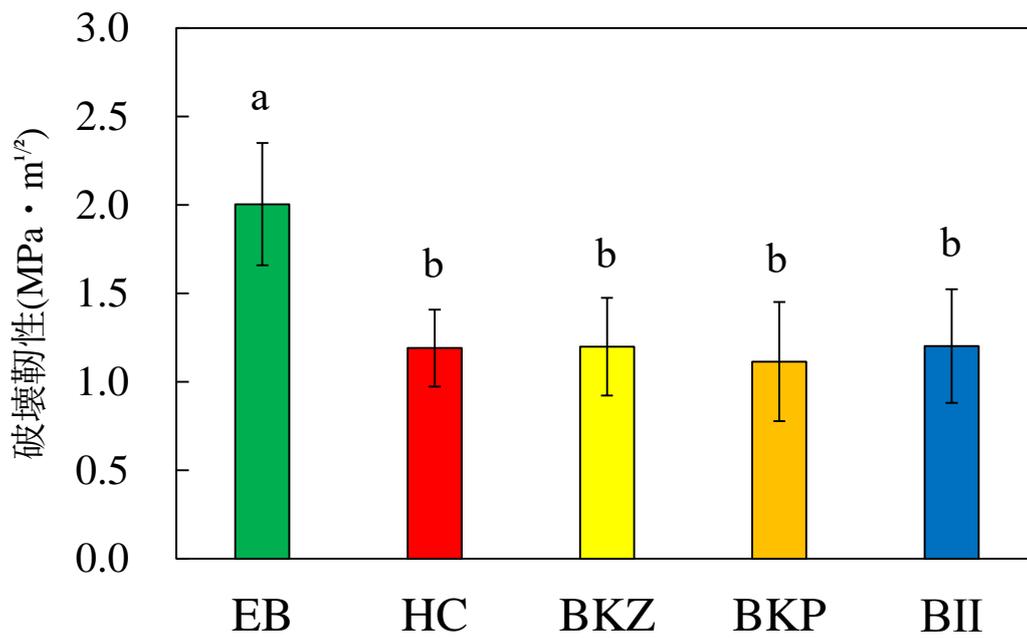
図2 24時間および7日間水中浸漬後の曲げ強さ



One-way ANOVA, Dunnett T3 test ($\alpha=0.05$)

同一文字間に有意差認めず

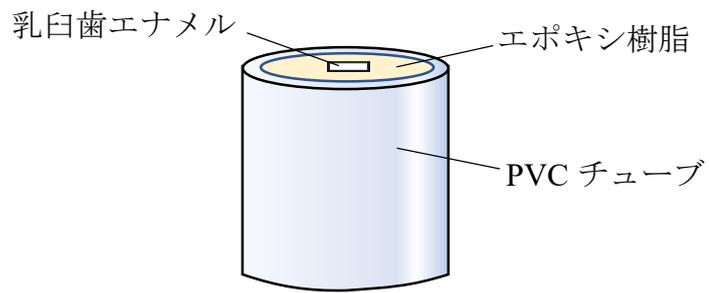
図3 7日間水中浸漬後のビッカース硬さ



One-way ANOVA, Tukey HSD test ($\alpha=0.05$)

同一文字間に有意差認めず

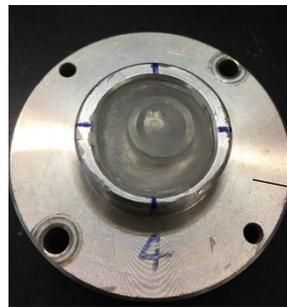
図 4 7日間水中浸漬後の破壊靱性



(a)

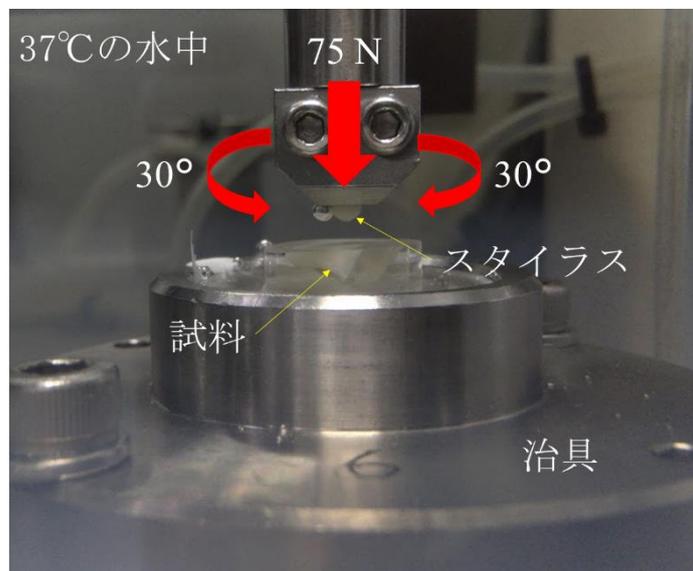


(b)



(c)

摩耗試験機



(d)

図5 摩耗試験のセッティング

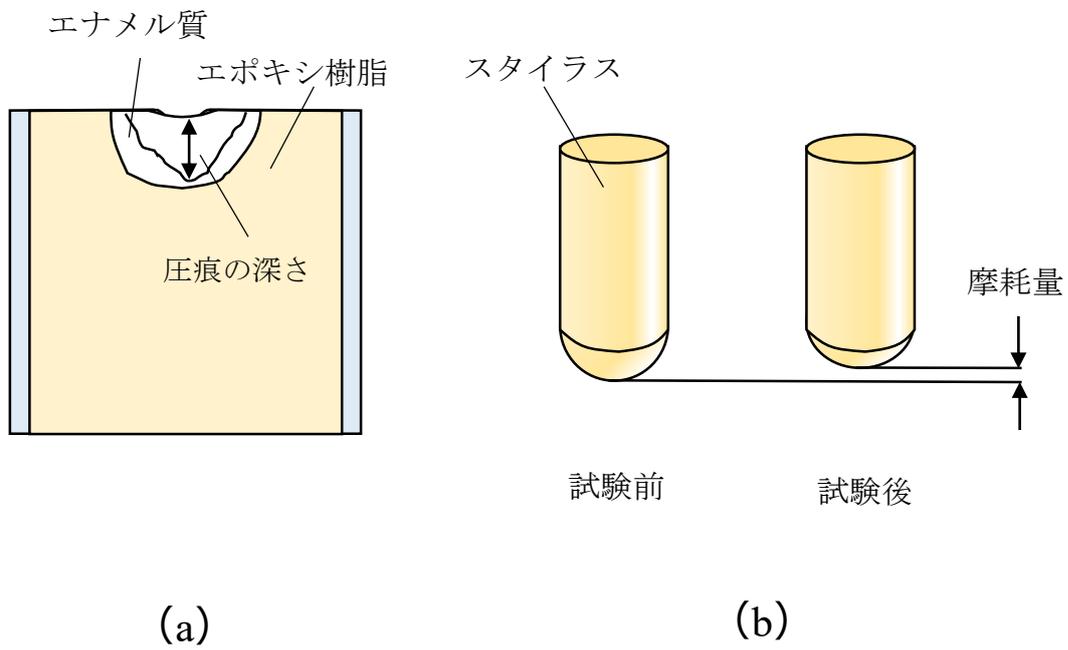
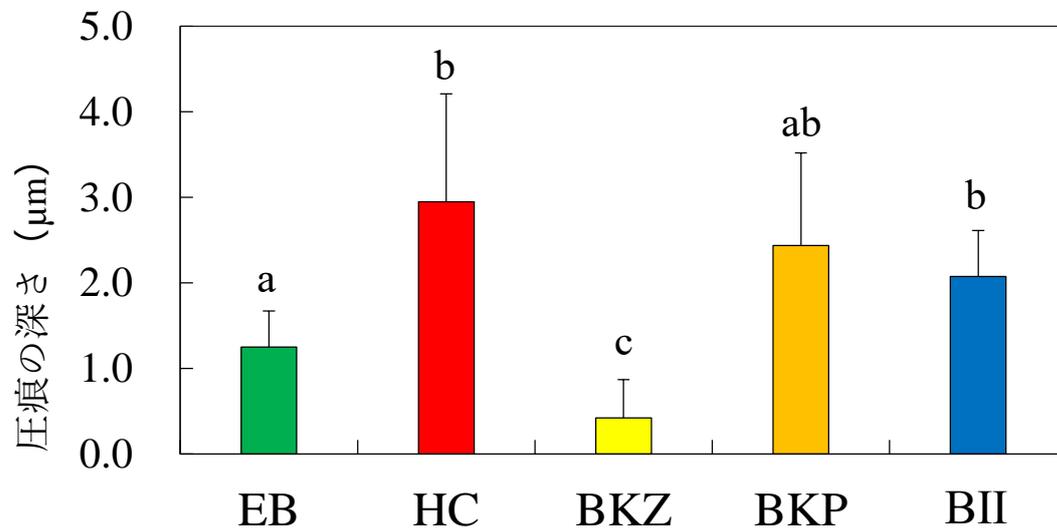


図6 摩耗試験後の試料の測定



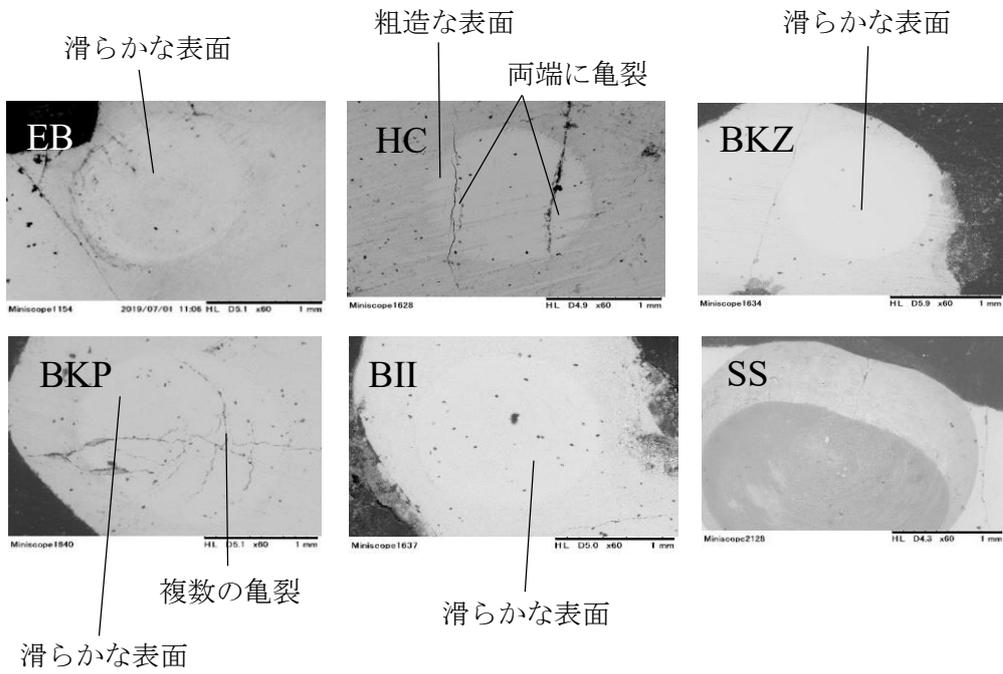
One-way ANOVA, Dunnett T3 test ($\alpha=0.05$)

同一文字間に有意差認めず

SSについては測定可能範囲（800μm）を超過したためグラフに表示していない

図7 対合エナメル質の圧痕の深さ

(a)



(b) 無数の亀裂

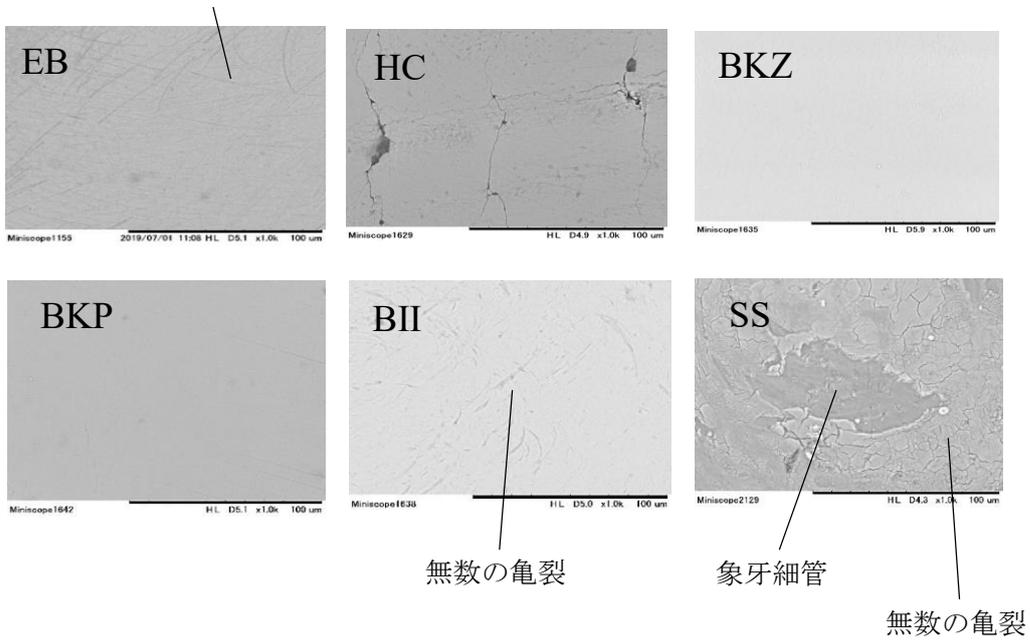


図8 対合エナメル質のSEM像

(a) ×60 観察像, (b) ×1000 観察像

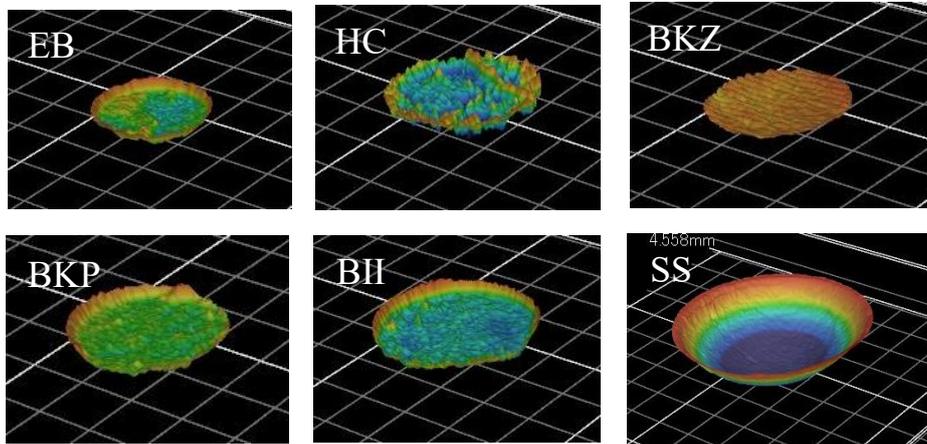


図9 対合エナメル質の3D マイクロスコープ像

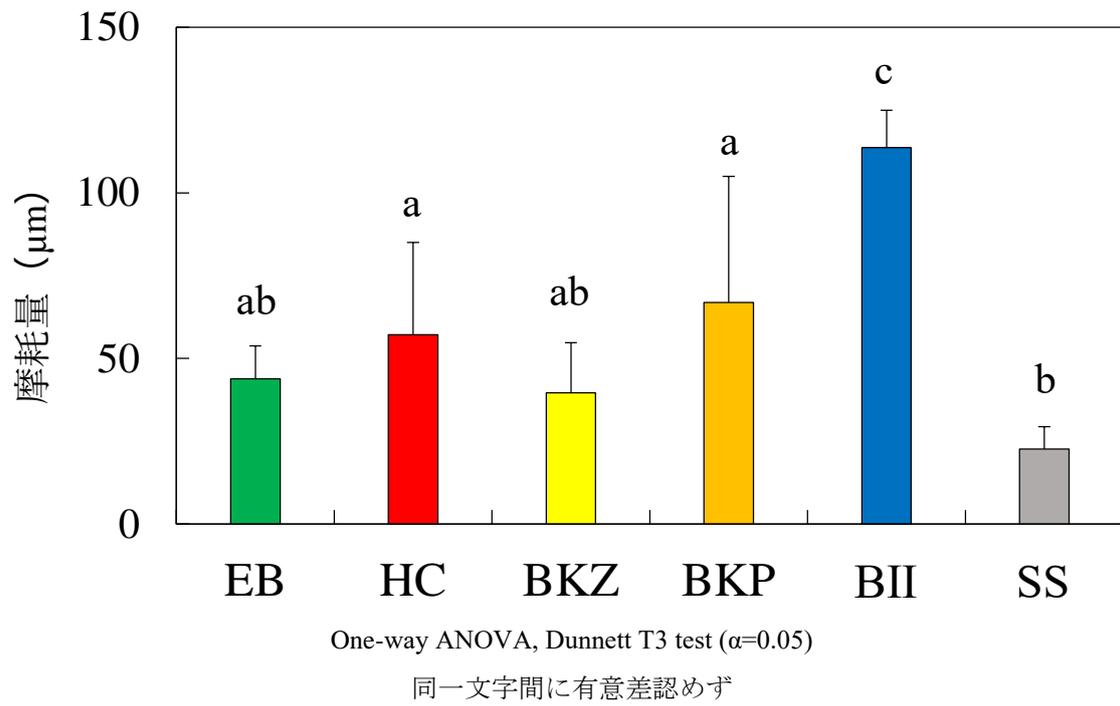


図 10 スタイラスの摩耗量

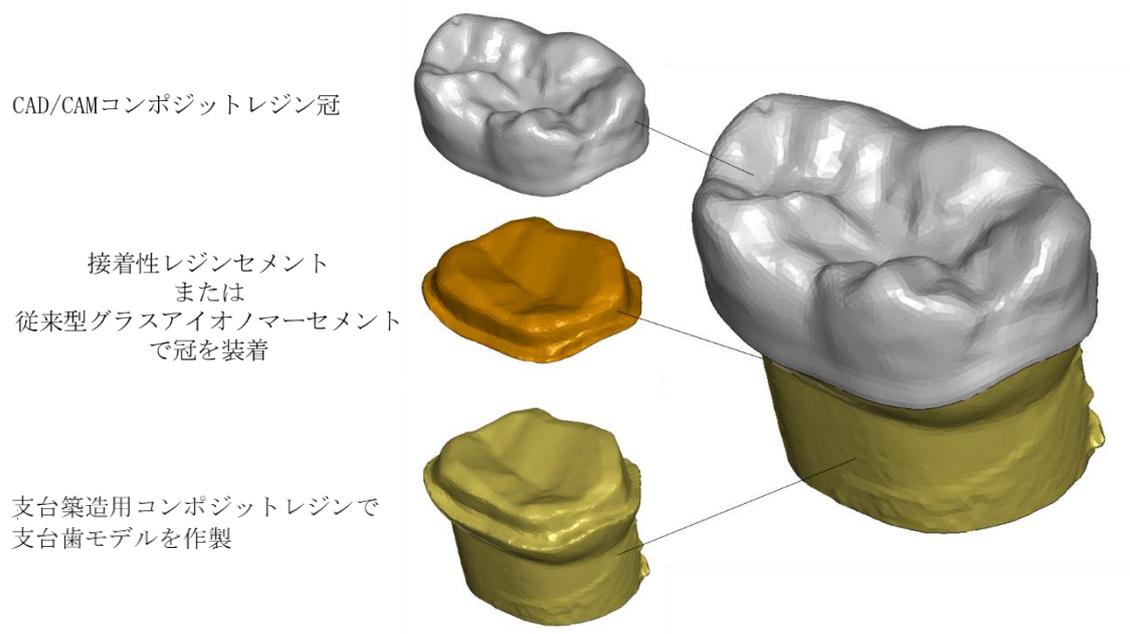


図 11 CAD/CAM コンポジットレジン冠の支台歯への装着

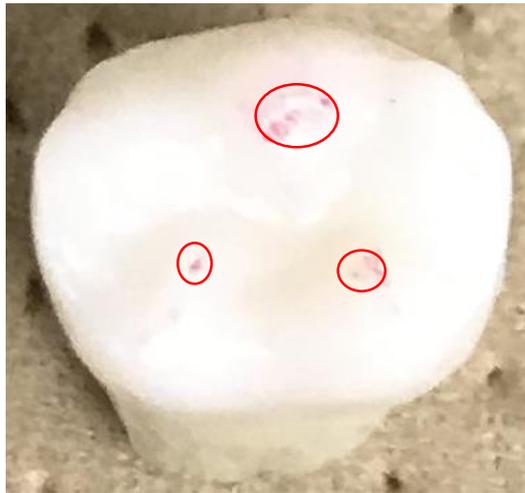


図 12 圧縮試験における CAD/CAM コンポジットレジン冠
に対するスタイラスの接触点

表 2 各被験材料の弾性率，密度および破壊ひずみ

	弾性係数 (MPa)	密度 (g/cm ³)	破壊ひずみ
EB	5200	1.88	0.014
HC	6800	1.64	0.022
Cem	2500	1.84	0.026
CX	4000	2.26	0.003
支台築造用 コンポジットレジン*	2800	2.21	0.022

*ビューティコアフローペースト

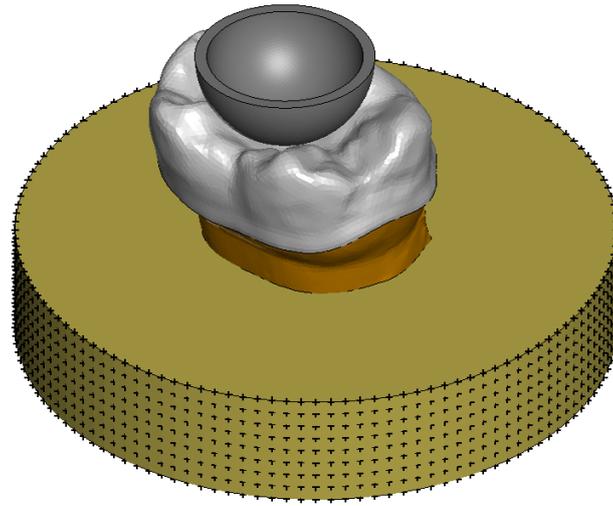


図 13 STL ファイルをもとに作製したコンポジットレジン冠の

CAD モデル

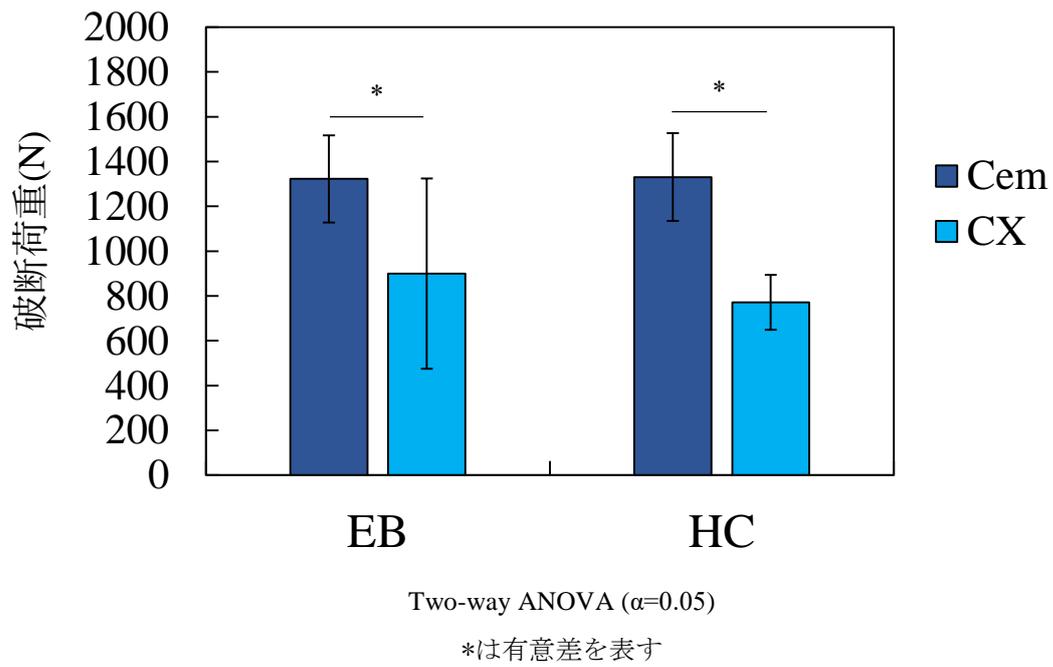


図 14 各被験材料の破断荷重

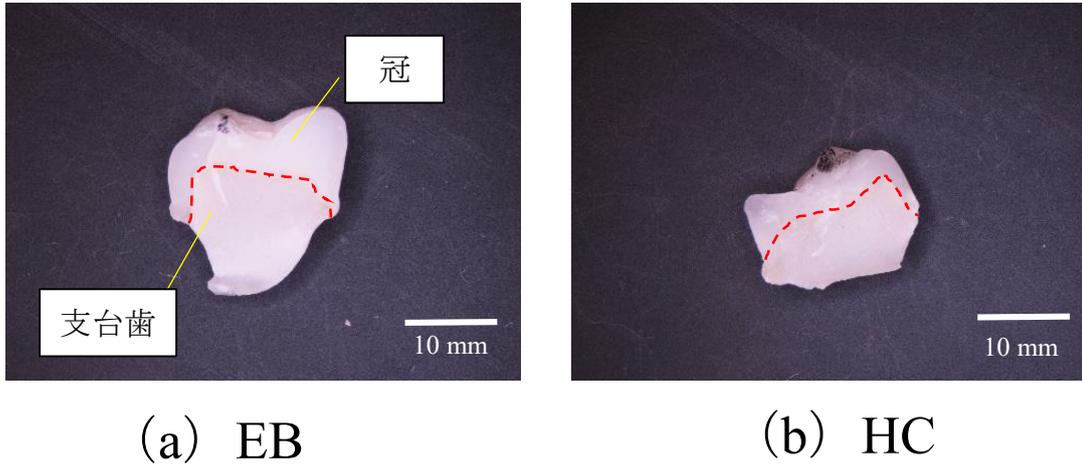


図 15 Cem で装着した CAD/CAM コンポジットレジン冠の
圧縮試験後の状態

(a), (b) とともに冠と支台歯が接着したまま破断している

点線は冠と支台歯の境界を示す

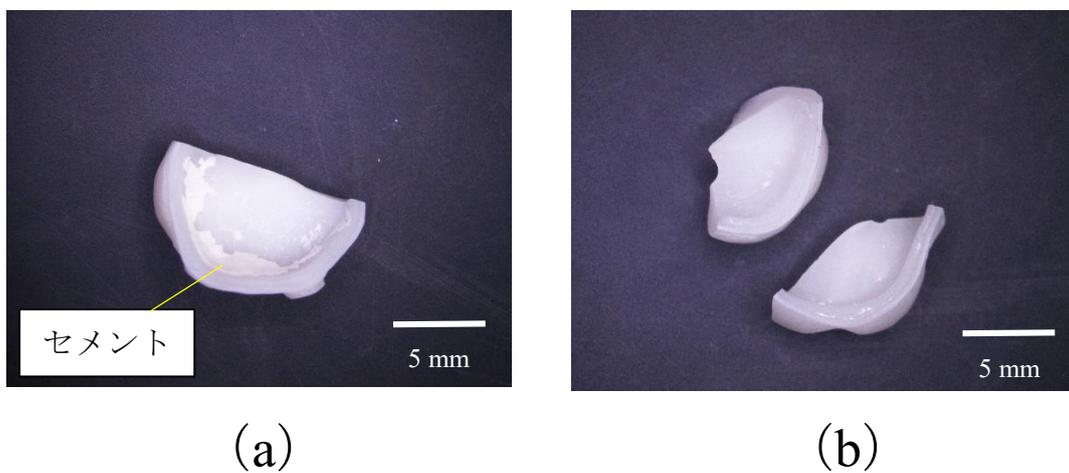


図 16 CX で装着した CAD/CAM コンポジットレジン冠の

圧縮試験後の内面

- (a) EB : 一部にセメントが残存している
- (b) HC : セメントの残存は認められない

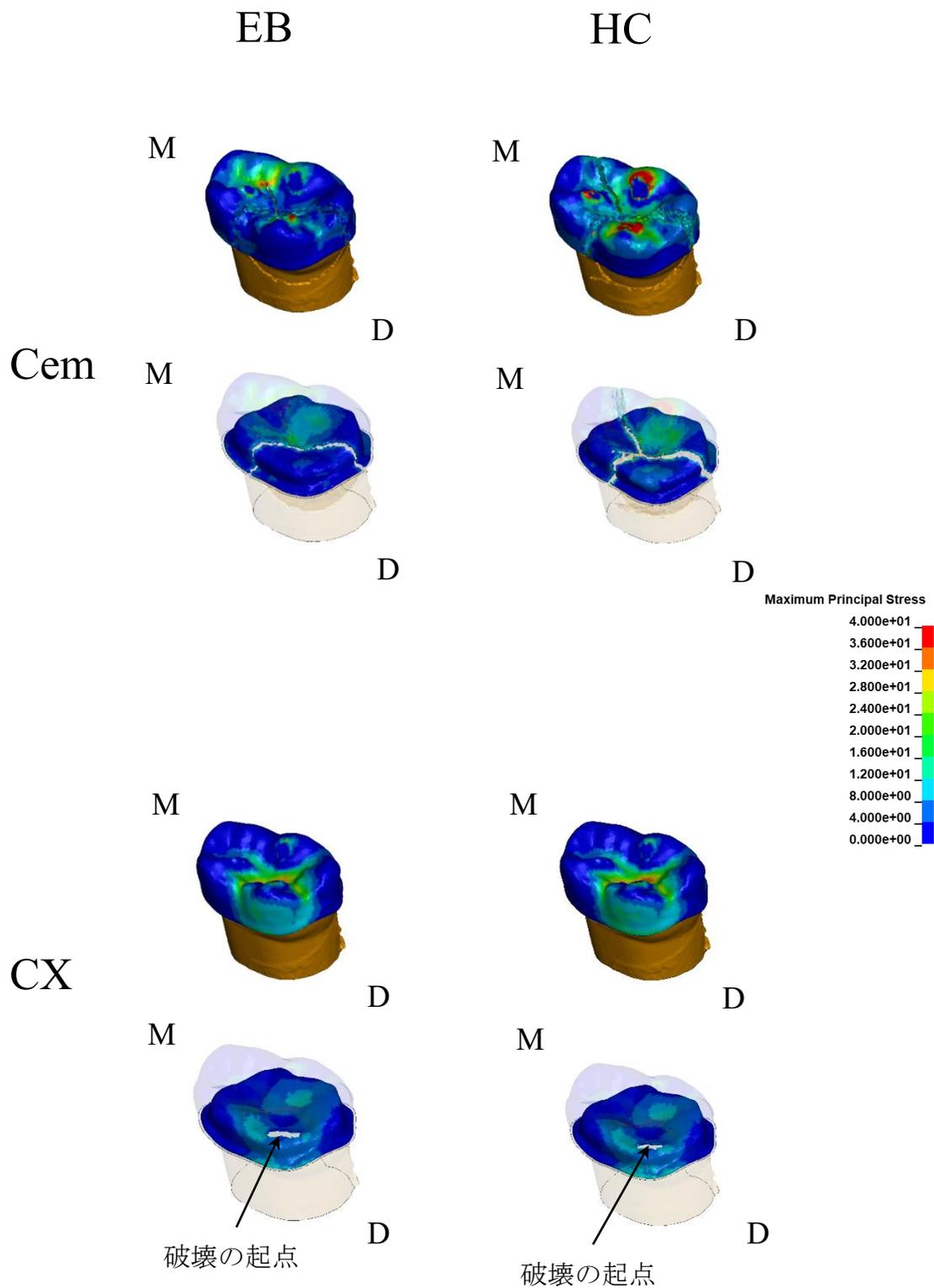
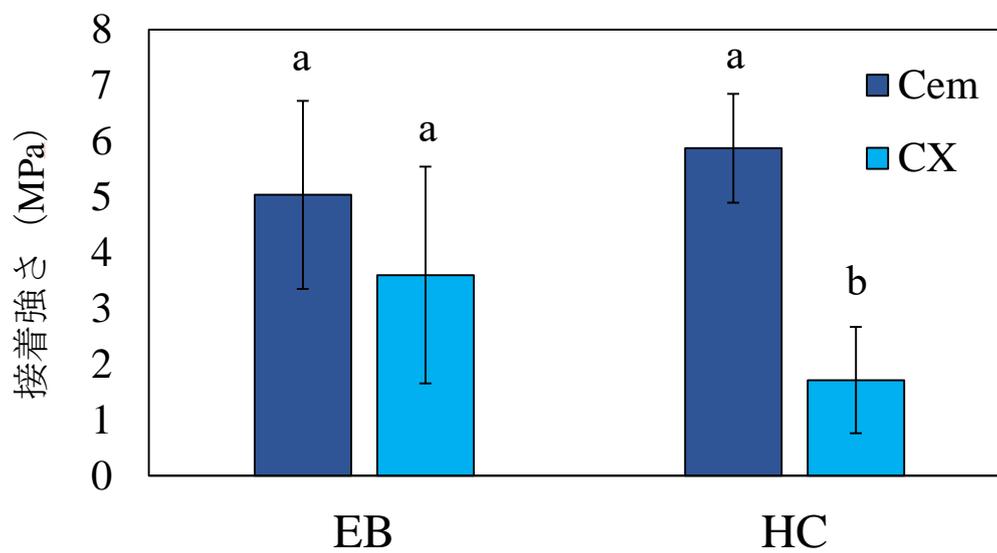


図 17 各被験材料のセメント別の破壊の様子と最大主応力分布

M: Mesial (近心), D: Distal (遠心)



One-way ANOVA, Tukey HSD test ($\alpha=0.05$)
 同一文字間に有意差認めず

図 18 各被験材料の接着強さ

表 3 各接着体の破壊様式

	Cem [CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間の界面破壊/ CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間の混合破壊]	CX [CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間の界面破壊/ CAD/CAM コンポジットレジンブロックとセメント間の混合破壊]
EB	[3/7]	[2/8]
HC	[3/7]	[7/3]

各被験材料の破壊様式を表に示す。各群につき n = 10