

Title	マイクロフォーカスX線CTを用いた歯冠補綴装置の三次元的適合評価法の開発
Author(s)	岡, 雄造
Citation	大阪大学, 2015, 博士論文
Version Type	VoR
URL	<a href="https://doi.org/10.18910/52358">https://doi.org/10.18910/52358</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

マイクロフォーカス X 線 CT を用いた  
歯冠補綴装置の三次元的適合評価法の開発

大阪大学大学院歯学研究科

統合機能口腔科学専攻

クラウンブリッジ補綴学分野

岡 雄造

## 緒言

近年、歯冠修復装置や歯冠補綴装置にセラミック材料が多く用いられるようになってきた。その背景には、金属材料を用いないことで審美性を得やすいこと、さらには、セラミック材料の機械的性質の向上や接着操作技術の発展により安定した臨床成績が得られるようになったことがある [1,2]。また、ジルコニアなどのセラミック材料の普及に関しては、歯科用 Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) 技術の進歩も大きな役割を担ったと言える。歯冠補綴治療に用いる CAD/CAM 技術とは、補綴装置をコンピュータ上で設計し、それをセラミックブロックから切削加工することで製作する技術であり、多くの工程がコンピュータ制御された機器により行われる。

現在、歯科で使用されているジルコニアの大部分はイットリア系部分安定化ジルコニア (Y-TZP) である。Y-TZP は、従来から使用されているガラス含浸セラミックスやアルミナと比較して、高い強度や靱性を有するセラミック材料であり、その曲げ強度は 900-1400 MPa である [3,4]。さらに、Y-TZP の半焼結体は、1,300 °C 以上の高温で完全焼結することで 20% 以上の体積収縮が生じることから、手作業による技工操作では寸法補正が困難であった。このため、これまで Y-TZP は歯冠補綴装置の材料としては使用されてこなかったが、近年

の歯科領域への CAD/CAM 技術の導入によって、寸法変化の補正が容易になったことから、優れた歯冠補綴装置用材料として用いられるようになった [5,6].

補綴歯科治療において、歯冠補綴装置の支台歯への良好な適合は、優れた長期予後につながる事が知られている [7]. 補綴装置の適合性が不十分であると、マージン部の変色、合着用セメントの溶解、プラークの付着による二次齲蝕、歯周病などの原因となる [8-11]. このような背景から、補綴装置の支台歯への適合性を評価する手法について様々な研究が行われてきた。最も多く行われてきたのは、補綴装置と支台歯のマージン部の間隙量を顕微鏡により直接的に計測する方法である [12,13]. また、歯冠補綴装置-支台歯間の内部間隙量 [14]や、破折荷重と内部間隙量の関係性 [15-18] に着目した研究もなされてきた。具体的には、支台歯に歯冠補綴装置を合着した試料から薄切切片を作製し、合着用セメントの厚みを適合性として評価する方法 [19-22], 歯冠補綴装置-支台歯間の間隙をシリコーンゴム適合試験材にて複製し (シリコーンレプリカ法), レプリカの薄切切片から間隙量を計測する方法も報告されている [23,24]. シリコーンレプリカ法は内部間隙を評価できる適合試験法の一つであり、その大きな特徴は試料の破壊を伴わないという点にある [25,26]. しかし、これら既存の手法には、補綴装置の支台歯への適合性を一次元的あるいは二次元的にしか計測できないという問題点があった。補綴装置は製作過程において三次元的で複雑な

寸法変化が生じるものであり [5,6,27,28], その適合性の評価を一次的, 二次元的に行うことは不適切である.

このような問題点を解決する方法として, 近年では, シリコンレプリカ法を改良し, 補綴装置の適合性を三次元的に評価する試みがわずかではあるが報告されている [29]. Moldovan ら [30]は, 光学システムにてデジタル化したレプリカの光度解析を行うことで, レプリカの厚みを間隙量として評価するという手法を報告している. しかし, この方法では, 光学スキャンの際にアーチファクトが発生し, 補綴装置全体の適合性評価が困難であることや, 非常に薄いレプリカのみを取り出して観察するため歪みが生じてしまうという問題点があった. 一方, Schaefer ら [31]は, 支台歯表面と補綴装置内面の形態を光学的に読み込み, 平均距離が最も短くなる位置をコンピュータ上で自動的に決定することで適合性を評価する手法を開発している. しかしながら, この方法はあくまでデジタル画像上で適合性を推測したに過ぎず, 評価法の正確性についての検討もなされていない. さらに Wakabayashi ら [32]は, ガラス含浸セラミックスを使用したオールセラミッククラウン内部の間隙量について, Micro-Computed Tomography ( $\mu$ CT) を用いた三次元的な評価を行った. しかし本手法では, すべての CT スライス像について, 支台歯と歯冠補綴装置の間隙を手作業で識別する必要があり, 分析が非常に煩雑であった. さらに, ガラス

セラミックスなど X 線透過性の高い材料については、補綴装置内部の間隙を鮮明に描写することが可能であるが、フルジルコニアクラウンなど X 線透過性の低い材料を使用した歯冠補綴装置では、アーチファクトによって正確な評価が困難であった。

そこで著者は、シリコーンレプリカ法に使用する適合試験材に造影剤となる粉末を混合して、X 線造影性を付与することにより、ジルコニアに代表される X 線透過性の低い歯冠補綴装置であっても、その適合性を三次元的に非破壊かつ簡便に評価する方法を着想した。本研究の目的は、歯冠補綴装置の新規適合試験法を開発することを最終目標として、シリコーンレプリカ法に用いる適合試験材への X 線造影性付与に適した X 線造影剤を選択すること、ならびに作製した適合試験材を用いて歯冠補綴装置-支台歯間の適合性を  $\mu$ CT で非破壊的かつ三次元的に評価することである。

## 材料と方法

### 1. 造影性を有する適合試験材の試作

市販の適合試験材（ファインチェッカー，松風）のベースおよびキャタリス

トに、アルミナ (AO802, アドマテックス, 粒径: 0.7  $\mu\text{m}$ ), ジルコニア (SPZ, 第一希元素化学, 粒径: 1.5-2.5  $\mu\text{m}$ ), バリウムガラス (粒径: 1.0  $\mu\text{m}$  または 2.0  $\mu\text{m}$ ) の 4 種類の粉末 (表 1) をそれぞれ混合して適合試験材を試作した。その際、予備研究結果に基づいてベースとキャタリストそれぞれ 50 g に、12.5 g (20 wt%) あるいは 21.43 g (30 wt%) の各粉末試料を混合することで、計 8 種類の適合試験材を試作した (表 2)。走査型電子顕微鏡 (SEM) (JSM-6390, JEOL) を用いて撮影した各粉末試料の写真を図 1 に示す。ファインチェッカーと各粉末の混合は、真空脱泡攪拌装置 (あわとり練太郎, シンキー) を用いて攪拌 2 分、真空脱泡攪拌 1 分にて行った。

## 2. 試作適合試験材内における粉末分散性の検討

試作適合試験材のベース、キャタリストをそれぞれ 1.0 g ずつ紙練板に取り、20 秒間練和した。その後、練和物を内径 6.2 mm、高さ 17 mm の金型に填入し、5 分間硬化させた。取り出した硬化体を高さ 2.0 mm の円柱となるように外科用メス (DISPOSABLE SCALPEL, FEATHER) で成形することで、SEM 観察用の試料とした。硬化体には真空蒸着装置 (IC50, 島津製作所) を用いて 2 分間の金蒸着を施し、SEM によって加速電圧 15 kV で観察した。また、試作適合試験

材の密度を測定することを目的として、ベースとキャタリストを2.5 gずつ紙練板に取り、20秒間練和後、練和物を容量2.4 mlの容器内に満たし5分間硬化させた。その後、取り出した硬化体の質量を電子天秤（ML104 Analytical Balance, Greifensee）で測定することで、各試作適合試験材の密度を算出した。各試作適合試験材ともに5つの試料を作製し、同様に密度の測定を行った。

### 3. 試作適合試験材の機械的性質に関する検討

試作適合試験材の機械的性質を検討することを目的として、試料の稠度、および硬化体の弾性率を測定した。試作適合試験材の稠度測定は、ISO 4823:2000 (Dentistry-Elastomeric impression materials) に準じて行った。まず、試作適合試験材のベースとキャタリストを 2.0 g ずつ取り、紙練板上で 20 秒間練和した。練和終了後、ガラス板 (6.0 cm×7.5 cm×0.30 cm) 上に静置したポリエチレンフィルム (6.0 cm×6.0 cm) の中心に、容量 2.5 ml のシリンジを用いて練和物 0.50 ml を押し出した。その後、練和物の上にガラス板 (6.0 cm×6.0 cm×0.30 cm) を載せ、練和開始 45 秒後から 5 秒間、重りを用いて練和物に 14.7 N の荷重を加えた。重りを取り除いた後 15 分間静置し、電子ノギス（デジマチックキャリパ、ミットヨ）を用いて試作材料ディスクの最長径および最短径の平



均値を測定し、試作適合試験材の稠度とした。各適合試験材について 5 回ずつ同様に稠度を測定した。

次に、硬化させた試作適合試験材の縦弾性率を測定することを目的として試料を作製した。まず、ベース、キャタリストをそれぞれ 1.0 g ずつ紙練板に取り、20 秒間練和後した。その後、練和物を内径 6.2 mm、高さ 17 mm の金型に填入し、5 分間硬化させ、外科用メスで成形することで高さ 4.0 mm の円柱形のブロックを作製した。小型万能試験機 (EZ test EZ-S, 島津製作所) を用いて、各ブロックを高さ方向に 1.0 mm 圧縮変形させるために必要な荷重を測定することで、各試作適合試験材のヤング率を算出した。各試作適合試験材ともに 4 つの試料を作製し、同様にヤング率の測定を行った。

#### 4. 試作適合試験材の $\mu$ CT 観察, ならびに X 線吸収値の測定

試作適合試験材の X 線造影性について検討することを目的として、 $\mu$ CT による観察を行った。 $\mu$ CT 観察用試料は、「3. 試作適合試験材の機械的性質に関する検討」で用いた縦弾性率測定用試料と同様のものを用意した。作製したブロックは、 $\mu$ CT (R\_mCT2, リガク) にて管電圧 90 kV, 管電流 160  $\mu$ A, 撮影視野 20 mm, 解像度 40  $\mu$ m の条件で撮影した。その後、各試作適合試験材の

DICOM 形式のデータをボリュームレンダリングソフトウェア (VG studio Max 2.0, VOLUME GRAPHICS ; 以下 VG studio) に読み込み, 撮影した  $\mu$ CT スライス画像を観察した.

試作適合試験材の X 線吸収値を測定することを目的として, まず, 200 mgHA/cm<sup>3</sup> から 800 mgHA/cm<sup>3</sup> のファントムを管電圧 90 kV, 管電流 160  $\mu$ A, 撮影視野 60 mm で撮影し, その DICOM データを VG studio に読み込んだ. 各ファントムの X 線吸収値と VG studio 上の輝度のピークから, X 線吸収値と輝度の関係性を示す検量線を作成した. その後, 各試作適合試験材の VG studio 上における輝度を測定し, 作成した検量線を用いることで, それぞれの X 線吸収値を算出した. 各試作適合試験材ともに 4 つの試料を作製し, 同様の方法で X 線吸収値の測定を行った. なお, 1 mgHA/cm<sup>3</sup> の X 線吸収値とは, 1 mg/cm<sup>3</sup> のハイドロキシアパタイト (HA) が示す X 線不透過性を意味する.

## 5. 各試作適合試験材を用いたシリコーンレプリカの作製

上顎左側第一小臼歯のエポキシ模型にオールセラミッククラウン製作に適した支台歯形成を施した. 咬合面の削除量は約 1.5 mm, マージン形態は深さ約 0.8 mm のラウンデッドショルダーとし, また, テーパーは約 8° とした. つづ

いて、形成した支台歯を CAD ソフト (D810 ver.2012, 3 shape) にて読み込み、支台歯模型を純チタンで複製した。次に、支台歯の CAD データをもとにセメントスペースを 50  $\mu\text{m}$  に設定したジルコニアクラウンを CAM システム (DENTMILL ver. 2013, DELCAM) とミリングマシン (HSC MACHINES, Roeders) を用いて、ジルコニアディスク (Zenotec Zr Bridge, Wieland Dental) から削り出した (図 2)。

各適合試験材を用いて補綴装置の適合性が正確に評価できるかを検討することを目的として、製作したジルコニアクラウンを用いて歯冠補綴装置-支台歯間のシリコーンレプリカを作製した。まず、各試作試験材料のベースとキャタリストをそれぞれ 0.5 g ずつ紙練板に取り、20 秒間練和した。次に、練和物をクラウン内面に填入した後、支台歯に装着し、練和開始 45 秒後から 5 分後までの間、小型万能試験機 (EZ test EZ-S) を用いて咬合面から歯軸方向に即時重合レジン (パターンレジン, ジーシー) で作製したジグを使用して 50 N の荷重をかけた。その後、余剰な適合試験材とクラウンを撤去し、歯冠補綴装置-支台歯間のシリコーンレプリカを得た。作製したシリコーンレプリカの質量を電子天秤にて測定し、実験 2 で測定した密度から各シリコーンレプリカの体積を算出した。

## 6. 造影性を有するシリコーンレプリカの $\mu$ CTによる三次元解析

造影性を付与した適合試験材で作製したシリコーンレプリカを用いて歯冠補綴装置-支台歯間の間隙量が評価できるかを検討することを目的として、「5. 各試作適合試験材を用いたシリコーンレプリカの作製」で作製したシリコーンレプリカの内面をシリコーンゴム印象材（ジルデフィット，松風）にて補強した後（図3）， $\mu$ CTによる観察を行った．Zr-20 および Ba2-20 を用いて作製したシリコーンレプリカを管電圧 90 kV，管電流 160  $\mu$ A，撮影視野 10 mm，解像度 20  $\mu$ m の条件で $\mu$ CT撮影し，得られた DICOM データを VG-studio に読み込んだ．その後，VG-studio 上で三次元描出されるシリコーンレプリカの体積（仮想体積）が，実体積と同値となる X 線吸収値（X 線吸収閾値）を測定した．また，同様の撮影条件でシリコーンレプリカ法に用いるサポート材（ジルデフィット，松風）が VG-studio で検出できる X 線吸収閾値の上限を測定した．次いで，X 線吸収閾値における仮想体積と実体積に差がないことを確認した後，X 線吸収閾値における Zr-20 と Ba2-20 の CT スライス像をそれぞれ観察した．さらに，Zr-20 のシリコーンレプリカの三次元構築画像について，VG-studio の肉厚解析機能を用いたカラーマッピング処理を行った．

造影性を有するシリコーンレプリカを用いた $\mu$ CTによる新規適合評価法の妥

当性を評価することを目的として、新規手法で得られた  $\mu$ CT 画像と既存のシリコーンレプリカ法で得られた知見を比較した。まず、既存のシリコーンレプリカ法 [7,8] に従い、Zr-20 のシリコーンレプリカを近遠心方向の midpoint でステンレスカミソリ (T586, EM Japan) を用いて切断し、実体顕微鏡 (SMZ745T, ニコン) および顕微鏡用デジタルカメラ (DS-Fi2, ニコン) で切断面を撮影した。その後、シリコーンレプリカ上の任意の 5 点 (A-E ; 頬側面 2 点, 咬合面 1 点, 舌側面 2 点) を設定し、それらの厚みと三次元構築画像上で示される同じ部位の厚みをそれぞれ比較した。

## 結果

### 1. 試作適合試験材内における混合粉末の分散性

各試作適合試験材の SEM 像を図 4 に示す。ファインチェッカー単体 (コントロール) において、ベースおよびキャタリストともに混合されている無水ケイ酸粒子が確認された。また、Ba1-20, Ba1-30 についてはバリウムガラス粉末が凝集体 (二次粒子) を形成していたが、その他の試料においては、混合粉末が母材内で概ね均一に分散している様子が観察された。

すべての試作適合試験材の密度は、コントロール ( $1.26 \pm 0.04$  g/ml) と比較して有意に高い密度を示した ( $p < 0.001$ ) (図 5)。試作適合試験材の中で最も高い密度を示したものは Zr-30 ( $1.64 \pm 0.03$  g/ml) であった。また、同一粉末の 20 wt%含有試料と 30 wt%含有試料の密度を比較した場合、すべての試料で 30 wt%含有試料が有意に高い密度を示した。

## 2. 試作適合試験材の機械的性質に関する検討

各試作適合試験材の稠度は、コントロールが  $38.67 \pm 1.28$  mm で、試作適合試験材のうち最大の稠度を示したものは Zr-20 ( $37.45 \pm 0.86$  mm) であった (図 6)。Zr-20, Ba2-20 ( $36.82 \pm 0.73$  mm) はコントロールとの間に有意差を認めなかった。一方、Zr-20, Ba2-20 を除く試作適合試験材は、コントロールと比較して有意に低い稠度を示した。また、同じ粉末を混合した 20 wt%含有試料と 30 wt%含有試料の稠度を比較した場合、すべての試料で 20 wt%含有試料が有意に高い稠度を示した。

各試作適合試験材のヤング率は、コントロールが  $2.38 \pm 0.54$  MPa であり、すべての試作適合試験材はコントロールよりも有意に大きいヤング率を示した (図 7)。各試作適合試験のうち最大のヤング率を示したものは Ba1-30 ( $8.40 \pm$

1.13 MPa) であった.

### 3. 試作適合試験材の $\mu$ CT 観察, ならびに X 線吸収値の測定

図 8 に各試作適合試験材の CT 像を示す. Al-20 および Al-30 では, コントロールと同様に淡く暗い CT 像が観察された. 一方, ジルコニアやバリウムガラスを混合した試作適合試験材は鮮明な CT 像を示し, 特に Zr-30 は, 試作適合試験材の中で最も明るい CT 像を示した. また, Al-20 および Al-30 を除くすべての試作適合試験材の CT 像で混合粉末の二次粒子が観察され, 特に Ba1-20, Ba1-30 においては, 直径約 1 mm の著しく大きな二次粒子が確認された.

各試作適合試験材の X 線吸収値は, コントロールが,  $379.74 \pm 10.61$  mgHA/cm<sup>3</sup> で, Al-20 ( $488.86 \pm 16.61$  mgHA/cm<sup>3</sup>), Al-30 ( $542.76 \pm 27.42$  mgHA/cm<sup>3</sup>) は, 他の試作適合試験材と比較して小さな X 線吸収値を示し, コントロールの X 線吸収値に近い値を示した (図 9). Ba1-30 ( $2366.81 \pm 132.19$  mgHA/cm<sup>3</sup>), Ba2-30 ( $2548.19 \pm 66.07$  mgHA/cm<sup>3</sup>), Zr-20 ( $2531.57 \pm 40.47$  mgHA/cm<sup>3</sup>) は, それぞれ近似した X 線吸収値を示し, Zr-30 ( $3503.79 \pm 28.71$  mgHA/cm<sup>3</sup>) はすべての試作適合試験材の中で最も大きい X 線吸収値を示した (図 9). また, 測定した試料の X 線吸収値の変動係数は 0.8-5.6%であり, 使

用した X 線吸収値の測定方法は妥当であると考えられた。

#### 4. 各試作適合試験材を用いたシリコンレプリカの作製

各試作適合試験材を用いて作製したシリコンレプリカの実体積に関しては、Zr-20 ( $7.58 \pm 0.29 \text{ mm}^3$ ) と Ba2-20 ( $7.67 \pm 0.23 \text{ mm}^3$ ) の体積は、コントロール ( $7.53 \pm 0.59 \text{ mm}^3$ ) と比較して有意差は示さなかったが、それら以外の試作適合試験材では有意に大きい体積を示した (図 10)。また、試作適合試験材のうち最も大きな体積を示したものは Ba1-30 ( $9.45 \pm 0.43 \text{ mm}^3$ ) であった。

Zr-20, Ba2-20 の X 線吸収閾値, サポート材の検出上限の X 線吸収閾値に関して, Zr-20 の閾値 ( $1087.97 \pm 55.75 \text{ mgHA/cm}^3$ ) はジルデフィットの検出上限 ( $724.69 \pm 33.32 \text{ mgHA/cm}^3$ ) よりも大きい値であったが, Ba2-20 の閾値 ( $692.24 \pm 37.19 \text{ mgHA/cm}^3$ ) はジルデフィットの検出上限よりも小さい値を示した (表 3)。また, Zr-20 および Ba2-20 を用いて作製したシリコンレプリカの仮想体積 (Zr-20 :  $7.65 \pm 0.70 \text{ mm}^3$ , Ba2-20 :  $7.70 \pm 0.83 \text{ mm}^3$ ) と実体積を比較した結果, それぞれについて有意な差は認められなかった (図 11)。

Zr-20, Ba2-20 を用いて作製したシリコンレプリカの各 X 線吸収閾値における DICOM スライス画像と三次元構築画像を図 12 に示す。Ba2-20 において,



レプリカの仮想体積に含まれる黄色で描出された部位にアーチファクトが混入しており、三次元構築画像についてもシリコンレプリカの形状を厳密に描出できていないことがわかった。一方、Zr-20ではアーチファクトがほとんど混入しておらず、シリコンレプリカの形状が正確に描出できることがわかった。

## 5. 造影性を有するシリコンレプリカを用いた新規適合評価法

Zr-20のシリコンレプリカのカラーマッピング処理画像を図13に示す。本研究に使用したジルコニアクラウンにおいては、頬側咬頭内斜面、舌側軸面、およびマージン部のレプリカの厚みは0-40  $\mu\text{m}$ であったが、他部位では120  $\mu\text{m}$ 以上の厚みを示す部位も存在することがわかった。

$\mu\text{CT}$ 画像から作製した切断面画像をシリコンレプリカ切断面の実体顕微鏡像と比較した結果、 $\mu\text{CT}$ カラーマッピング処理画像と白色のシリコンレプリカが近似した形態および厚さを呈することが明らかとなった(図14)。また、図14に示すA, B, C, D, Eの5点について、三次元構築画像と実体顕微鏡像で示されるシリコンレプリカの厚みを計測した結果、すべての点において有意な差を認めなかった(図15)。

## 考察

本研究は、造影性を具備した新規適合試験材料を試作することによって、三次元的に不均一な補綴装置の適合性を簡便かつ正確に評価する新規手法の確立をめざして行った。最初に市販の適合試験材に造影剤としてジルコニア、バリウムガラス、アルミナの 3 種類の粉末試料を混合することを試みた。これらの粉末試料は歯科領域で広く使用されており、ジルコニアはオールセラミッククラウンのフレームや、フルジルコニアクラウンの原材料として広く普及している [33,34]。また、ジルコニア粉末を X 線造影材としてボンディング材に混合する試みも行われている [35]。バリウムガラスは、コンポジットレジンのフィラーとして利用されており [36]、コンポジットレジンの操作性や機械的強度の向上だけでなく、X 線造影性の付与にも貢献している [37]。また、アルミナはアルミナセラミックスの原材料 [38,39] やサンドブラスト粉末 [40-42] として使用されている。

添加した造影剤が適合試験材内で均一に分散することは、適合試験材が均一な X 線造影性をもたせるために重要である。SEM 観察の結果、Ba1-20, Ba1-30 では添加した粉末が二次粒子を形成しており均一に分散していないことがわか

った。その他の造影剤においては概ね均一に分散しており、適合試験材が均一な X 線造影性を阻害しないことが示された。また、コントロールを含めたすべての試作適合試験材でファインチェッカーに含まれる無水ケイ酸粒子が確認された。

試作適合試験材の稠度もシリコーンレプリカ法の成否を分ける重要な因子であり、稠度が低い場合は浮き上がりの原因となって歯冠補綴装置-支台歯間隙を過大に描出してしまう。そのため、試作適合試験材の稠度は市販の適合試験材に近いことが必要であると考えられた。Zr-20 および Ba2-20 の稠度はコントロールと比較して有意差を認めず、また、他のすべての試作適合試験材と比較して有意に稠度が高いという結果を得たことから、Ba2-20 および Zr-20 がシリコーンレプリカ法への応用に適していると考えられた。一方、歯冠補綴装置-支台歯間隙のシリコーンレプリカは 100  $\mu\text{m}$  以下の厚みになることもあり、評価の際に変形するおそれがあることから試作適合試験材の硬化後の機械的強度は高い方が望ましい。そこで各試作適合試験材のヤング率を測定した結果、すべての試作適合試験材がコントロールと比較して、有意に高いヤング率を有することが示された。

$\mu\text{CT}$  は対象物の三次元的な高解像度データを取得できるという点で構造的な特徴を観察するために非常に有用なツールである。医科の診断等に使用される

一般的な CT に類似したものであるが、一般的な CT は空間分解能が通常 0.5 mm 程度であるのに対し、 $\mu$ CT の空間分解能は数  $\mu\text{m}$  にまで及ぶ。そして、その優れた解析能力により骨の描写 [43-45]、心臓病学 [46]、筋ジストロフィー研究 [47] などの医学の分野や工学 [48]、歯科に関連した非破壊研究 [41,49] においても使用されており、撮影対象の正確な体積を測定することも可能である [50]。本研究では、各造影剤粉末を混合することで適合試験材の X 線吸収値を向上させ、シリコンレプリカ法で使用する X 線吸収値の低いサポート材と  $\mu$ CT 上で分離して描出することを試みた。すなわち、適合試験材が高い X 線吸収値を有することは、最も重要な因子と言える。各試作適合試験材の X 線吸収値を測定したところ、すべての試作適合試験材がコントロールと比較して有意に大きい値を示した。しかし、アルミナ粉末を混合した試料 (Al-20, Al-30) の X 線吸収値は、他の試作適合試験材と比較して小さく、また、CT 像においても Al-20, Al-30 は画像が暗く、 $\mu$ CT で描出するには適していないと考えられた。さらに、粒形 1.0  $\mu\text{m}$  のバリウムガラスを造影剤として加えた試料 (Ba1-20, Ba1-30) では、SEM 観察結果と同様に、直径約 1 mm に及ぶ二次粒子が確認され、これらはシリコンレプリカの作製時の補綴装置の浮き上がりや、 $\mu$ CT 観察におけるアーチファクト発生という問題の原因となると考えられた。一方、これら以外の試作適合試験材では、形成された二次粒子も小さく、アーチファクトも軽

微なものであり、 $\mu$ CT で明瞭に描出できるものと考えられた。

次に、適合試験材としての有用性を評価することを目的として、CAD/CAM により製作した純チタン製支台歯模型とセメントスペースを  $50\ \mu\text{m}$  に設定して製作したフルジルコニアクラウンを用いて、実際にシリコーンレプリカを作製することを試みた。シリコーンレプリカ作製時において、歯冠補綴装置に負荷する荷重は  $50\ \text{N}$  としており、これは臨床における手指圧を想定したものである。その結果、Ba2-20、Zr-20 のシリコーンレプリカの体積はコントロールと比較して有意差を認めなかったが、他の試作適合試験材では有意に大きい値を示した。本結果は、試作適合試験材の稠度と関連していると考えられ、Ba2-20、Zr-20 を除く試作適合試験材は稠度が低かったために、歯冠補綴装置のより大きい浮き上がりを招いたものと考えられた。

以上の試作適合試験材における材料学的検討を総合した結果、Ba2-20、Zr-20 が新規適合試験法に応用できるのではないかと考えられた。そこで次に、これらのシリコーンレプリカを臨床応用に則った手法で  $\mu$ CT による観察を行ったところ、Ba2-20 ではシリコーンレプリカの仮想体積を実体積と差異なく描出する X 線吸収閾値において、アーチファクトを描出してしまいう結果となった。この場合、解析時の X 線吸収閾値を高くすることでサポート材およびアーチファクトを消去することが可能ではあるが、シリコーンレプリカの一部も描出できな

くなり、正確な三次元解析は不可能である。一方、Zr-20 は高い X 線吸収値を有することから、アーチファクトおよびサポート材が仮想体積に含まれず、シリコーンレプリカの三次元形状を正確に描出することが可能であることが明らかとなった。さらに、新規適合試験法で描出した Zr-20 のシリコーンレプリカが、既存のシリコーンレプリカ法 [51,52] で観察される間隙量や形態と近似していたことから、Zr-20 を用いることで補綴装置の適合性を正確に三次元的評価できることが示された。

一方で、本研究で開発した新規適合試験法には改善すべき点も残されているといえる。具体的には、本研究で行った  $\mu$ CT 観察の解像度が 20  $\mu$ m であり、それ以下の厚みの部位は三次元描出されない可能性があるという点である。すなわち、マージン部の適合性が良好であり、適合試験材が 20  $\mu$ m 以下の厚さになった場合、マージンラインの三次元描出が困難になると考えられる。解像度を 20  $\mu$ m 以下にすることは可能であるが、その場合、有効視野が狭くなるためシリコーンレプリカの全体像の撮影が困難となり、部分的な評価となってしまう恐れがある。ただし、その場合においてもシリコーンレプリカの全体の形態や適合性の評価は可能であると考えられる。

本研究の結果、20 wt%ジルコニア粉末を混合した新規適合試験材を用いることで、歯冠補綴装置-支台歯間の適合性を  $\mu$ CT を用いて簡便に、また非破壊的

かつ三次元的に評価する手法を確立することができた。本研究で確立した Zr-20 を用いる新規適合試験法は、どのような原材料を使用した歯冠補綴装置であっても、非破壊的に歯冠補綴装置の適合性を評価することができ、新規材料並びに新規補綴装置製作法を用いた補綴装置の適合性をより向上させるための技法の確立に寄与できるものと考えられる。

## 結論

本研究は、造影性を具備した新規適合試験材料を試作することによって、補綴装置の適合性を三次元的に簡便かつ正確に評価する新規手法の確立を目的として実験を行い、以下の結論を得た。

1. 適合試験材に混合する造影剤はジルコニア粉末（粒径：1.5-2.5  $\mu\text{m}$ ）が適しており、その混合量は 20 wt% が適量である。
2. 造影性を付与した新規適合試験材で作製した歯冠補綴装置-支台歯間のシリコーンレプリカを  $\mu\text{CT}$  を用いて評価することにより、歯冠補綴装置-支台歯間の適合性を三次元的に評価することが可能である。

以上のように、試作した新規適合試験材を用いることで、歯冠補綴装置-支台歯間の適合性を  $\mu\text{CT}$  を用いて簡便に、また非破壊的かつ三次元的に評価する手

法を確立することができた。

## 謝辞

稿を終えるにあたり，本研究の機会を与えて戴き，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補綴学第一教室の矢谷博文教授に対し，深甚なる謝意を表します。

また，本研究の遂行にあたり，終始御懇篤なる御指導と御鞭撻を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の中村隆志准教授，若林一道助教，同歯科理工学教室の佐々木淳一助教に心より感謝申し上げます。

最後に，本研究を行うに際し，多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます。



## 参考文献

- [1] Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007;98(5):389–404.
- [2] Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials* 2007;28(17):2695–2705.
- [3] Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peill CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23(1):45–61.
- [4] Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness, and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449–456.
- [5] Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299–307.
- [6] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44–56.
- [7] Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(11):866–876.

- [8] Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65(3):357–364.
- [9] Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 1990;64(6):636–642.
- [10] Saltzberg DS, Ceravolo FJ, Holstein F, Groom G, Gottsegen R. Scanning electron microscope study of the junction between restorations and gingival cavosurface margins. *J Prosthet Dent* 1976;36(5):517–522.
- [11] Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986;13(5):423–432.
- [12] Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H. Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater J* 2007;26(5):659–664.
- [13] Vigolo P, Fonzi F. An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 2008;17(8):621–626.
- [14] Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hammerle CH. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 2008;116(3):272–279.
- [15] Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40(1):17–21.

- [16] Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by cerec inlab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 2011;20(7):535–540.
- [17] Scherrer SS, De Rijk WG, Belser UC, Meyer JM. Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 1994;10(3):172–177.
- [18] Grey NJ, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all-ceramic system. *J Dent* 1993;21(3):47–51.
- [19] Bindl A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):441–447.
- [20] Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 2009;25(1):94–102.
- [21] Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T. Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 2007;26(6):820–826.
- [22] Ukon S, Ishikawa M, Tohyama M, Sato H. Determination of the fabricating conditions for the preferable marginal and internal adaptation of the mica crystal castable ceramic crown. *Dent Mater J* 2004;23(1):53–62.
- [23] Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of

convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 2008;66(4):214–218.

- [24] Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113(2):174–179.
- [25] Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 2008;9(2):25–32.
- [26] Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35(2):116–122.
- [27] Henn T, Mutobe Y, Ko N, Hino T, Nakamura T, Takashima F, Maruyama T. Dimensional change and fitness of IPS Empress Crowns. *J Jpn Prosthodont Soc* 1995;39(4):631–635 (in Japanese).
- [28] Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008;16(3):109–115.
- [29] Kelly JR, Davis SH, Campbell SD. Nondestructive, three-dimensional internal fit mapping of fixed prostheses. *J Prosthet Dent* 1989;61(3):368–373.
- [30] Moldovan O, Luthardt RG, Corcodel N, Rudolph H. Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater* 2011;27(12):1273–1278.
- [31] Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal

and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 2012;28(3):320–326.

- [32] Wakabayashi K, Sohmura T, Nakamura T, Kojima T, Kimuta S, Takahashi J, Yatani H. New evaluation method by microfocus radiograph CT for 3D assessment of internal adaptation of all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 2005;24(3):362–367.
- [33] Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57(4):236–261.
- [34] Al-Ameleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trial in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010;37(8):641–652.
- [35] Rominu M, Manescu A, Sinescu C, Negrutiu ML, Topala F, Rominu RO, Bradu A, Jackson DA, Giuliani A, Podoleanu AG. Zirconia enriched dental adhesive: a solution for OCT contrast enhancement. Demonstrative study by synchrotron radiation microtomography. *Dent Mater* 2014;30(4):417–423.
- [36] Shah PK, Stansbury JW. Role of filler and functional group conversion in the evolution of properties in polymeric dental restoratives. *Dent Mater* 2014;30(5):586–593.
- [37] Amirouche-Korichi A, Mouzali M, Watts DC. Effects of monomer ratios and highly radiopaque fillers on degree of conversion and shrinkage-strain of dental resin composites. *Dent Mater* 2009;25(11):1411–1418.
- [38] Selz CF, Strub JR, Vach K, Guess PC. Long-term performance of

posterior InCeram Alumina crowns cemented with different luting agents: a prospective, randomized clinical split-mouth study over 5 years. *Clin Oral Investig* 2014;18(6):1695–1703.

- [39] Aktas G, Özcan N, Aydın DH, Şahin E, Akça K. Effect of digitizing techniques on the fit of implant-retained crowns with different antirotational abutment features. *J Prosthet Dent* 2014;111(5):367–372.
- [40] Zhou L, Qian Y, Zhu Y, Liu H, Gan K, Guo J. The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater* 2014;30(8):e209–e215.
- [41] Moezizadeh M, Ansari ZJ, Fard FM. Effect of surface treatment on micro shear bond strength of two indirect composites. *J Conserv Dent* 2012;15(3):228–232.
- [42] Chen WC, Lo Y, Chen HS. Effects of Ti surface treatments with silane and arginylglycylaspartic acid peptide on bone cell progenitors. *Odontology* 2014. [Epub ahead of print]
- [43] Tavella S, Ruggiu A, Giuliani A, Brun F, Canciani B, Manescu A, Marozzi K, Cilli M, Costa D, Liu Y, Piccardi F, Tasso R, Tromba G, Rustichelli F, Cancedda R. Bone turnover in wild type and pleiotrophin-transgenic mice housed for three months in the international space station (ISS). *PLoS One* 2012;7(3):e33179.
- [44] Cancedda R, Cedola A, Giuliani A, Komlev V, Lagomarsino S, Mastrogiacomo M, Peyrin F, Rustichelli F. Bulk and interface investigations of scaffolds and tissue-engineered bones by X-ray

- microtomography and X-ray microdiffraction. *Biomaterials* 2007;28(15):2505–2524.
- [45] Giuliani A, Frati C, Rossini A, Komlev VS, Lagrasta C, Savi M, Cavalli S, Gaetano C, Quaini F, Manescu A, Rustichelli F. High-resolution X-ray microtomography for three-dimensional imaging of cardiac progenitor cell homing in infarcted rat hearts. *J Tissue Eng Regen Med* 2011;5(8):e168–e178.
- [46] Farini A, Villa C, Manescu A, Fiori F, Giuliani A, Razini P, Sitzia C, Del Fraro G, Belicchi M, Meregalli M, Rustichelli F, Torrente Y. Novel insight into stem cell trafficking in dystrophic muscles. *Int J Nanomed* 2012;7:3059–3067.
- [47] Pozdnyakova A, Giuliani A, Dutkiewicz J, Babutsky A, Chyzyk A, Roether JA, Rustichelli F, Ortore MG. Analysis of porosity in NiTi SMA's changed by secondary pulse electric current treatment by means of ultra small angle scattering and micro-computed tomography. *Intermetallics* 2010;18(5):907–912.
- [48] Manescu A, Di Gregorio GM, Girardin E, Calbucci V, Angeloni G, Carta P, Giuliani A, Albertini G. Defect analysis on optical waveguide arrays by synchrotron radiation microtomography. *IEEE Trans Dev Mater Reliab* 2011;11(4):548–550.
- [49] Swain MV, Xue J. State of the art of Micro-CT applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009;1(4):177–188.
- [50] Sun J, Lin-Gibson S. X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. *Dent Mater*

2008;24(2):228–234.

- [51] Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 2011;15(4):521–526.
- [52] Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):235–240.



表1 本研究で造影剤として使用した粉末材料

一般名	製品名	企業名	平均粒径(μm)	成分(%)	
アルミナ	AO-802	アドマテックス	0.7	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	>99.9
ジルコニア	SPZ	第一稀元素化学	1.5—2.5	ZrO <sub>2</sub>	99.5
バリウムガラス	*	*	1.0 or 2.0	SiO <sub>2</sub>	50
				BaO <sub>2</sub>	30
				B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	10
				Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	10

\*：守秘義務により記載不可.

表2 本研究で作製した試作適合試験材の一覧

試料名	粉末試料	粉末平均粒径( $\mu\text{m}$ )	混合量(wt%)
Al-20	アルミナ	0.7	20
Al-30			30
Zr-20	ジルコニア	1.5—2.5	20
Zr-30			30
Ba1-20	バリウムガラス	1.0	20
Ba1-30			30
Ba2-20	バリウムガラス	2.0	20
Ba2-30			30

表3 Zr-20およびBa2-20におけるX線吸収閾値ならびにジルデフィットの検出上限

試料名	X線吸収閾値 (mgHA/cm <sup>3</sup> )			n
	mean	±	SD	
Zr-20 (閾値)	1087.97	±	55.75	6
Ba2-20 (閾値)	692.24	±	37.19	6
ジルデフィット (検出上限)	724.69	±	35.32	4

試料名については表2を参照.

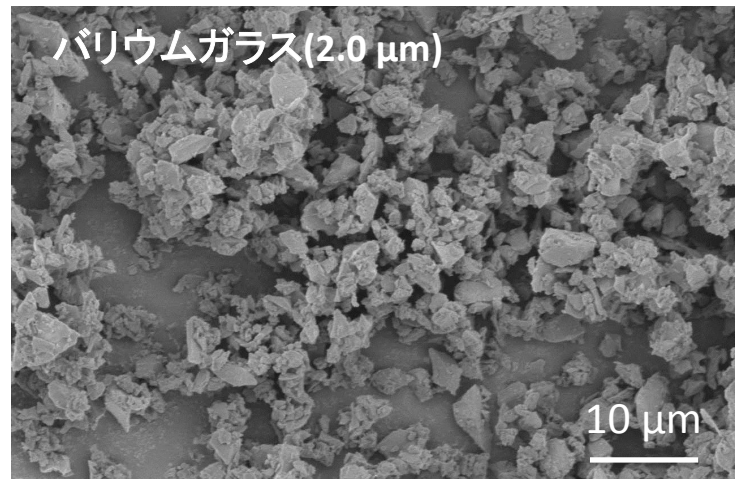
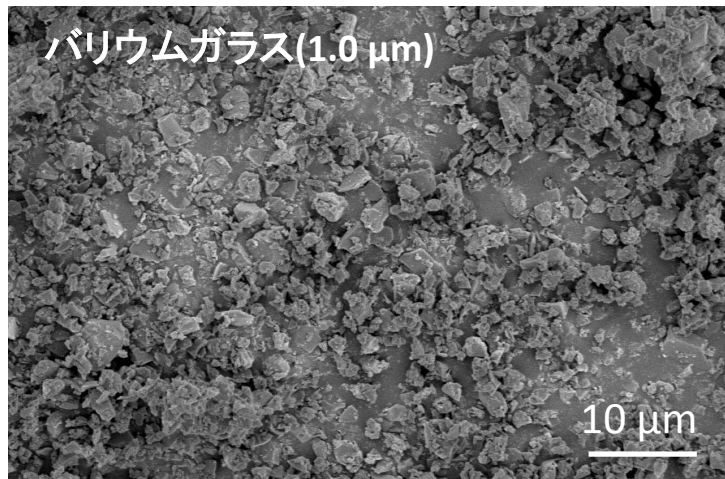
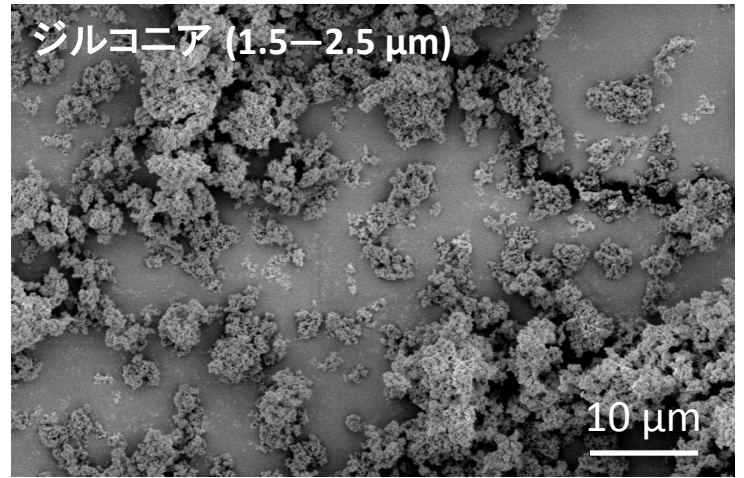
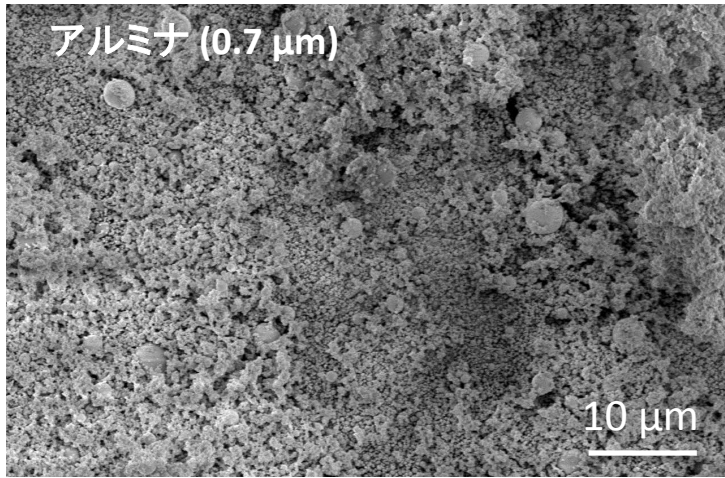


図1 本研究で使用した各造影剤粉末の走査型電子顕微鏡 (SEM) 像

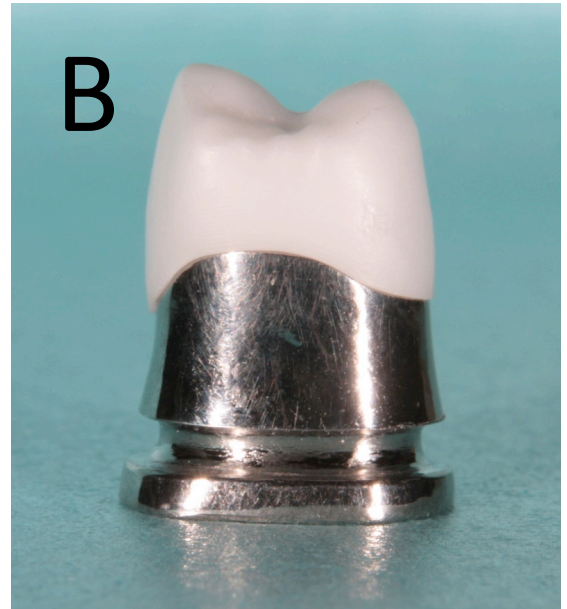
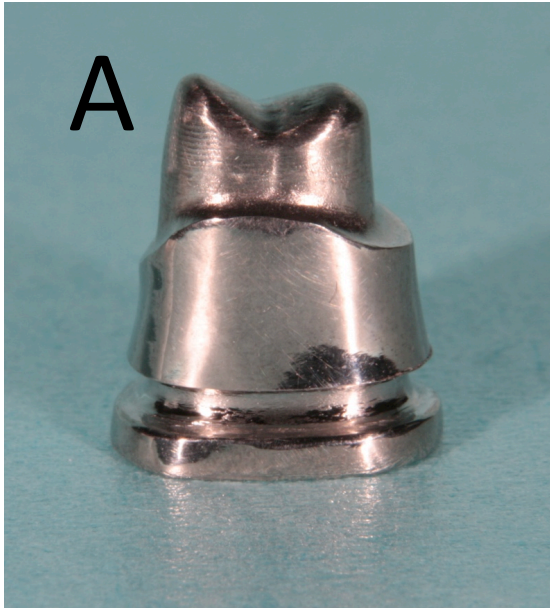


図2 本研究で使用した支台歯ならびに歯冠補綴装置

- A: 上顎左側第一小白歯の純チタン製支台歯.  
軸面のテーパーは約 $8^\circ$ ，咬合面の削除量は約 $1.5\text{ mm}$ ，  
マージン形態は深さ約 $0.8\text{ mm}$ のラウンデッドショルダーとし，隅角は丸めた.
- B: 支台歯に合わせて作製したジルコニアクラウン.  
セメントスペースは $50\text{ }\mu\text{m}$ に設定した.



図3 本研究で作製したセメントスペースのシリコーンレプリカ

白色の材料が適合試験材で作製したセメントスペースのシリコーンレプリカであり、  
周囲のオレンジ色の材料は補強材として使用したシリコーンゴム印象材（ジルデフィット，松風）。

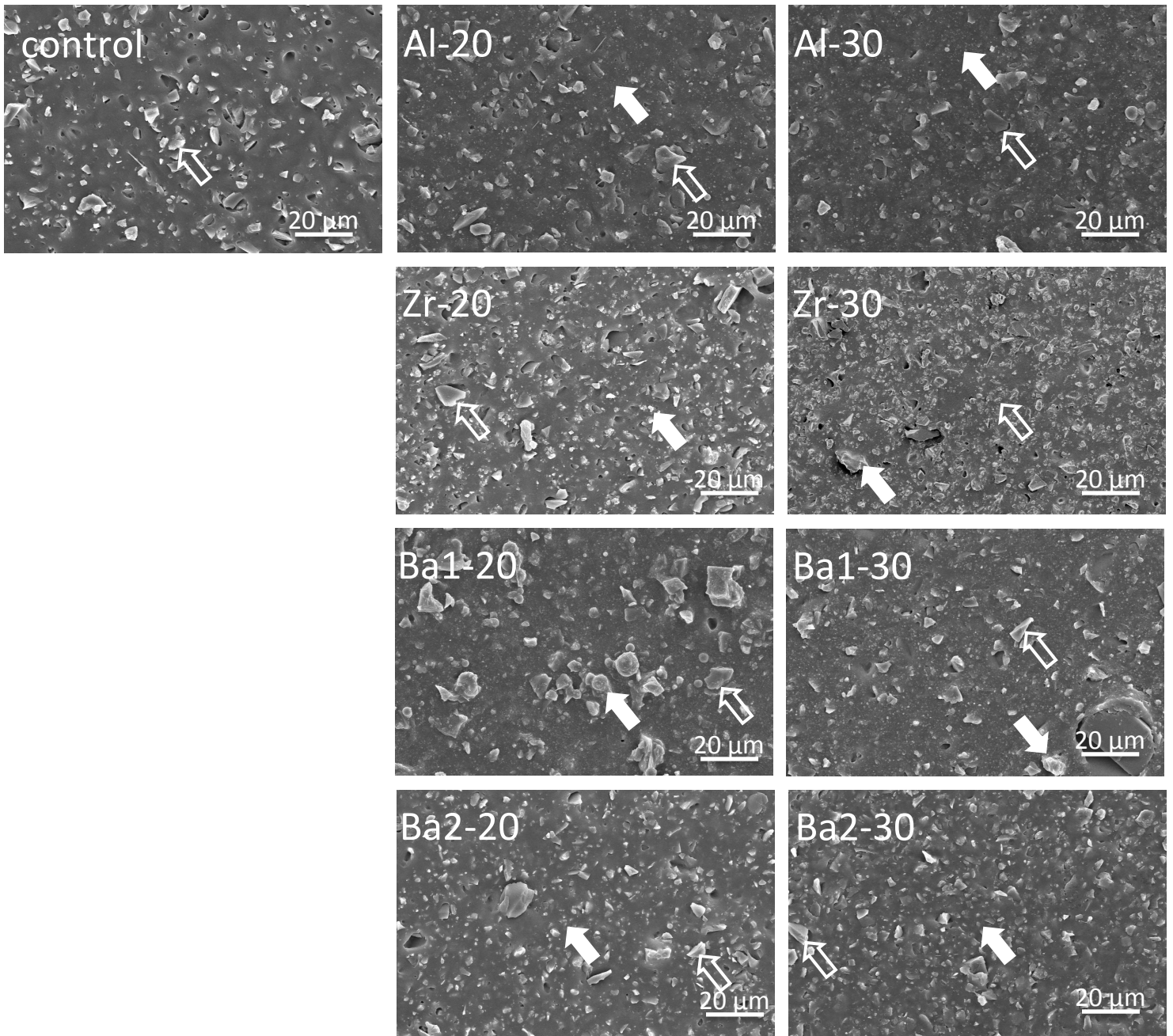


図4 各適合試験材硬化体のSEM像

試料名については表2を参照.

- ➡ : 試作材料内に分散した造影剤
- ⇨ : 全ての適合試験材で見られた無水ケイ酸粒子

Ba1-20, Ba1-30については粉末が凝集体（二次粒子）を形成していたが、その他の試料では、混合した粉末が母材内で概ね均一に分散している様子が観察された。

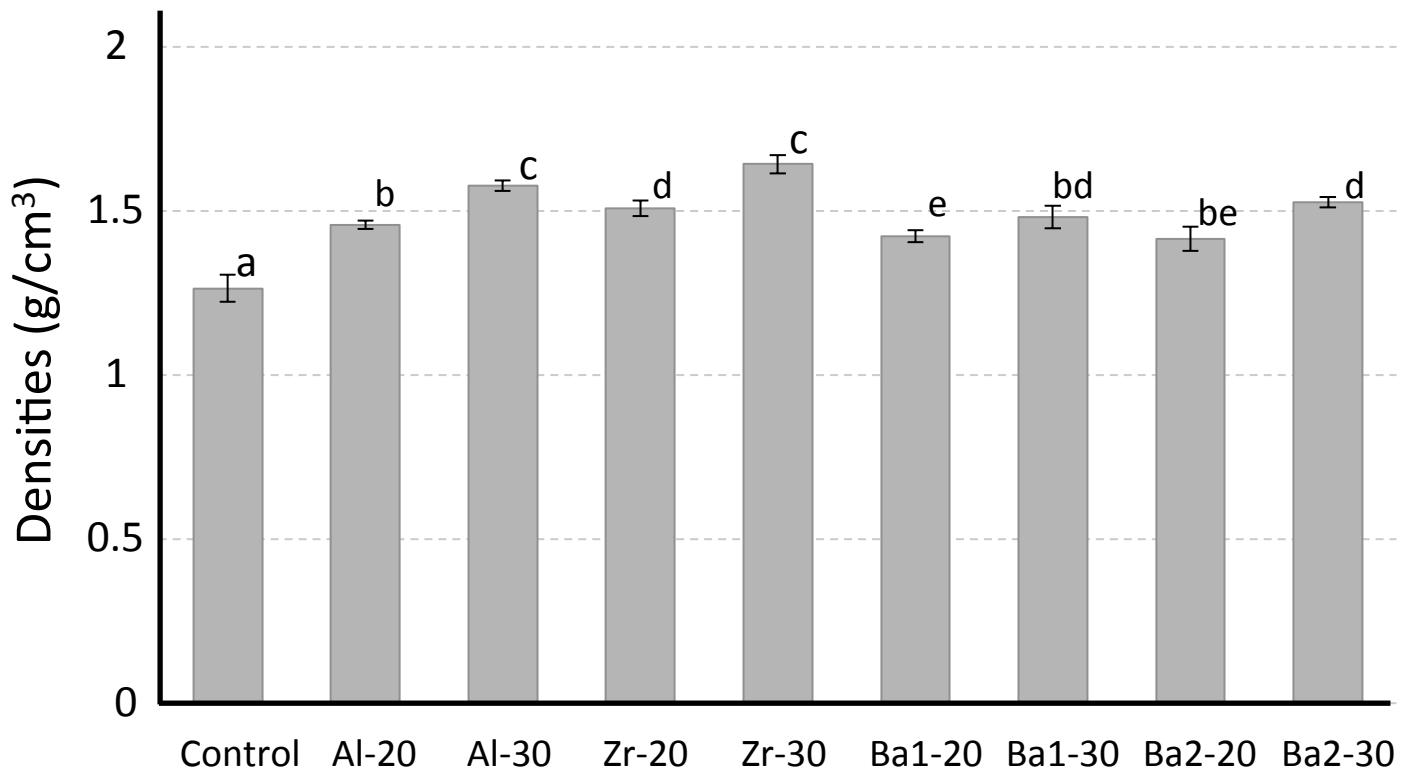


図5 各適合試験材の密度

試料名については表2を参照.

$n = 5$ ; ANOVA: Tukey's multiple comparison test

a,b,c,d,e: 同一のアルファベットは有意差がないことを示す( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.



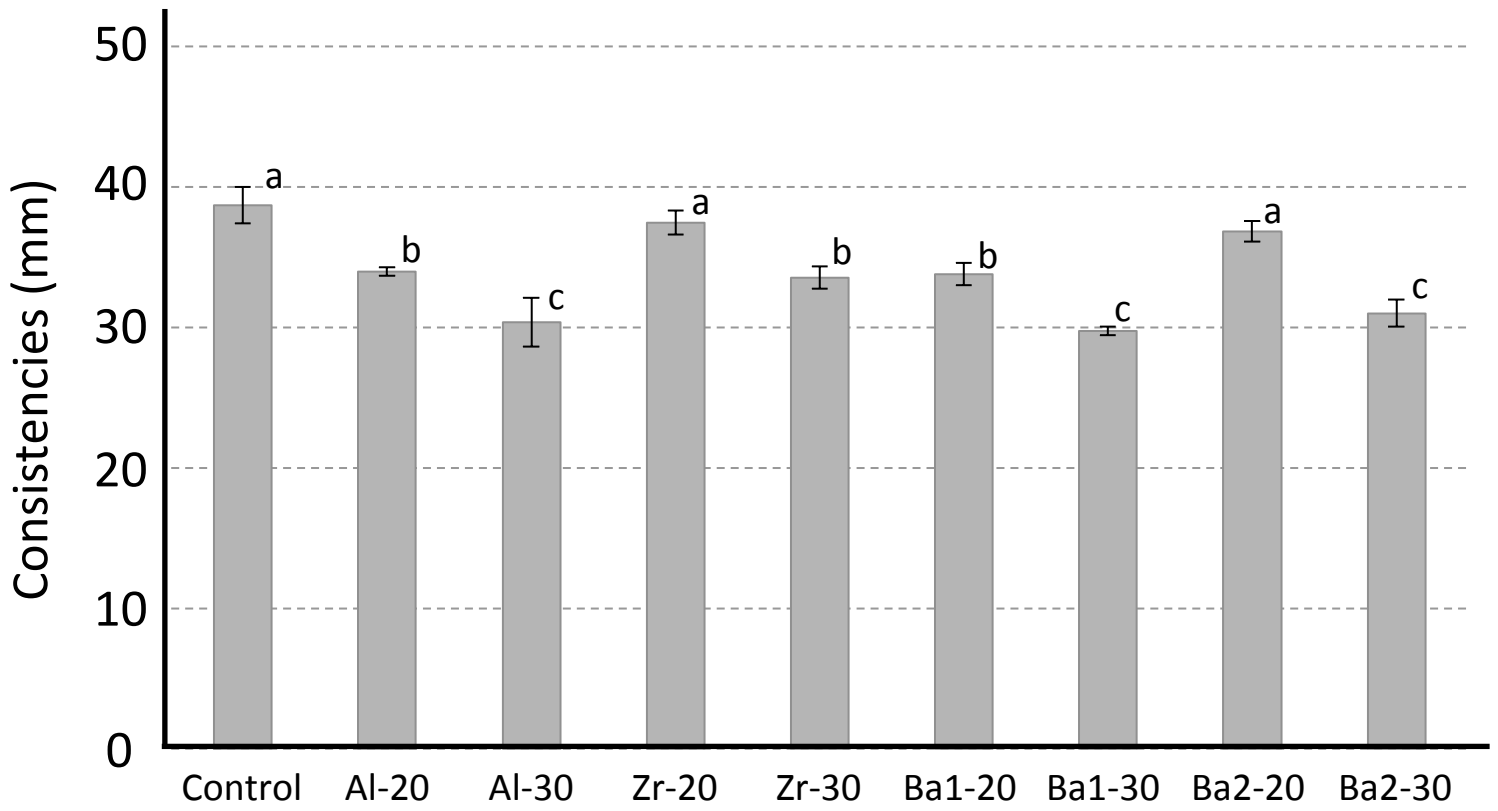


図6 試作適合試験材の稠度

試料名については表2を参照.

$n = 5$ ; ANOVA: Tukey's multiple comparison test

a,b,c: 同一のアルファベットは有意差がないことを示す( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.

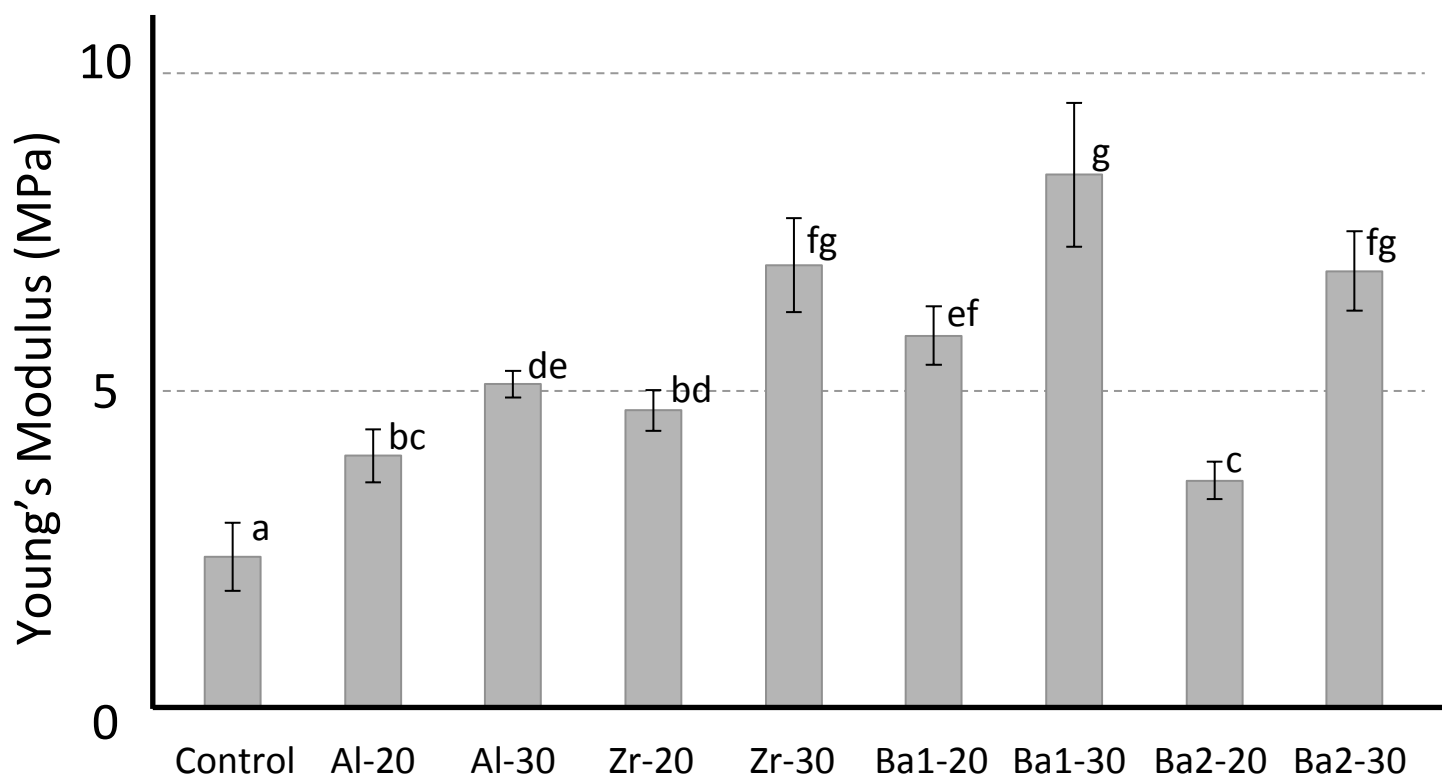


図7 各適合試験材のヤング率

試料名については表2を参照.

n = 5 ; ANOVA: Tukey's multiple comparison test

a,b,c,d,e,f,g : 同一のアルファベットは有意差がないことを示す ( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.

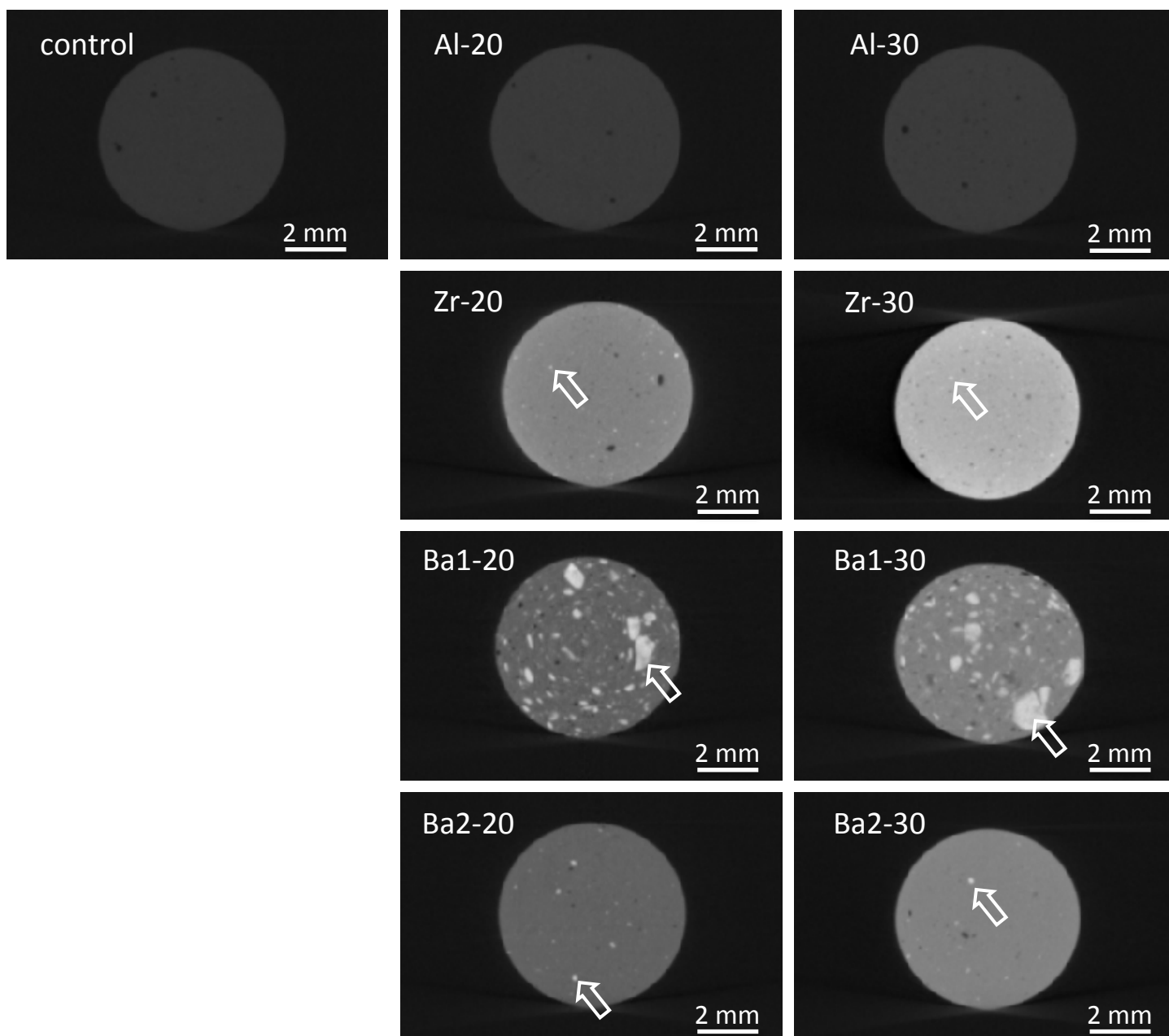


図8 各試作適合試験材の硬化体のCTスライス画像

試料名については表2を参照.

Window値 : 147 mgHA/cm<sup>3</sup>

Window幅 : 1303 mgHA/cm<sup>3</sup>

⇒ : 混合粉末の二次粒子を示す.

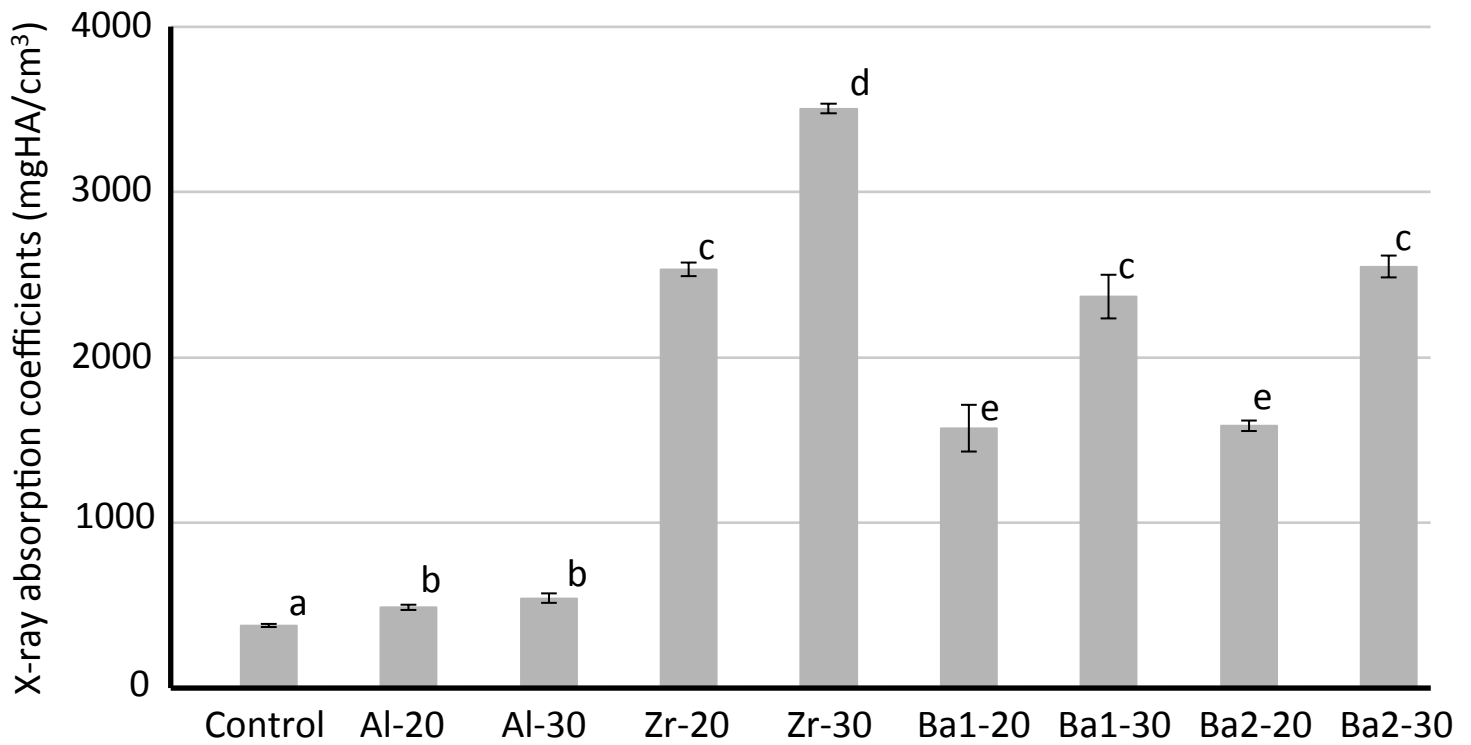


図9 各試作適合試験材のX線吸収値

試料名については表2を参照.

n = 4 ; ANOVA: Tukey's multiple comparison test

a,b,c,d,e : 同一のアルファベットは有意差がないことを示す( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.

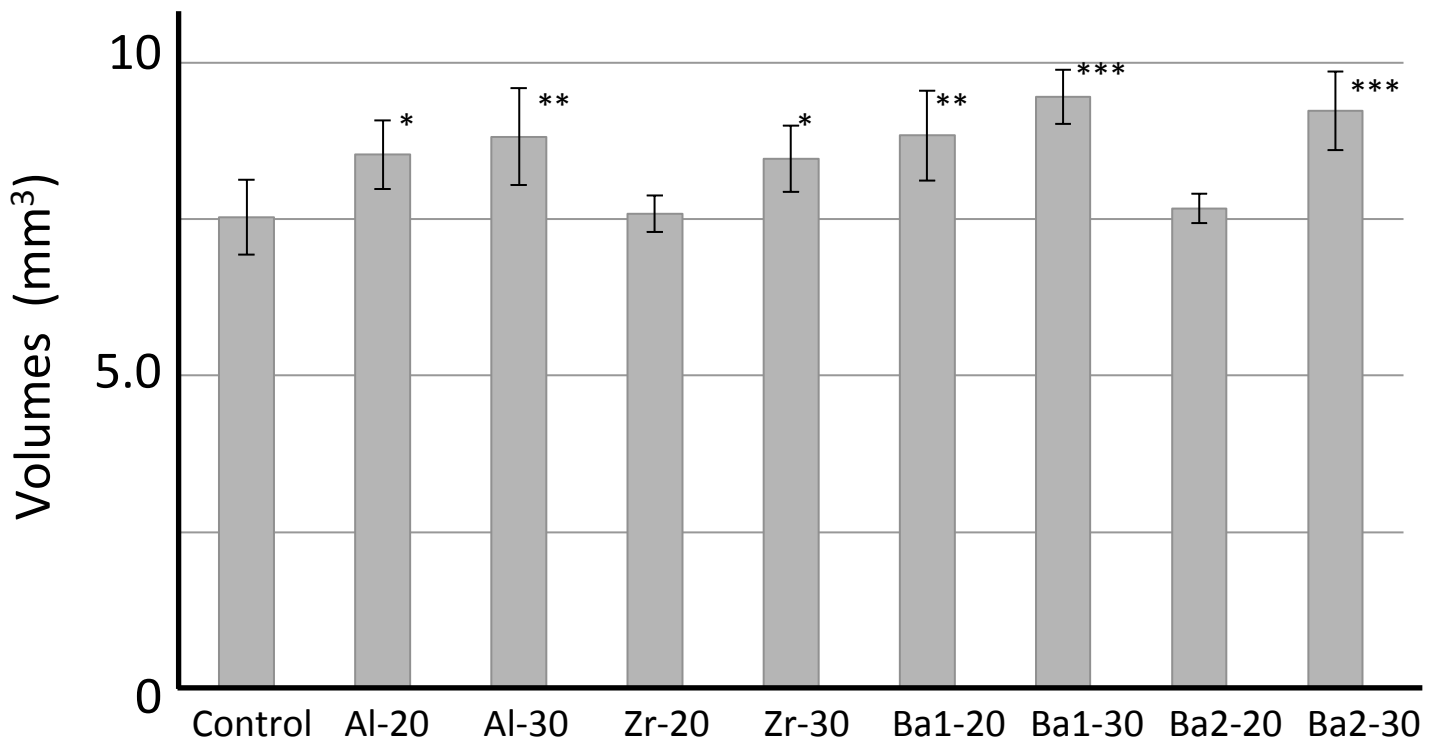


図10 各試作適合試験材を用いて作製したシリコーンレプリカの体積

試料名については表2を参照.

n = 6 ; Dunnett's test

\*: コントロールと比較して有意差があることを示す.

\*:  $0.01 < p < 0.05$ , \*\*:  $0.001 < p < 0.01$ , \*\*\*:  $p < 0.001$

エラーバーは標準偏差を示す.

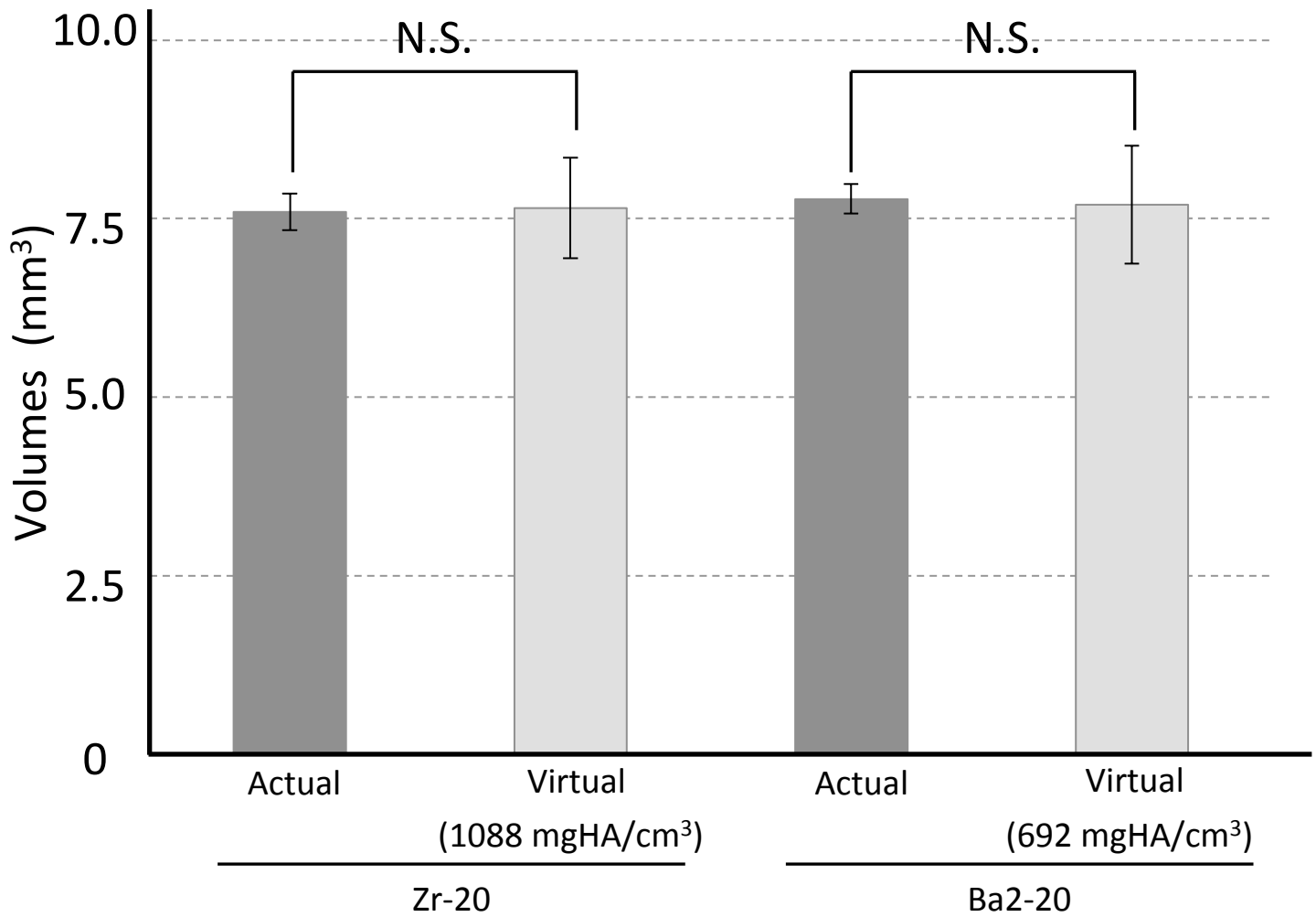


図 1 1 シリコンレプリカの実体積とX線吸収閾値における仮想体積

n = 6 ; Mann-Whitney *U* test

N.S. : 有意差がないことを示す ( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.

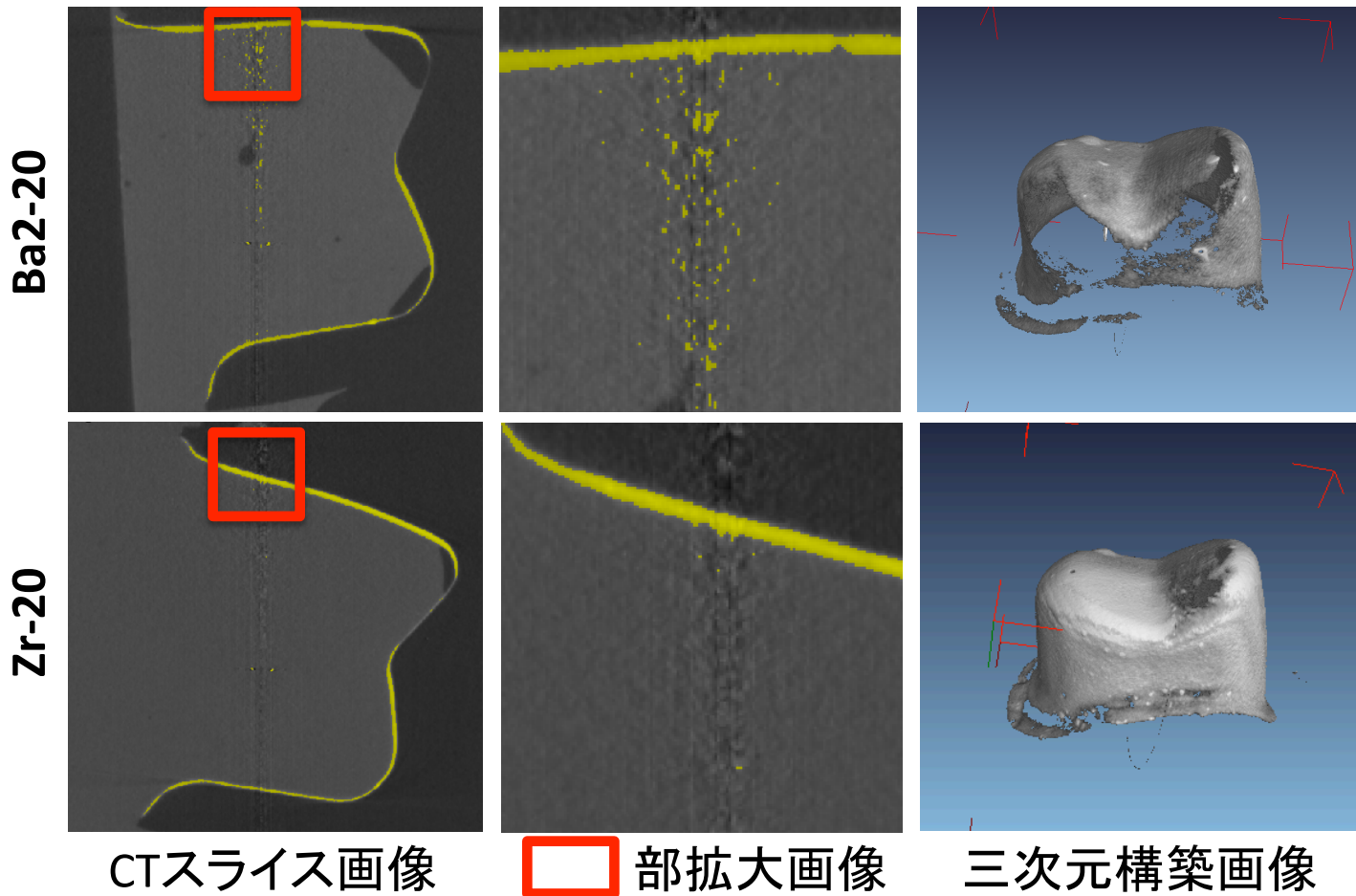


図 1 2 Ba2-20とZr-20のCTスライス像および三次元描出像における比較

試料名については表 2 を参照.

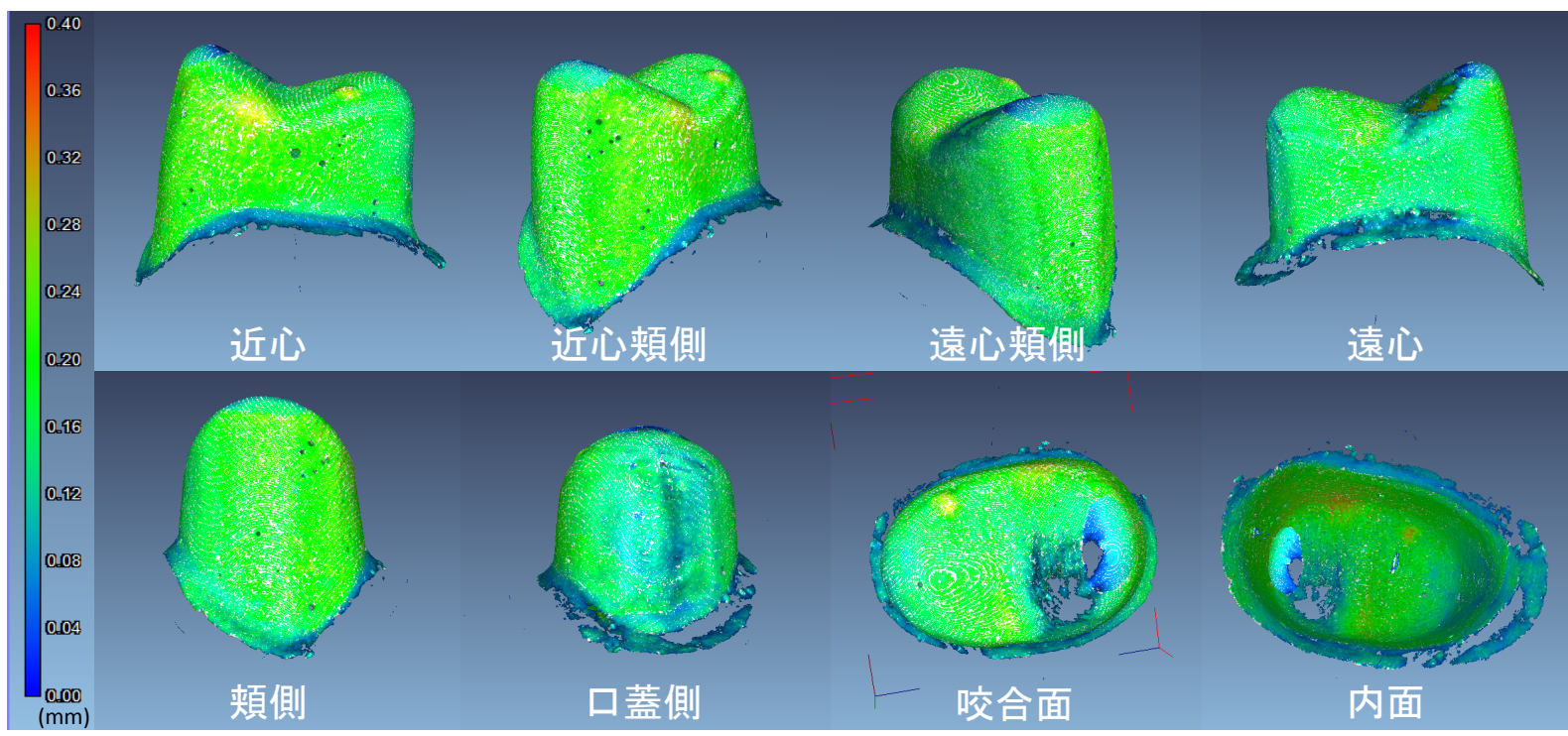
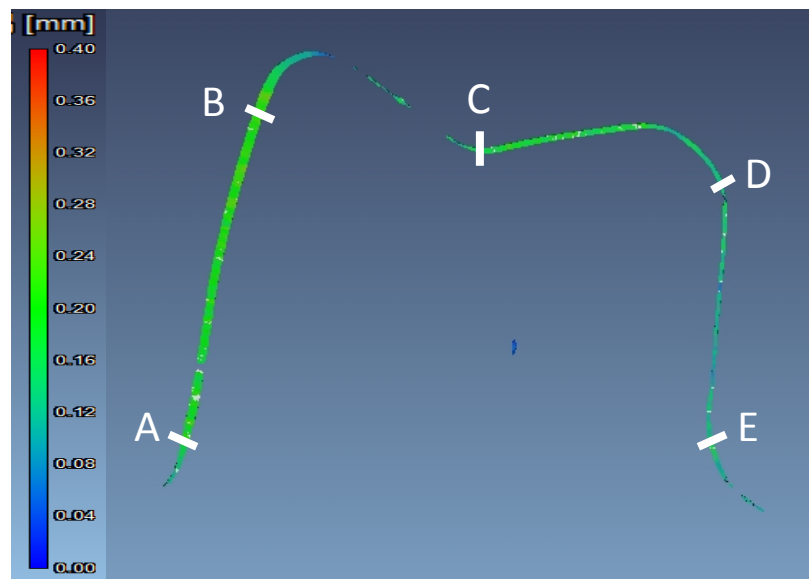
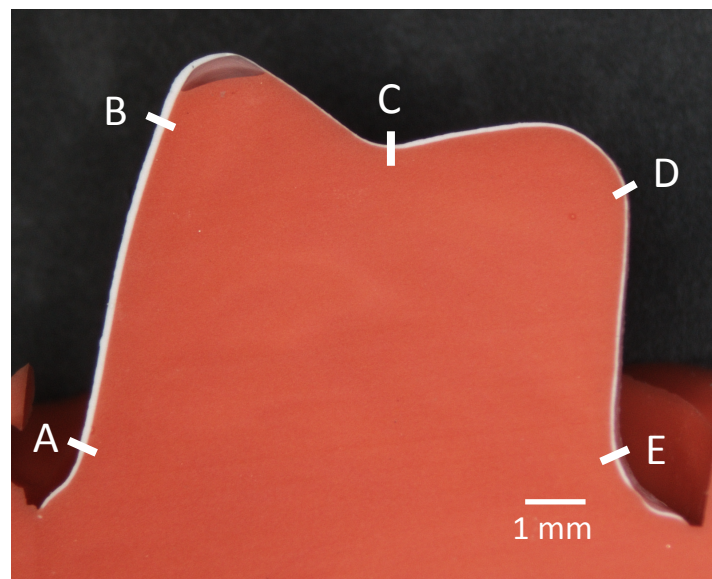


図 1 3 カラーマッピング処理したシリコーンレプリカ





三次元構築画像



実体顕微鏡像

図14 シリコンレプリカ切断面の比較

A-E : 図15にて厚みを計測した5点を示す.

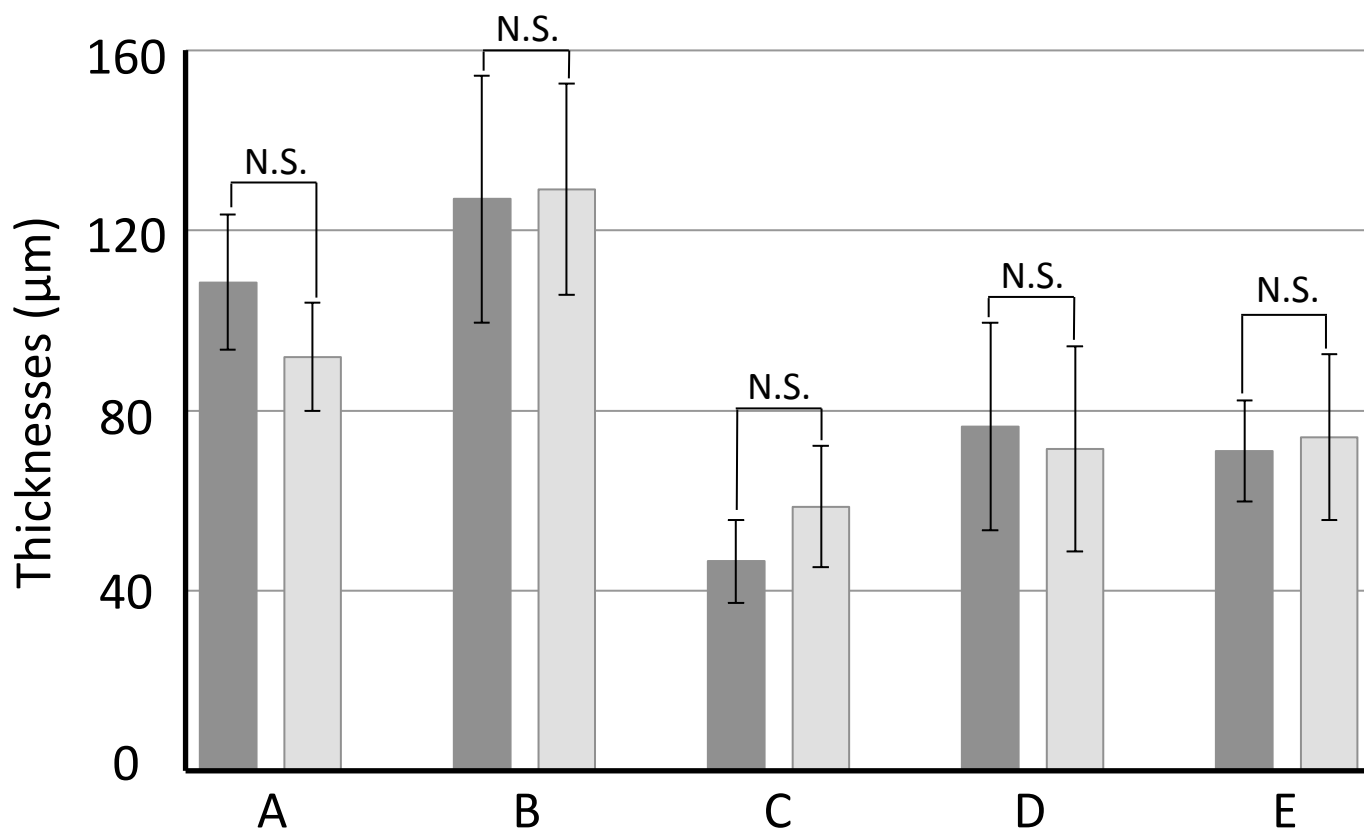


図15 シリコンレプリカ切断面の比較

■ : Virtual    □ : Actual

A,B,C,D,E : 図14のA-Eの5点を示す.

n = 6 ; Mann-Whitney *U* test

N.S. : 有意差がないことを示す ( $p > 0.05$ ).

エラーバーは標準偏差を示す.