

異なるCAD/CAM用歯冠修復材料で製作された小臼歯部  
インプラント支持ハイブリッドアバットメントクラウンの  
破壊強度

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

高野 了己

(指導：小峰 太 教授，本田 順一 助教)

## 概 要

インプラント支持補綴装置（以下、ISP）や固定性義歯補綴装置（以下、FPD）は、1 歯中間欠損症例の補綴治療に用いられている。ISP は、小臼歯部の 1 歯欠損に対する補綴装置として FPD の代替となりえると報告されている。特に、下顎小臼歯部は患者の開口時に見える部分のため、審美性を考慮した治療が必要である。

優れた生体親和性と機械的強度を有したチタンアバットメントは ISP に広く応用されており、インプラントアバットメントとして高い生存率を示している。しかし、辺縁歯肉が薄い症例では、チタンアバットメントの金属色が辺縁歯肉を通して見えることがある。さらに、チタンアバットメントにセラミック修復物を装着した場合に、セラミック修復物の色調に影響を及ぼす可能性が報告されている。一方、二ケイ酸リチウム含有セラミックアバットメントやジルコニアアバットメントを使用することで、セラミック修復物を応用した ISP における上記の問題点を解消し、優れた審美性を獲得することが可能である。また、ジルコニアアバットメントはチタンアバットメントと同等の臨床における生存率を示している。しかし、ジルコニアアバットメントの偶発症として、アバットメントの破折がチタンアバットメントと比較して多く報告されている。また、ジルコニアは経年劣化や低温劣化を招く可能性が指摘されており、口腔内環境において、破壊強度や破壊靱性の低下が懸念される。

ハイブリッドアバットメントクラウン（以下、HAC）は、ジルコニアセラミックスまたは二ケイ酸リチウム含有セラミックスで製作した修復物をチタンアバットメントに接着し製作する。HAC はチタンアバットメントの機械的強度とセラミック材料の審美性を併せ持つインプラント上部構造である。さらに、余剰な装着材料を口腔外で確実に除去できるため、インプラント周囲炎や骨吸収などの偶発症のリスクを低減

することができる。しかし、セラミック修復物の脱離を防止するためには、適切な接着処理が必要である。さらに、HACの長期臨床成績に関する報告は少ない。

現在、HACに応用できるモノリシックCAD/CAM用歯冠色材料には、ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックス、レジン系材料などがある。小白歯部に対しては、従来の3 mol%イットリア安定化正方晶ジルコニア多結晶体(3Y-TZP)よりも透光性の高い4 mol%イットリア部分安定化ジルコニア(4Y-PSZ)の透光性ジルコニアが主に臨床応用されている。これまでの研究で、ISPへのコンポジットレジンの応用はセラミックスの代替となる可能性が報告されているが、その機械的強度には懸念がある。しかし、小白歯部のHACに推奨されるモノリシックCAD/CAM用歯冠色材料に関する報告は少ないのが現状である。

そこで本研究では、CAD/CAM用歯冠修復材料(透光性ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックス、コンポジットレジン)で製作された小白歯部HACの破壊強度を評価することを目的とした。本研究における帰無仮説は、透光性ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックスおよびコンポジットレジンで製作したHACの破壊強度に差はないこととした。

計44本の直径4.1 mmのインプラントレプリカ(ILA20, Biomet 3i)を、治具(K655 custom cylinder)を用いて常温重合レジン(Technovit 4000, Heraeus Kulzer)に水平面に対して垂直となるよう埋入した。チタンアバットメント(GingiHue Post WPP452G, Biomet 3i)は、エアタービン(Presto Aqua, Nakanishi)とダイヤモンドポイント(106RD, Shofu)を用いて直径5 mm、高さ7 mmとなるよう調整した。

本研究で評価するISPは、モノリシック修復物(n=33)と二層構造修復物(以下、BL)(n=11)の2群に分けた。さらに、モノリシック修復物は材料の違いにより、透

光性ジルコニア (4Y-PSZ) 修復物 (以下, TZ), ニケイ酸リチウム含有セラミック修復物 (以下, LD), コンポジットレジン修復物 (以下, CM) の3群に分けた (n=11)。

モノリシック修復物製作のためのワックスパターンは, アバットメント上にインレーワックスを用いて下顎第一小白歯の標準的な形態 (頬舌径 7.5 mm, 近遠心径 7.0 mm, 歯冠長 8.5 mm) になるよう形成した。アバットメントとワックスパターンをラボスキャナー (D2000, 3Shape) を用いてスキャンし, CAD ソフトウェア (3Shape Dental Designer, 3Shape) を用いて設計を行った。セメントスペースはフィニッシュラインを除いて 40  $\mu\text{m}$  に設定し, 咬合面中央部に直径 2.7 mm のアクセスホールを設計した。TZ 群, LD 群, CM 群のモノリシック修復物は, それぞれ 4Y-PSZ ディスク (KATANA Zirconia STML A2, Kuraray Noritake Dental), ニケイ酸リチウム含有セラミックブロック (IPS e.max CAD LT A2, Ivoclar Vivadent), コンポジットレジンブロック (KATANA Avencia Block2 A2 ML, Kuraray Noritake Dental) から切削加工を行った。その後, TZ 群および LD 群は, 製造者指示に従って焼結を行った。

BL 群のフレームワークは, 咬合面および軸面の厚さを 0.5 mm, セメントスペースはフィニッシュラインを除いて 40  $\mu\text{m}$  に設定し, 咬合面中央部に直径 2.7 mm のアクセスホールを設計した。フレームワークは 3Y-TZP ディスク (KATANA Zirconia HT, Kuraray Noritake Dental) から切削加工後, 製造者指示に従って焼結を行った。その後, モノリシック修復物と同様の形態となるよう, ジルコニアフレームワークに長石質陶材 (Cerabien ZR, Kuraray Noritake Dental) の築盛, 焼成を行った。

TZ 群, CM 群, BL 群の修復物内面に対して, 平均粒径 50  $\mu\text{m}$  のアルミナ粒子 (Hi-Aluminas, Shofu) を用いて, 噴射圧力 0.2 MPa, 10 秒間, 距離 10 mm の条件でブラスト処理を行った。LD 群では, 修復物内面に対して, 9.5%フッ化水素酸ゲル (Porcelain

Etch, Ultradent Products) を用いて 90 秒間処理を行い、水洗後、メタノール中で 5 分間の超音波洗浄を行った。すべての修復物の内面およびアバットメントに対してシランと MDP を含むプライマー (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental) を用いて表面処理を行った。その後、チタンアバットメントにレジン系装着材料 (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental) を用いて、5 N の荷重下で 10 分間保持し、接着した。

製作した HAC は、チタンスクリュー (Titanium Hexed UniScrew UNIHT, Biomet 3i) とトルクコントロールシステム (Torque Driver HTD-C, Biomet 3i) を用いてインプラントレプリカに 20 N·cm で締結した。その後、アクセスホールに光重合型コンポジットレジン (Clearfil Majesty ES-2 A2 Shade, Kuraray Noritake Dental) を充填し、光照射器を用いて 30 秒間光照射を行った。製作した各群の試料は 37°C 精製水中に 24 時間保管した。

破壊強度試験は万能試験機 (Type 5567, Instron) を用いて行った。試料の咬合面中央に薄い鉛箔を介在させステンレスボール (直径: 4 mm) を設置し、クロスヘッドスピード毎分 0.5 mm の条件で各試料が破壊されるまで、静的圧縮荷重を負荷した。なお破壊強度は、最大荷重値から 10% 減少した時点における圧縮荷重値とした。

得られたデータは、統計学的分析ソフトウェア (IBM SPSS Statistics, version 27.0, IBM) を用いて、Levene 検定を行った。その結果、等分散性が得られなかった ( $p=0.008$ ) ため、本研究ではノンパラメトリック検定を用いた。各群の破壊強度を比較するために、Kruskal-Wallis 検定と Steel-Dwass 検定を行った ( $\alpha=0.05$ )。

破壊強度試験後の破壊面を光学顕微鏡 (Stemi DV4, Carl Zeiss) を用いて観察し、破壊形式を (a) 前装陶材とフレームワークの界面での破壊、(b) フレームワークおよ

び前装陶材の破壊, (c) 完全破壊の3種類に分類した。また, 試料の破壊面に対して, 走査型電子顕微鏡 (SEM, S-3000N, Hitachi High Technologies) を用いて試料表面の観察を行った。さらに, 試料のアクセスホール周辺に対しても SEM 観察を行った。

Kruskal-Wallis 検定の結果, 各群間に統計学的な有意差が認められた ( $p < 0.001$ )。Steel-Dwass 検定の結果, TZ 群 (2.06 kN) と LD 群 (1.87 kN) の破壊強度は他の群と比較して有意に高い破壊強度を示し, TZ 群と LD 群間 ( $p = 0.431$ ), BL 群 (1.12 kN) と CM 群 (1.10 kN) 間 ( $p = 0.999$ ) の破壊強度に有意差は認められなかった。

BL 群では, すべての試料が前装陶材とフレームワークの界面での破壊を示した。一方, TZ 群, LD 群および CM 群では, すべての試料が完全破壊を示した。また, いずれの試料でもアバットメントの破折は認められなかった。

SEM による破壊面観察において, BL 群ではジルコニアフレームワークと前装陶材と考えられる残留物が観察され, TZ 群および LD 群の試験片ではアクセスホール付近に破壊の起点が観察された。また, CM 群では, アクセスホール付近に明確な破壊の起点は確認できないが, アレストラインが観察された。さらに, アクセスホール周辺の観察から, TZ 群および LD 群では, 破壊の起点側に亀裂の進展が観察され, 反対側には一様な破壊面が観察された。一方, CM 群では, アレストラインが観察された反対側のアクセスホール周囲にも, 亀裂の進展が観察された。

本研究の範囲内において, 以下の結論を得た。

1. 4Y-PSZ 修復物および二ケイ酸リチウム含有セラミック修復物で製作した小臼歯部 HAC は, コンポジットレジン修復物および二層構造の BL 修復物で製作した HAC よりも高い破壊強度を有することが示された。

2. 本研究で評価した HAC は、いずれも小臼歯部におけるインプラント支持補綴装置として臨床応用可能であり、小臼歯部の最大咀嚼力に耐えうることが示された。

なお、本論文は Takano R, Honda J, Kobayashi T, Kubochi K, Takata H, Komine F (2022) Fracture strength of implant-supported hybrid abutment crowns in premolar region fabricated using different restorative CAD/CAM materials. Dent Mater J, doi:10.4012/dmj.2022-165.を基幹論文とし、走査電子顕微鏡によるアクセスホールの観察像を新たに加えることによって総括したものである。

## 緒 言

インプラント支持補綴装置（以下、ISP）や固定性義歯補綴装置（以下、FPD）は、1 歯中間欠損症例の補綴治療に用いられている。ISP は、小臼歯部の 1 歯欠損に対する補綴装置として FPD の代替となりえると報告されている<sup>1-3)</sup>。特に、下顎小臼歯部は患者の開口時に見える部分のため、審美性を考慮した治療が必要である。

優れた生体親和性と機械的強度を有したチタンアバットメントは ISP に広く応用されており、インプラントアバットメントとして高い生存率を示している<sup>1,4)</sup>。しかし、辺縁歯肉が薄い症例では、チタンアバットメントの金属色が辺縁歯肉を通して見えることがある<sup>3,5)</sup>。さらに、チタンアバットメントにセラミック修復物を装着した場合に、セラミック修復物の色調に影響を及ぼす可能性が報告されている<sup>3,5)</sup>。一方、二ケイ酸リチウム含有セラミックアバットメントやジルコニアアバットメントを使用することで、セラミック修復物を応用した ISP における上記の問題点を解消し、優れた審美性を獲得することが可能である<sup>3)</sup>。また、ジルコニアアバットメントはチタンアバットメントと同等の臨床における生存率を示している<sup>1,3,6)</sup>。しかし、ジルコニアアバットメントの偶発症として、アバットメントの破折がチタンアバットメントと比較して多く報告されている<sup>7,8)</sup>。また、ジルコニアは経年劣化や低温劣化を招く可能性が指摘されており<sup>9,10)</sup>、口腔内環境において、破壊強度や破壊靱性の低下が懸念される。

ハイブリッドアバットメントクラウン（以下、HAC）は、ジルコニアセラミックスまたは二ケイ酸リチウム含有セラミックスで製作した修復物をチタンアバットメントに接着して製作する<sup>11-13)</sup>。HAC はチタンアバットメントの機械的強度とセラミック材料の審美性を併せ持つインプラント上部構造である。さらに、余剰な装着材料を



口腔外で確実に除去できるため、インプラント周囲炎や骨吸収などの偶発症のリスクを低減することができる<sup>14)</sup>。しかし、セラミック修復物の脱離を防止するためには、適切な接着処理が必要である。さらに、HACの長期臨床成績に関する報告は少ない。

現在、HACに応用できるモノリシックCAD/CAM用歯冠色材料には、ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックス、レジン系材料などがある。小白歯部に対しては、従来の3 mol%イットリア安定化正方晶ジルコニア多結晶体(3Y-TZP)よりも透光性の高い4 mol%イットリア部分安定化ジルコニア(4Y-PSZ)の透光性ジルコニアが主に臨床応用されている。これまでの研究で、ISPへのコンポジットレジンの応用はセラミックスの代替となる可能性が報告されている<sup>15,16)</sup>が、その機械的強度には懸念がある。しかし、小白歯部のHACに推奨されるモノリシックCAD/CAM用歯冠色材料に関する報告は少ないのが現状である。

そこで本研究では、CAD/CAM用歯冠修復材料(透光性ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックス、コンポジットレジン)で製作された小白歯部HACの破壊強度を評価することを目的とした。本研究における帰無仮説は、透光性ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックスおよびコンポジットレジンで製作したHACの破壊強度に差はないこととした。

## 材料および方法

本研究で使用した材料をTable 1に示す。計44本の直径4.1 mmのインプラントレプリカ(ILA 20, Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA)を、治具(K655 custom cylinder, Tokyo Giken, Tokyo, Japan)を用いて常温重合レジン(Technovit 4000, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany)に水平面に対して垂直となるよう埋入した(Fig. 1)。チタンアバ

ットメント (GingiHue Post WPP452G, Biomet 3i) は, エアータービン (Presto Aqua, Nakanishi, Kanuma, Japan) とダイヤモンドポイント (106RD, Shofu, Kyoto, Japan) を用いて直径 5 mm, 高さ 7 mm となるよう調整した。

本研究で評価する ISP は, モノリシック修復物 (n=33) と二層構造修復物 (以下, BL) (n=11) の 2 群に分けた。さらに, モノリシック修復物は材料の違いにより, 透光性ジルコニア (4Y-PSZ) 修復物 (以下, TZ), ニケイ酸リチウム含有セラミック修復物 (以下, LD), コンポジットレジン修復物 (以下, CM) の 3 群に分けた (n=11)。

モノリシック修復物製作のためのワックスパターンは, アバットメント上にインレーワックスを用いて下顎第一小白歯の標準的な形態 (頬舌径 7.5 mm, 近遠心径 7.0 mm, 歯冠長 8.5 mm)<sup>17)</sup> になるよう形成した (Figs. 2a and 3)。アバットメントとワックスパターンをラボスキャナー (D2000, 3Shape, Copenhagen, Denmark) を用いてスキャンし, CAD ソフトウェア (3Shape Dental Designer, 3Shape) を用いて設計を行った (Figs. 2b-d)。セメントスペースはフィニッシュラインを除いて 40  $\mu$ m に設定し, 咬合面中央部に直径 2.7 mm のアクセスホールを設計した (Fig. 3)。TZ 群, LD 群, CM 群のモノリシック修復物は, それぞれ 4Y-PSZ ディスク (KATANA Zirconia STML A2, Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan), ニケイ酸リチウム含有セラミックブロック (IPS e.max CAD LT A2, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein), コンポジットレジンブロック (KATANA Avencia Block2 A2 ML, Kuraray Noritake Dental) から切削加工を行った。その後, TZ 群および LD 群は, 製造者指示に従って焼結を行った。

BL 群のフレームワークは, 咬合面および軸面の厚さを 0.5 mm, セメントスペースはフィニッシュラインを除いて 40  $\mu$ m に設定し, 咬合面中央部に直径 2.7 mm のアクセスホールを設計した。フレームワークは 3Y-TZP ディスク (KATANA Zirconia HT,

Kuraray Noritake Dental) から切削加工後、製造者指示に従って焼結を行った。その後、モノリシック修復物と同様の形態となるよう、ジルコニアフレームワークに長石質陶材 (Cerabien ZR, Kuraray Noritake Dental) の築盛、焼成を行った。

チタンアバットメントおよび各修復物に行った表面処理を Table 2 に示す。TZ 群, CM 群, BL 群の修復物内面に対して、平均粒径 50  $\mu\text{m}$  のアルミナ粒子 (Hi-Aluminas, Shofu) を用いて、噴射圧力 0.2 MPa, 10 秒間、距離 10 mm の条件でブラスト処理を行った。LD 群では、修復物内面に対して、9.5%フッ化水素酸ゲル (Porcelain Etch, Ultradent Products, South Jordan, UT, USA) を用いて 90 秒間処理を行い<sup>18)</sup>、水洗後、メタノール中で 5 分間の超音波洗浄を行った。すべての修復物の内面およびアバットメントに対してシランと MDP を含むプライマー (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental) を用いて表面処理を行った。その後、チタンアバットメントにレジジン系装着材料 (Panavia V5, Kuraray Noritake Dental) を用いて、5 N の荷重下で 10 分間保持し、接着した。

製作した HAC は、チタンスクリュー (Titanium Hexed UniScrew UNIHT, Biomet 3i) とトルクコントロールシステム (Torque Driver HTD-C, Biomet 3i) を用いてインプラントレプリカに 20 N $\cdot$ cm で締結した。その後、アクセスホールに光重合型コンポジットレジジン (Clearfil Majesty ES-2 A2 Shade, Kuraray Noritake Dental) を充填し、光照射器を用いて 30 秒間光照射を行った。製作した各群の試料は 37°C 精製水中に 24 時間保管した。

破壊強度試験は万能試験機 (Type 5567, Instron, Canton, MA, USA) を用いて行った。試料の咬合面中央に薄い鉛箔を介在させステンレスボール (直径: 4 mm) を設置し、クロスヘッドスピード毎分 0.5 mm の条件で各試料が破壊されるまで、静的圧縮荷重

を負荷した。なお破壊強度は、最大荷重値から 10%減少した時点における圧縮荷重値とした<sup>19)</sup>。

得られたデータは、統計学的分析ソフトウェア (IBM SPSS Statistics, version 27.0, IBM, Armonk, NY, USA) を用いて、Levene 検定を行った。その結果、等分散性が得られなかった ( $p=0.008$ ) ため、本研究ではノンパラメトリック検定を用いた。各群の破壊強度を比較するために、Kruskal-Wallis 検定と Steel-Dwass 検定を行った ( $\alpha=0.05$ )。

破壊強度試験後の破壊面を光学顕微鏡 (Stemi DV4, Carl Zeiss, Oberkochen, Germany) を用いて観察し、破壊形式を (a) 前装陶材とフレームワークの界面での破壊、(b) フレームワークおよび前装陶材の破壊、(c) 完全破壊の 3 種類に分類した。また、試料の破壊面に対して、走査型電子顕微鏡 (SEM, S-3000N, Hitachi High Technologies, Tokyo, Japan) を用いて試料表面の観察を行った。さらに、試料のアクセスホール周辺に対しても SEM 観察を行った。

## 結 果

各群における破壊強度および統計学的検討の結果を Table 3 に示す。Kruskal-Wallis 検定の結果、各群間に統計学的な有意差が認められた ( $p<0.001$ )。Steel-Dwass 検定の結果、TZ 群 (2.06 kN) と LD 群 (1.87 kN) の破壊強度は他の群と比較して有意に高い破壊強度を示し、TZ 群と LD 群間 ( $p=0.431$ )、BL 群 (1.12 kN) と CM 群 (1.10 kN) 間 ( $p=0.999$ ) の破壊強度に有意差は認められなかった。

BL 群では、すべての試料が前装陶材とフレームワークの界面での破壊を示した (Fig. 4a)。一方、TZ 群、LD 群および CM 群では、すべての試料が完全破壊を示した (Figs. 4b-d)。また、いずれの試料でもアバットメントの破折は認められなかった。

SEMによる破壊面観察において、BL群ではジルコニアフレームワークと前装陶材と考えられる残留物が観察され (Fig. 5a)、TZ群およびLD群の試験片ではアクセスホール付近に破壊の起点が観察された (Figs. 5b, c)。また、CM群では、アクセスホール付近に明確な破壊の起点は確認できないが、アレストラインが観察された (Fig. 5d)。さらに、アクセスホール周辺の観察から、TZ群およびLD群では、破壊の起点側に亀裂の進展が観察され、反対側には一様な破壊面が観察された (Figs. 6a, b)。一方、CM群では、アレストラインが観察された反対側のアクセスホール周囲にも、亀裂の進展が観察された (Fig. 6c)。

## 考 察

本研究は、CAD/CAM用メタルフリー材料である4Y-PSZ、二ケイ酸リチウム含有セラミックスおよびコンポジットレジンを用いて製作した小臼歯部HACの破壊強度を明らかにすることを目的とした。本研究では、TZ群およびLD群は、他の2群に比べ有意に高い破壊強度を示し、透光性ジルコニア、二ケイ酸リチウム含有セラミックスおよびコンポジットレジンで製作したHACの破壊強度に差はないこととした帰無仮説は棄却された。

本研究の結果から、小臼歯部におけるモノリシック4Y-PSZ修復物およびモノリシック二ケイ酸リチウム含有セラミック修復物を応用したHACは、二層構造のBL修復物およびモノリシックコンポジットレジン修復物と比較して、高い破壊強度を有することが示唆された。この結果は、使用材料の曲げ強さなどの機械的性質が関係していると考えられる。これまでの研究で、4Y-PSZおよび二ケイ酸リチウム含有セラミックスはコンポジットレジンよりも高い曲げ強さを有すると報告されている<sup>20)</sup>。ま

た、BL 群では、すべての試料で前装陶材の破折が認められたが、3Y-TZP フレームワークに破折は認められなかった。このことは、オールセラミック ISP の偶発症として前装陶材の破折が多く報告されるという先行研究<sup>21)</sup>の結果と一致している。

本研究で評価したすべての試料の最小破壊強度は 0.7 kN を超えており、これは小白歯の最大咀嚼力である 0.47 kN<sup>22)</sup>より大きい。この結果は、本研究で評価した HAC が臨床応用可能であることを示唆している。*in vitro* 研究では、チタンベースにジルコニアや二ケイ酸リチウム含有セラミックスを接着して製作したアバットメントは、破壊強度試験や加速劣化試験により影響を受けるという報告<sup>13, 23)</sup>があるが、本研究ではチタンアバットメントやアバットメントスクリューの破折は観察されなかった。以上のことから、小白歯における HAC にはチタンアバットメントの使用が望ましいと考えられる。

CAD/CAM コンポジットレジン材料は、弾性係数が象牙質と近似している、咀嚼力に対する衝撃吸収効果がある<sup>24)</sup>などの利点があり、ISP への応用は有効であると考えられている<sup>25)</sup>。本研究では、CM 群と BL 群の破壊強度に有意差は認められず、CM 群は小白歯部において臨床応用可能な破壊強度を示した。これらの結果から、小白歯部における HAC に CAD/CAM コンポジットレジン修復物が応用可能であることが示唆された。CM 群の SEM による破壊面の観察の結果、同心円状のアレストラインが観察され、亀裂の進展が停止していること<sup>26)</sup>が確認された。これは、アクセスホールに生じる引張応力に対して抵抗している可能性を示している。また、TZ 群や LD 群では、アクセスホールのいずれか一方にのみ破壊の起点や亀裂の進展が観察されたのに対して、CM 群では、アレストラインが観察された反対側のアクセスホール周辺にも亀裂の進展を観察した。このことから、CM 群では、アクセスホールに生じる引張

応力に対して、両側で材料の変形が生じ、亀裂の進展に対して抵抗している可能性が示唆された。一方で、コンポジットレジン修復物は口腔内環境において、咬合面の摩耗や劣化が生じること<sup>27)</sup>が知られているが、本研究のデザインには限界があるため、コンポジットレジン修復物を HAC に臨床応用するためには、更なる研究が必要である。

## 結 論

本研究の範囲内において、以下の結論を得た。

1. 4Y-PSZ 修復物および二ケイ酸リチウム含有セラミック修復物で製作した小臼歯部 HAC は、コンポジットレジン修復物および二層構造の BL 修復物で製作した HAC よりも高い破壊強度を有することが示された。
2. 本研究で評価した HAC は、いずれも小臼歯部におけるインプラント支持補綴装置として臨床応用可能であり、小臼歯部の最大咀嚼力に耐えうることを示された。

## 文 献

- 1) Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24: 384-390.
- 2) Mangano FG, Shibli JA, Sammons RL, Iaculli F, Piattelli A, Mangano C. Short (8-mm) locking-taper implants supporting single crowns in posterior region: a prospective clinical study with 1-to 10-years of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25: 933-940.
- 3) Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29 Suppl: 99-116.
- 4) Cao Y, Yu C, Wu Y, Li L, Li C. Long-term survival and peri-implant health of titanium implants with zirconia abutments: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont* 2019; 28: 883-892.
- 5) Totou D, Naka O, Mehta SB, Banerji S. Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. *Int J Implant Dent* 2021; 7.
- 6) Laass A, Sailer I, Hüsler J, Hämmerle CH, Thoma DS. Randomized controlled clinical trial of all-ceramic single-tooth implant reconstructions using modified zirconia abutments: results at 5 years after loading. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2019; 39: 17-27.
- 7) Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-year randomized controlled prospective clinical trial on different CAD-CAM implant



- abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016; 18: 1134-1141.
- 8) Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 775-781.e1.
  - 9) Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24: 299-307.
  - 10) Bergamo ETP, Campos TMB, Lopes ACO, Cardoso KB, Gouvea MVR, de Araújo-Júnior ENS, et al. Hydrothermal aging affects the three-dimensional fit and fatigue lifetime of zirconia abutments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021; 124: 104832.
  - 11) Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *J Prosthet Dent* 2014; 111: 181-185.
  - 12) Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence Int* 2019; 50: 260-269.
  - 13) Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns - A laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2019; 30: 90-98.
  - 14) Wittneben JG, Joda T, Weber HP, Bragger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontol 2000* 2017; 73: 141-151.
  - 15) Komine F, Taguchi K, Fushiki R, Kamio S, Iwasaki T, Matsumura H. In vitro comparison of fracture load of implant-supported, zirconia-based, porcelain- and composite-layered restorations after artificial aging. *Dent Mater J* 2014; 33: 607-613.
  - 16) Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H. Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported

- zirconia-based molar crowns. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26: 1407-1413.
- 17) Renner RP. *An introduction to dental anatomy and esthetics*. Chicago: Quintessence Pub. Co; 1985. p. 50.
  - 18) Levartovsky S, Bohbot H, Shem-Tov K, Brosh T, Pilo R. Effect of different surface treatments of lithium disilicate on the adhesive properties of resin cements. *Materials* 2021; 14: 3302.
  - 19) Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent* 2001; 29: 187-196.
  - 20) Elraggal A, Afifi R, Abdelraheem I. Effect of erosive media on microhardness and fracture toughness of CAD-CAM dental materials. *BMC Oral Health* 2022; 22.
  - 21) Pjetursson BE, Sailer I, Latyshev A, Rabel K, Kohal RJ, Karasan D. A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2021; 32 Suppl 21: 254-288.
  - 22) Padma S, Umesh S, Asokan S, Srinivas T. Bite force measurement based on fiber Bragg grating sensor. *J Biomed Opt* 2017; 22: 1-6.
  - 23) Guilherme NM, Chung KH, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 206-213.
  - 24) Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013; 29: 419-426.
  - 25) Rohr N, Coldea A, Zitzmann NU, Fischer J. Loading capacity of zirconia implant supported hybrid ceramic crowns. *Dent Mater* 2015; 31: e279-e288.
  - 26) Saratti CM, Rocca GT, Durual S, Lohbauer U, Ferracane JL, Scherrer SS.

Fractography of clinical failures of indirect resin composite endocrown and overlay restorations. *Dent Mater* 2021; 37: e341-e359.

- 27) Komine F, Honda J, Kusaba K, Kubochi K, Takata H, Fujisawa M. Clinical outcomes of single crown restorations fabricated with resin-based CAD/CAM materials. *J Oral Sci* 2020; 62: 353-355.

## 表および図

Table 1 Materials used in this study

Material (Lot no.)	Components	Manufacturer
<b>Implant body</b>		
Implant Lab Analog ILA20 (1232835)	Cu 60%, Zn 40%	Biomet 3i, Palm Beach Gardens, FL, USA
<b>Implant abutment</b>		
GingiHue Post WPP452G (1232756)	Ti 99% (grade 4)	Biomet 3i
<b>Abutment screw</b>		
Hexed UniScrew UNIHT (1230845)	Ti 99% (grade 4)	Biomet 3i
<b>4Y-PSZ material</b>		
Katana Zirconia STML A2 (ECXSG)	ZrO <sub>2</sub> 88-93%, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 7-10%, others	Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan
<b>3Y-TZP material</b>		
Katana Zirconia HT (EBFLS)	ZrO <sub>2</sub> 94.4%, Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 5.4%, others	Kuraray Noritake Dental
<b>Feldspathic porcelain</b>		
Cerabian ZR; SBA2, A2B, E2 (SBA2: EDKTZ, A2B: DSTIQ, E2: DRDIQ)	SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , Na <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, others	Kuraray Noritake Dental
<b>Lithium disilicate ceramics</b>		
IPS e.max CAD LT A2 (Z00TPW)	SiO <sub>2</sub> , Li <sub>2</sub> O, K <sub>2</sub> O, Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , P <sub>2</sub> O <sub>5</sub> , ZrO <sub>2</sub> , ZnO, MgO, coloring oxides	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>Composite resin block</b>		
Katana Avencia Block2 A2 (000107)	UDMA, methacrylate monomer, SiO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Kuraray Noritake Dental
<b>Luting agent</b>		
Panavia V5 (C80147)	Bis-GMA, TEGDMA, hydrophobic aromatic dimethacrylate, hydrophobic aliphatic dimethacrylate, initiators, accelerators, silanated barium glass filler, silanated fluoroaluminosilicate glass filler, colloidal silica, silanated aluminum oxide filler, CQ, pigments	Kuraray Noritake Dental
<b>Priming agent</b>		
Clearfil ceramic primer plus (870037)	TMSPMA, MDP, ethanol	Kuraray Noritake Dental

4Y-PSZ, 4 mol% yttria partially stabilized zirconia; 3Y-TZP, 3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal; UDMA, urethane dimethacrylate; Bis-GMA, bisphenol A-diglycidyl methacrylate; TEGDMA, triethyleneglycol dimethacrylate; CQ, *dl*-camphorquinone; TMSPMA, 3-trimethoxysilylpropyl methacrylate; MDP, 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate.

Table 2 Surface treatments of the materials used in the present study

Material	Surface treatment	Priming agent
Titanium abutment	Airborne-particle abrasion with 50 $\mu\text{m}$ $\text{Al}_2\text{O}_3$ particles at 0.5 MPa for 10 s	CCP
BL TZ group CM	Airborne-particle abrasion with 50 $\mu\text{m}$ $\text{Al}_2\text{O}_3$ particles at 0.2 MPa for 10 s	CCP
LD group	Etching with 9.5% hydrofluoric acid for 90 s	CCP

BL, bi-layered restorations; TZ, 4Y-PSZ restorations; LD, lithium disilicate ceramic restorations; CM, dispersed nanoparticle-filled composite resin restorations; CCP, Clearfil ceramic primer plus.

Table 3 Descriptive statistical analysis for the fracture strength values (kN) and the results of fracture mode

Group	Median	Maximum	Minimum	IQR*	Category <sup>#</sup>	Failure mode, no. of specimens		
						V	F	C
BL	1.12	1.43	0.71	0.45	a	11	0	0
TZ	2.06	2.64	1.61	0.60	b	0	0	11
LD	1.87	2.42	1.38	0.66	b	0	0	11
CM	1.10	2.31	0.80	0.22	a	0	0	11

BL, bi-layered restorations; TZ, 4Y-PSZ restorations; LD, lithium disilicate ceramic restorations; CM, dispersed nanoparticle-filled composite resin restorations; V, fracture of the veneering porcelain; F, fracture of the zirconia framework along with the veneering porcelain; and C, catastrophic fracture. IQR\*: Interquartile range.

Category<sup>#</sup>: Identical letters indicate that the values are not statistically different (Steel-Dwass test,  $p>0.05$ ).

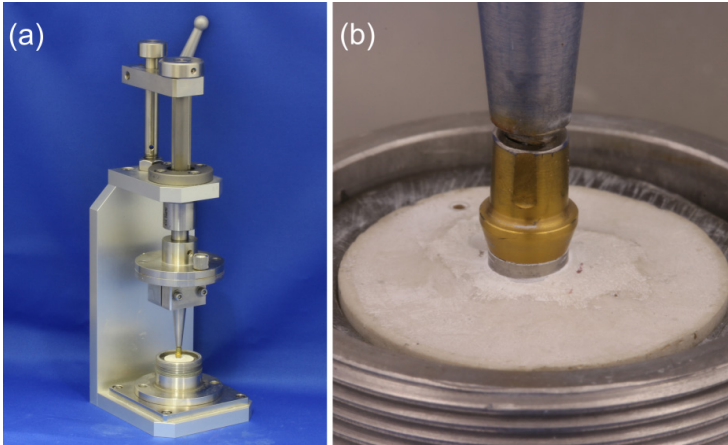


Fig. 1 Apparatus used for embedding the implant replica; (a) overall view and (b) enlarged view of the apparatus.

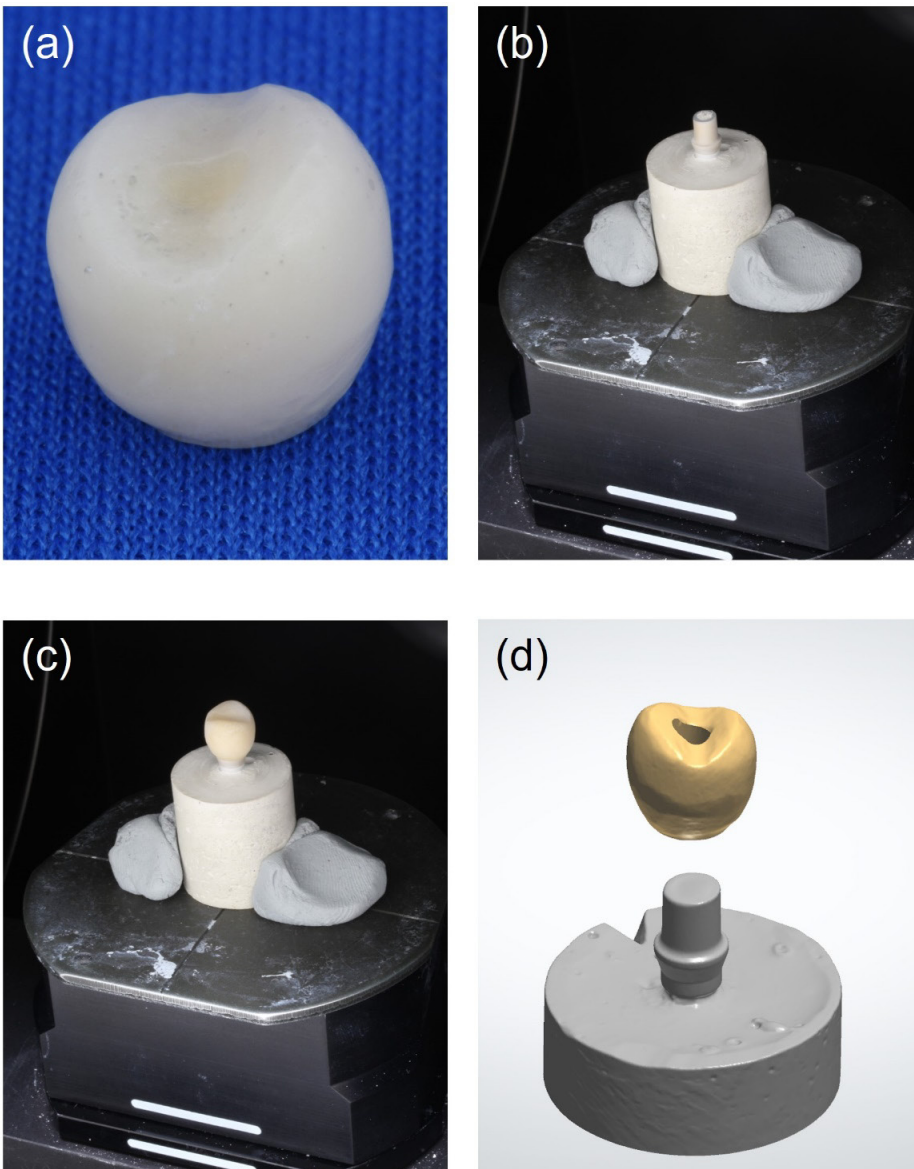


Fig. 2 Design process using CAD/CAM system: (a) wax pattern, (b) scanning of the titanium abutment, (c) scanning of the wax pattern, (d) constructed design of the restoration.

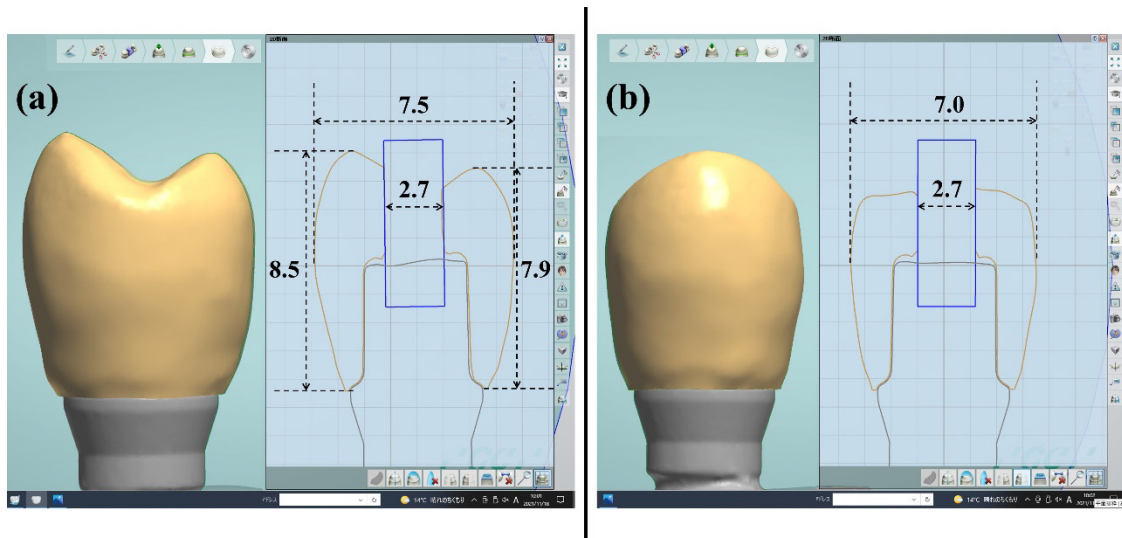


Fig. 3 Schematic illustrations of the monolithic restorations; (a) bucco-lingual plane and (b) mesio-distal plane (unit, mm).

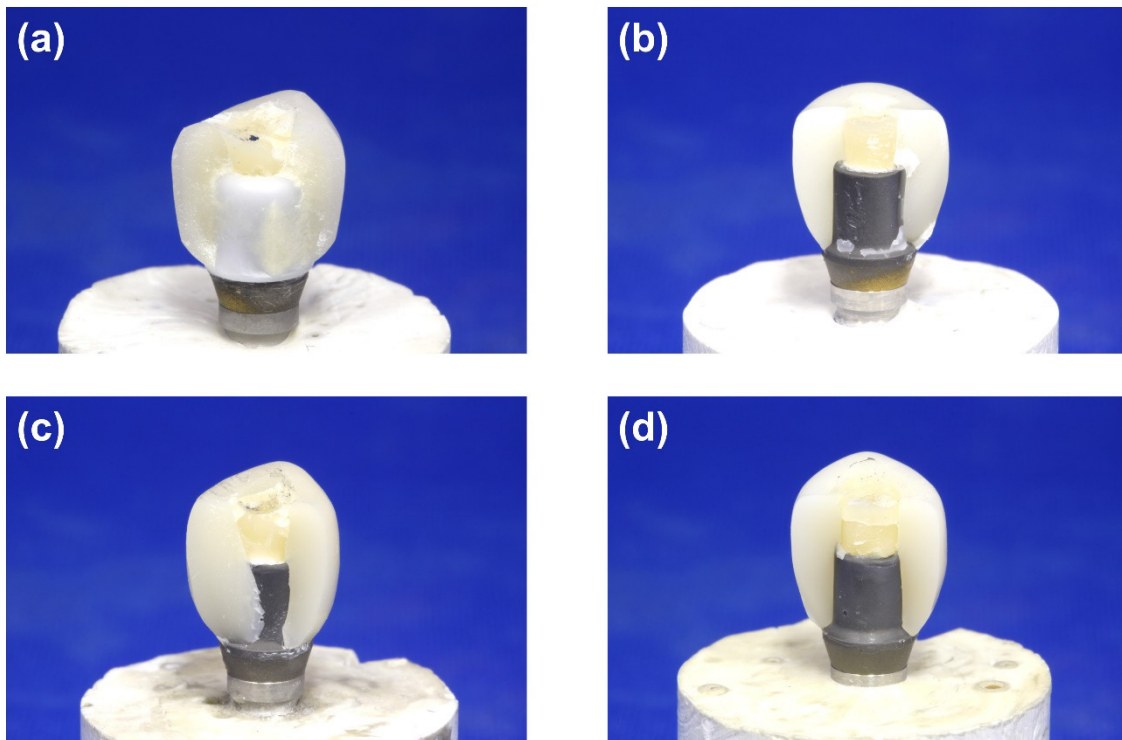


Fig. 4 Representative specimens of the fractured HACs in each group after fracture resistance testing: (a) BL, (b) TZ, (c) LD, and (d) CM groups.



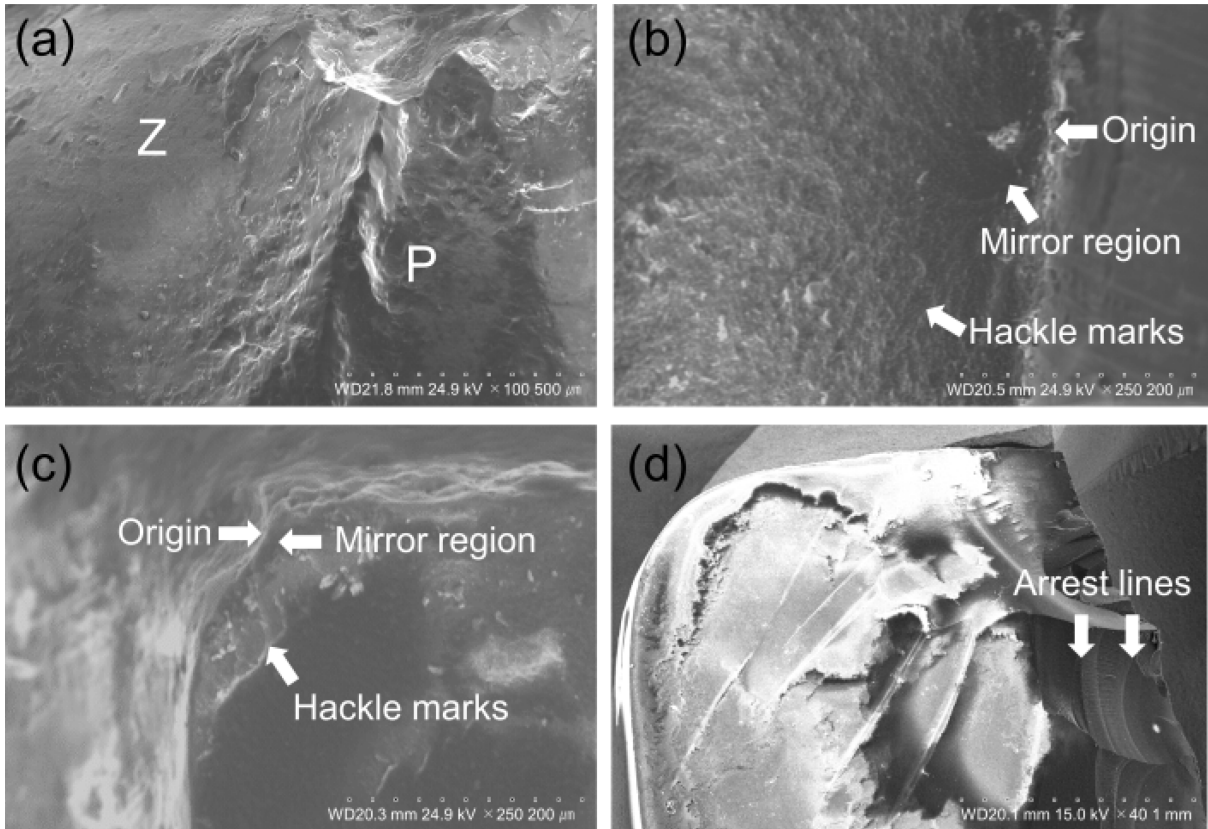


Fig. 5 Representative SEM images after fracture resistance testing (original magnification (a)  $\times 100$ , (b and c)  $\times 250$ , and (d)  $\times 40$ ): (a) BL, (b) TZ, (c) LD, and (d) CM groups; Z, zirconia; P, porcelain.

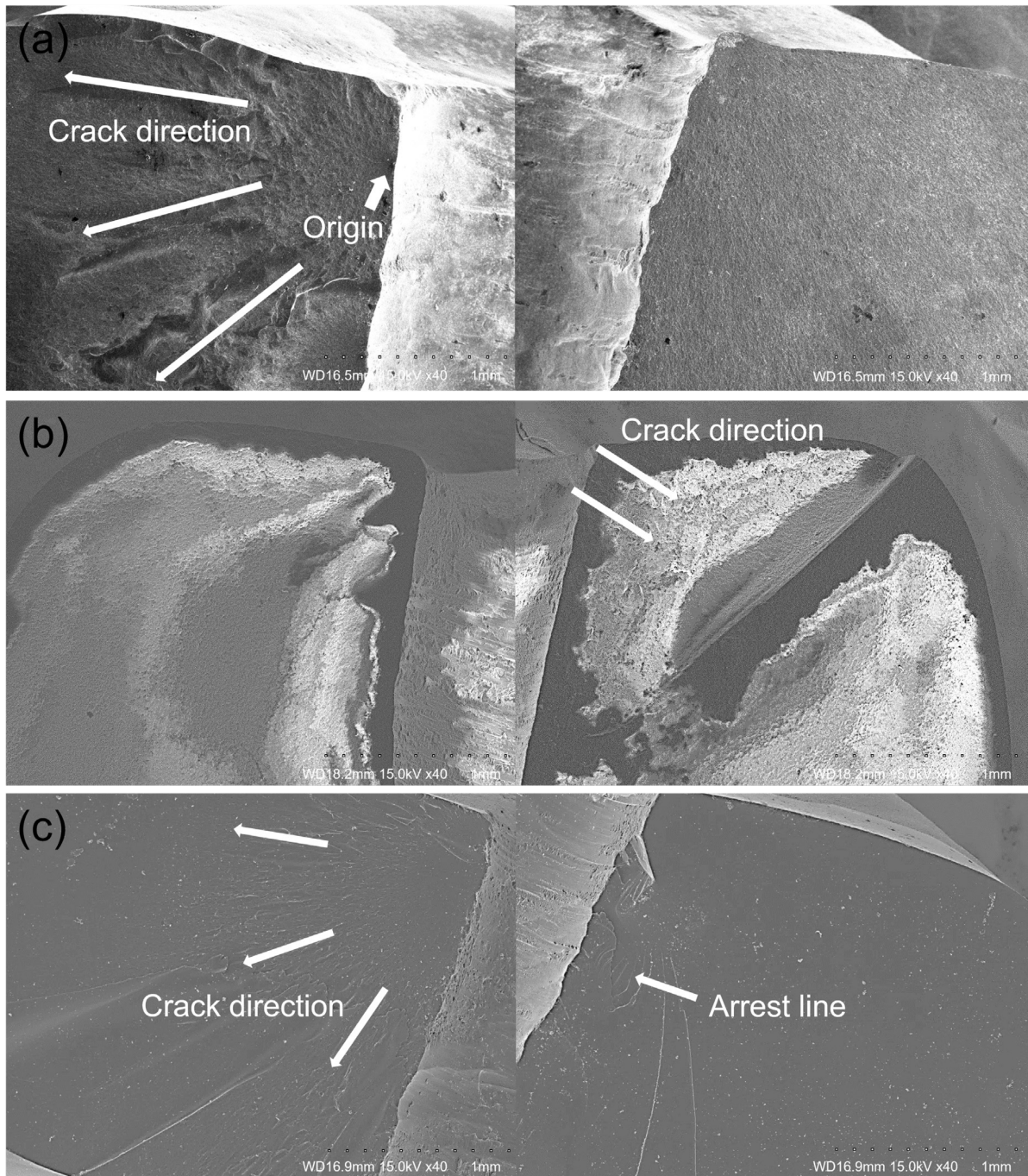


Fig. 6 Representative SEM images of the access hole area after fracture resistance testing (original magnification  $\times 40$ ): (a) TZ, (b) LD, and (c) CM groups.