

ジルコニア：マテリアルサイエンスから見た最新のエビデンス

猪越正直, 水口俊介

Latest evidence of dental zirconia ceramics from material science

Masanao Inokoshi, DDS, PhD, PhD and Shunsuke Minakuchi, DDS, PhD

抄 録

近年、ジルコニアは補綴歯科治療において欠かせない材料となっており、陶材焼付鑄造冠に代わるゴールドスタンダードとなりつつある。特に高透光型ジルコニアが上市されて以来、モノリシックジルコニア製補綴装置が製作可能となり、さまざまな部位に臨床応用されてきている。一方で、上市されてからの歴史が比較的浅いジルコニアは、材料に関するエビデンスも日進月歩であり、常に情報をアップデートする必要がある。本論文では、近年使用されているさまざまなジルコニアについて、1) ジルコニアの種類と分類、2) ジルコニアの焼成、3) ジルコニアの付加製造、4) ジルコニアの接着という4つの観点から現時点でのエビデンスを整理し、解説する。

キーワード

高速焼成, セラミックス, 積層造形, 付加製造, 高透光性

ABSTRACT

Zirconia ceramics are now widely used in dentistry as one of the golden standards of restorative materials. More recently, highly translucent zirconia ceramics and multi-layered zirconia have enabled us to apply monolithic zirconia restorations in both anterior and posterior regions. Several new zirconia materials, as well as different fabrication techniques, have been introduced, which makes difficult to sketch the current status of dental zirconia ceramics. In this paper, we focused on the three aspects of zirconia ceramics: 1) classification of zirconia, 2) sintering of zirconia, 3) additive manufacturing of zirconia, and 4) bonding strategy to zirconia-based restorations. We summarized the novel scientific evidence of dental zirconia ceramics.

Key words:

Speed sintering, Ceramics, Additive manufacturing, Translucency

I. 緒 言

従来の歯科用金属材料に代わる材料として、良好な審美性と高い機械的強度、生体親和性を持つジルコニアが注目されている。ジルコニアは、歯科に導入された直後には補綴装置のフレームワークとして使用され

ていたが、現在ではモノリシックジルコニアクラウン、インプラントアバットメントやフィクスチャーとしても使用されるようになっており、適用範囲が広がっている。本稿では、歯科用ジルコニアの最新事情と臨床使用上の注意点について、ジルコニアの種類と分類、ジルコニアの焼成、ジルコニアの付加製造、ジルコニアの接着という4つのトピックスから解説したい。

II. ジルコニアの種類と分類

1. ジルコニアとは

ジルコニアとは、二酸化ジルコニウム (ZrO_2) のことであり、単斜晶、正方晶、立方晶という3つの結晶相がある。ジルコニアは常温では単斜晶が最も安定だが、 $1170^\circ C$ で正方晶に、 $2370^\circ C$ で立方晶に相変態する。ジルコニアに対してイットリア (Y_2O_3) やセリア (CeO_2) といった安定化材を添加すると、添加した安定化材の量に応じて常温で正方晶、または立方晶を得ることができる。歯科用ジルコニアでは、安定化材としてイットリアが最もよく用いられており、歯科用ジルコニアの多くがイットリア部分安定化型ジルコニアとなっている。

歯科に導入された当初のジルコニアは、3 mol% イットリア部分安定化型ジルコニアであり、3Y-TZP (3 mol% yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals) と呼ばれている。3Y-TZP の結晶相の中で正方晶は準安定であり、応力などによって単斜晶に相転移することが知られている。その際、ジルコニアの体積が増加するため、亀裂の進展を停止することが可能となり、良好な機械的強度を示す。一般的な3Y-TZPには正方晶が80~90 wt%、立方晶が10~20 wt%含まれている¹⁾。この従来型3Y-TZPは機械的強度に優れるものの、透光性は低く、審美性改善のために陶材を前装する必要があった。

2. 高透光性ジルコニアとマルチレイヤージルコニア

従来型3Y-TZPの透光性を改善すべく、アルミナの含有量を減じた高透光性3Y-TZPが開発、上市された。高透光性3Y-TZPにより、臼歯部のモノリシックジルコニア製補綴装置を製作することが可能となったが、前歯部のモノリシックジルコニア製補綴装置を製作するのは、審美性の面から困難であった。さらに、アルミナの含有量が低下したことにより、従来の3Y-TZPに比べて低温劣化への耐性がやや低くなっている。

高透光性3Y-TZPの透光性をさらに改善するため、イットリア含有量を増やした高透光性イットリア部分安定化型ジルコニア (yttria-partially stabilized zirconia: Y-PSZ)が開発された。この高透光性Y-PSZはイットリアを4 mol%以上含有しており、結晶相のうち立方晶の含有量が増加している (30~70 wt%)。立方晶の含有量が増えると、ジルコニアの透光性は向上するため、Y-PSZを用いることによって前歯部の

モノリシックジルコニアクラウンの製作が可能となった。その後、高透光性Y-PSZのCAD-CAM用ジルコニアディスクで色調にグラデーションを持たせたマルチレイヤージルコニアが上市された。これにより、ジルコニアの審美性は飛躍的に向上し、モノリシックジルコニア製補綴装置の適用が広がった。現在の高透光性Y-PSZには4~6 mol%のイットリアが含有されており²⁾、組成は製品によって異なっている。

近年、強度の必要な歯頸部側には高強度ジルコニア (3Y-TZP や 4Y-PSZ)、透光性が必要な切縁側には高透光性ジルコニア (5Y-PSZ 等) を配置した混合組成マルチレイヤージルコニアが登場した。混合組成マルチレイヤージルコニアを用いることにより、審美性を損なうことなく大型の補綴装置を製作することが可能となった。この守備範囲の広さから、今後はこの混合組成マルチレイヤージルコニアの適用が増加するものと思われる。

III. ジルコニアの焼成

1. ジルコニアの焼成とは

歯科用ジルコニアは、製造業者から半焼結体のブロックまたはディスクで提供されることがほとんどであり、CADデータを元にCAM機にて切削することによって加工する。切削加工した半焼結体は、焼成炉を用いて $1400^\circ C$ から $1600^\circ C$ で焼成し、完全焼結体とする必要がある。焼成炉での焼成プログラムは昇温、係留、降温に分けられ、従来の焼成方法では、焼成を完了するまで7時間以上かかるのが一般的であった。一般に、焼成温度の上昇と、焼成時の係留時間の延長によってジルコニア粒子の粒径が大きくなる¹⁾。従来型3Y-TZPにおいては、焼成温度の上昇と係留時間の延長により、正方晶内のイットリア含有量が低下し、低温劣化しやすくなる傾向にあった。一方で高透光性3Y-TZP、4Y-PSZでは焼成温度の上昇に伴って低温劣化しやすくなったが、5Y-PSZでは著変は認められなかった³⁾。透光性に関しては、4Y-PSZ、5Y-PSZでは焼成温度の上昇に伴って透光性が高くなる傾向が認められた。高透光性3Y-TZP、4Y-PSZ、5Y-PSZいずれにおいても、焼成温度の上昇は機械的強度に影響を与えなかった³⁾。

近年、ジルコニアの高速焼成という概念が導入され、注目されている。高速焼成とは、従来7時間必要だった焼成を90分程度で完了するというものである。一部の製品では、18分といった超高速焼成が可能であると謳われているジルコニアもある。高速焼成、超高速

表 1 高速焼成がジルコニアの透光性に与える影響

著者名	ジルコニア	焼成条件	結果
Al-Zordk ら ⁴⁾	Zolid FX Preshaded (Amann Girschbach), Zolid FX White (Amann Girschbach), DD Cubex2 (Dental Direct), DD Bio ZX2 (Dental Direct)	従来法 (1450°C, 係留時間 120 分), 高速焼成 (1450°C, 係留時間 50/60 分)	Zolid FX White: 従来法の透光性は高速焼成よりも有意に高い, Zolid FX Preshaded, DD Cubex2, DD Bio ZX2: 従来法と高速焼成に有意差なし.
Cokic ら ⁵⁾	KATANA STML (Kuraray Noritake), CEREC Zr, inCoris TZI (Dentsply Sirona)	KATANA STML: 従来法 (1550°C, 係留時間 120 分), 超高速焼成 (1560°C, 係留時間 16 分), CEREC Zr: 超高速焼成 (1580°C, 係留時間 3 分), in Coris TZI: 従来法 (1510°C, 係留時間 120 分)	CEREC Zr, inCoris TZI: 従来法の透光性は高速焼成よりも有意に高い, KATANA STML: 従来法と高速焼成の透光性に有意差なし.
Yang ら ⁶⁾	Copran Zr-I, Copran Zr-i Ultra-T (Whitepeaks dental) Cercon HT, Cercon XT (Dentsply Sirona)	Copran: 従来法 (1500°C, 係留時間 90 分), 高速焼成 (1500°C, 係留時間 30 分), Cercon: 従来法 (1520°C, 係留時間 130 分), 高速焼成 (1540°C, 係留時間 35 分)	Copran Zr-I, Cercon XT: 従来法の透光性は高速焼成よりも有意に高い, Copran Zr-i Ultra-T (white), Copran Zr-i Ultra-T (A2), Cercon HT: 従来と高速焼成に有意差なし.

速焼成ジルコニアは、1-day トリートメントのようなチェアサイドでのジルコニア製補綴装置製作に用いられている。本稿ではジルコニアの高速焼成に関する文献エビデンスをいくつか紹介する。

2. ジルコニアの高速焼成と透光性

ジルコニアの高速焼成が透光性に与える影響を調査した文献を表 1 に示す。Al-Zordk らは、4 種類のジルコニアを従来法の焼成方法 (係留時間 120 分) と高速焼成 (係留時間 50 分/60 分) にて焼成し、3 種類のジルコニアでは従来法と高速焼成に有意な差は認められなかったが、Zolid FX White (Amann Girschbach AG) では従来法の方が高速焼成よりも高い透光性を示したことを報告している⁴⁾。Cokic らは、KATANA STML (Kuraray Noritake), CEREC Zr (Dentsply Sirona), inCoris TZI (Dentsply Sirona) を従来法と高速焼成、超高速焼成にて焼成し、KATANA STML では従来法と高速焼成に有意な差は認められなかったが、CEREC Zr, inCoris TZI では従来法の方が高速焼成よりも高い透光性を示したと報告している⁵⁾。Yang らは、5 種類のジルコニアを従来法と高速焼成にて焼成し、Copran Zr-i Ultra-T Copran Zr-i Ultra-T (white, A2, Whitepeaks dental), Cercon HT (Dentsply Sirona) では従来法と高速焼成に有意な差は認められなかったが、Copran Zr-I, Cercon XT では従来法の方が高速焼成よりも高い透光性を示したと報告している⁶⁾。これらの論文の結果を総合すると、ジルコニアによっては高速焼成によって透光性に変化が認められないものがある一方で、透光性が低下するものもあることがわかる。

3. ジルコニアの高速焼成と機械的強度

次に高速焼成がジルコニアの機械的強度に与える影響を報告した文献を表 2 に示す。Ersoy らは、inCoris ZI (Dentsply Sirona) と inCoris TZI (Dentsply Sirona) を従来法、高速焼成、超高速焼成にて焼成し、超高速焼成は、従来法と高速焼成に比べて有意に高い曲げ強さを示したと報告している⁷⁾。一方で、従来法と高速焼成には有意な差は認められなかった。Lawson らは、KATANA STML (Kuraray Noritake), Prettau Anterior (Zirconzahn), Zpex Smile (Tosoh) を従来法、高速焼成、超高速焼成にて焼成し、Prettau Anterior と Zpex Smile では従来法は高速焼成よりも有意に高い曲げ強さを示したが、KANATA STML では従来と高速焼成に有意な差は認められなかったと報告している⁸⁾。Jerman らは、Ceramill ZI, Ceramill Zolid, Ceramill Zolid HT+ を従来法と超高速焼成にて焼成し、Ceramill Zolid HT では超高速焼成は従来法よりも有意に高い曲げ強さを示したが、その他のジルコニアでは有意な差は認められなかったことを報告している⁹⁾。Jansen らは、Ceramill ZI (3Y-TZP, Amann Girschbach), Ceramill Zolid (3Y-TZP, Amann Girschbach), Ceramill Zolid HT+ (Amann Girschbach) を従来法と超高速焼成にて焼成し、Ceramill Zolid HT, Ceramill ZI では、超高速焼成 (1590°C) の曲げ強さは、超高速焼成 (1570°C) と従来法よりも有意に高かったが、Ceramill Zolid では超高速焼成、従来法に有意な差が認められなかったと報告している¹⁰⁾。Lümkemann らは Ceramill Zolid HT+ を従来法と高速焼成にて焼成し、高速焼成の曲げ強さは従来法よりも有意に低かったと報告している¹¹⁾。Cokic らは KATANA STML (Kuraray Noritake), CEREC Zr

表 2 高速焼成がジルコニアの機械的強度に与える影響

著者名	ジルコニア	焼成条件	試験方法	結果
Ersoy ら ⁷⁾	inCoris ZI, inCoris TZI (Dentsply Sirona)	従来法 (8 時間), 高速焼成 (2 時間), 超高速焼成 (10 分)	3 点曲げ試験	超高速焼成の曲げ強さは, 高速焼成または従来法に比べて有意に高い. 高速焼成と従来法に有意差なし.
Lawson ら ⁸⁾	KATANA STML (Kuraray Noritake), Prettau Anterior (Zirconzahn), Zpex Smile (Tosoh)	従来法 (7 時間), 高速焼成 (30 分), 超高速焼成 (18 分: KATANA STML のみ)	3 点曲げ試験	Prettau Anterior, Zpex Smile では従来法の曲げ強さが高速焼成よりも有意に高い. KATANA STML では従来法と高速焼成に有意差なし.
Jerman ら ⁹⁾	Ceramill ZI, Ceramill Zolid, Ceramill Zolid HT+ (Amann Girrbach)	従来法 (係留時間 10 分), 超高速焼成 (係留時間 2 時間)	3 点曲げ試験	Ceramill Zolid HT+ では超高速焼成の曲げ強さは従来法に比べて有意に高い. Ceramill ZI, Ceramill Zolid では超高速焼成と従来法に有意差なし.
Jansen ら ¹⁰⁾	Ceramill ZI (3Y-TZP), Ceramill Zolid (3Y-TZP), Ceramill Zolid HT+ (Amann Girrbach)	超高速焼成 (1590°C, 係留時間 10 分), 超高速焼成 (1570°C, 係留時間 10 分), 従来法 (1450°C, 係留時間 2 時間)	二軸曲げ試験	Ceramill Zolid HT, Ceramill ZI では, 超高速焼成 (1590°C) の曲げ強さは, 超高速焼成 (1570°C) と従来法よりも有意に高い. Ceramill Zolid では超高速焼成, 従来法に有意差なし.
Lümkemann ら ¹¹⁾	Ceramill Zolid HT+ (4Y-PSZ), (Amann Girrbach)	高速焼成 (1580°C), 従来法 (1450°C)	二軸曲げ試験	高速焼成の曲げ強さは従来法よりも有意に低い.
Cokic ら ⁵⁾	KATANA STML (Kuraray Noritake), CEREC Zr, inCoris TZI (Dentsply Sirona)	KATANA STML: 従来法 (1550°C, 係留時間 120 分), 超高速焼成 (1560°C, 係留時間 16 分), CEREC Zr: 超高速焼成 (1580°C, 係留時間 3 分), in Coris TZI: 従来法 (1510°C, 係留時間 120 分)	二軸曲げ試験	KATANA STML: 従来法と高速焼成に有意差なし. CEREC Zr, inCoris TZI: 従来法と高速焼成に有意差なし.
Yang ら ⁶⁾	Copran Zr-I, Copran Zr-i Ultra-T (Whitepeaks dental) Cercon HT, Cercon XT (Dentsply Sirona)	Copran: 従来法 (1500°C, 係留時間 90 分), 高速焼成 (1500°C, 係留時間 30 分), Cercon: 従来法 (1520°C, 係留時間 130 分), 高速焼成 (1540°C, 係留時間 35 分)	3 点曲げ試験 二軸曲げ試験	従来法と高速焼成に有意差なし.

(Dentsply Sirona), inCoris TZI (Dentsply Sirona) を従来法と超高速焼成にて焼成し, いずれも従来と超高速焼成に有意な差が認められなかったことを報告している⁵⁾. Yang らは 5 種類のジルコニアを従来法と高速焼成にて焼成し, いずれにおいても従来法と高速焼成に有意な差は認められなかったことを報告している⁶⁾.

このように, 高速焼成がジルコニアに与える影響は, ジルコニアの種類だけでなく論文毎に大きく異なっていることが多い. 高速焼成の検討は充分とは言えず, 今後の更なる調査が必要であると考え. また, 高速焼成を適用する場合, 製造業者から高速焼成可能であると謳われているジルコニアに限定するべきであるという点に留意したい.

IV. 付加製造ジルコニア

1. ジルコニアの付加製造とは

これまで歯科用ジルコニア補綴装置はもっぱら切削加工にて製作されていた. 近年, いわゆる 3D プリン

タを用いて, 付加製造法にてジルコニアを成形することが可能となっている. 付加製造によるジルコニア製作方法には, 大きく分けて 3 通りある: 粉末焼結積層造形法¹²⁾, 光造形法¹³⁻¹⁶⁾, インクジェットプリンティング法¹⁷⁾である. ジルコニアセラミックスのような融点の高い材料は, 高密度化するために高温で長時間の処理が必要となる. また, 粉末焼結時の熱応力が焼結体にクラックを発生させる可能性がある. これらの理由から, ジルコニアの粉末焼結積層造形法による製作は困難である. したがって, ジルコニアの積層造形法の中で現在一般的な手法は, 光造形法となっている. ジルコニアの光造形法では, 光硬化性樹脂にジルコニア粉末を混合したスラリーを用い, スラリーを光重合させた後, 脱脂, 焼成を経て付加製造ジルコニアを完成させる.

現在, Lithoz, 3D Ceram, Admatec, 写真化学, XJet といったメーカーが付加製造ジルコニア製作装置を販売している. Lithoz, 3D Ceram, Admatec, 写真化学は光造形法を応用しているのに対して, XJet はインクジェットプリンティングの中でも素材自体を

表 3 付加製造ジルコニアの機械的強度の文献値一覧

著者名	材料	製造業者	製造手法	試験方法	荷重に対する造形方向	機械的強度 (MPa)
Harrer ら ¹³⁾	3Y-TZP	Lithoz	光造形	二軸曲げ試験	平行	836
Osman ら ¹⁵⁾	3Y-TZP	ADMATEC	光造形	二軸曲げ試験	垂直	1006.654
					平行	866.722
Saâdaoui ら ¹⁶⁾	3Y-TZP	Lithoz	光造形	3点曲げ試験	垂直	851
					平行	939
Willems ら ¹⁷⁾	3Y-TZP	XJet	インクジェット	二軸曲げ試験	垂直	1061
					平行	434
					4点曲げ試験	垂直
					平行	366
Nakai ら ¹⁴⁾	3Y-TZP	Lithoz	光造形	二軸曲げ試験	平行	934.8
	3Y-TZP	3D Ceram	光造形	二軸曲げ試験	垂直	1071.1

噴霧するマテリアルジェットング法を用いている。Lithoz, XJet は、ジルコニア製補綴装置（クラウン、インプラント）の製作といった歯科応用も視野に展開しているようである。

2. 付加製造ジルコニアの機械的強度

表に付加製造ジルコニアの機械的強度をまとめた結果を表 3 に示す。付加製造ジルコニアでは、造形方向の違いが強度に影響を与える可能性があり、造形方向が荷重に対して垂直な場合と水平な場合で強度が異なる報告が多い。造形装置の種類によって、この傾向が大きく認められるものがある。一般に、荷重に対する造形方向が垂直な場合の方が、荷重に対する造形方向が水平な場合よりも強度が高い傾向があると考えられる。筆者らは、付加製造法にて製作したジルコニア試料 (Lithoz, 3D Ceram) と、切削加工にて製作したジルコニア (LAVA Plus) の物性を比較した¹⁴⁾。その結果、いずれの付加製造ジルコニアも 3Y-TZP であり、付加製造ジルコニアは切削加工ジルコニアと同等の結晶組成と二軸曲げ強さを持つことが明らかとなった。

前述のように、付加製造ジルコニアの製作ではジルコニア粉末を含む光硬化性樹脂を重合し、それを脱脂した後に焼成し、完成させる必要がある。現状では脱脂に約 72 時間、焼成に約 72 時間を要する。切削加工法によるジルコニア製作では高速焼成が応用される中、製作に長時間かかることが欠点であると言える。また、費用も現時点では切削加工法に比べると高価である。一方で、事前に複雑な形状を付与可能といった利点もあり、ジルコニアインプラント製作への応用といった今後の展開が注目される。

V. ジルコニアの接着

ジルコニアは化学的に安定であり、接着困難とされてきたが、適切に表面処理を行えば接着可能であることが明らかとなっている。ジルコニアに対する接着を調べた過去の文献をメタ解析した結果、ジルコニアに対する接着には機械的嵌合のための前処理とプライマーを用いた化学的前処理の併用が重要であることが明らかとなっている^{18,19)}。これらの接着前処理を施した後、接着性レジンセメントを用いて補綴装置を接着することにより、ジルコニア製補綴装置に対する長期に安定した接着を得ることが可能となる。

1. 機械的嵌合のための前処理

機械的嵌合のための前処理として最も一般的なものは、サンドブラストである。中でもアルミナ粒子を用いたアルミナサンドブラスト、シリカコーティングされたアルミナ粒子を用いたトライボケミカルシリカコーティングは、表面を粗造化するだけではなく、唾液や血液、適合試験材によるジルコニア表面のコンタミネーションも除去出来るため有用である。一方で、サンドブラストはジルコニア表面に亀裂を生じさせることが明らかとなっている。筆者らの行った研究では、3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ ではサンドブラスト後にジルコニアの強度が向上したが、6Y-PSZ では強度が低下するという結果となった^{20,21)}。サンドブラスト処理はジルコニア表面に微小亀裂を生じさせるものの、圧縮応力も発生する。微小亀裂による強度低下と、圧縮応力による強度上昇のバランスによってサンドブラスト後の強度が決まる²⁰⁾。サンドブラストによって強度が低下するジルコニアはあるものの、その程度は

ジルコニア製補綴装置の接着法

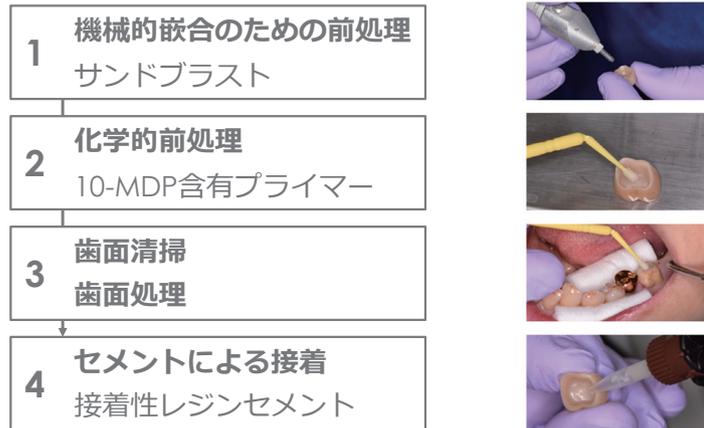


図1 ジルコニア製補綴装置の接着法。機械的嵌合のための前処理としてアルミナまたはトライボケミカルシリカコーティングによるサンドブラストをし、化学的前処理として10-MDP含有プライマーにて処理を行う。支台歯には歯面清掃した後に歯面処理材を塗布し、接着性レジンセメントを用いて補綴装置を接着する。その際、十分に光重合することが重要となる。

僅かであるため、機械的嵌合のための前処理としてサンドブラストを推奨したい。

2. 化学的前処理

ジルコニアへの化学的前処理に関して、組成中にシリカを含有しないジルコニアに対するシラン処理は効果がない。文献的に化学的前処理としてジルコニアの接着に有効なものは、機能性モノマーである10-MDPを含有したプライマー処理である。Nagaokaらは、NMR解析を用いて10-MDPとジルコニアの化学的相互作用を調査し、10-MDPとジルコニアの結合様式に関するモデルを提案している²²⁾。この報告によると、10-MDPモノマーが水素結合によってジルコニア表面に吸着することを示すモデル、10-MDPモノマーがイオン結合を介してジルコニアと相互作用するモデル、10-MDPとジルコニアの間のイオン結合に加えて、吸着した10-MDPモノマーがジルコニアと水素結合の相互作用を持つモデルが提唱されている。セルフアドヒーシブタイプの接着性レジンセメントには10-MDPを含有しているものもあるが、10-MDP含有プライマーによる化学的前処理を行う方が確実である。

3. 接着性レジンセメントを用いた接着の注意点

接着のための前処理を行った後、接着性レジンセメントを用いて補綴装置を支台歯に接着する。接着性レジンセメントを用いた装着の際には光重合でも化学重合でも重合反応が進むデュアルキュア型の接着性レジン

セメントを用いると安心である。ジルコニアは照射器の光を減弱させるものの、ジルコニア製補綴装置下の接着性レジンセメントは光重合可能であることが明らかとなっているため、光照射器による光重合を確実にすることも重要であると考え²³⁾。

4. ジルコニアに対する接着操作

以上のジルコニアに対する接着操作をまとめると、図1のようになる。まず、ジルコニア製補綴装置側には、機械的嵌合のための前処理としてアルミナやトライボケミカルシリカコーティングを用いたサンドブラストを行い、次いで化学的前処理として10-MDP含有プライマーを塗布する。支台歯の被着面は歯面清掃を行った後、取扱説明書に従ってメーカー指定の歯面処理剤を塗布する。その後、接着性レジンセメントを用いて補綴装置を接着し、余剰セメントの除去後に光照射を充分に行い、光重合する。

VI. まとめ

ジルコニアが歯科に導入されてから15年以上が経過し、さまざまな種類のジルコニアを使用可能な状況にある。各種ジルコニアの特性を理解し、臨床に活かすことが重要であると考え。ジルコニアの高速焼成について、高速焼成可能なジルコニアは限られており、すべてのジルコニアで高速焼成可能という訳ではないという点に注意する必要がある。付加製造法によるジルコニア製作は技術的に可能であり、物性的にも従来

の切削加工ジルコニアと同等であると考えられるが、加工時間の長さといった改善点も多くあるのが現状である。ジルコニア製補綴装置の接着法について、アルミナサンドブラストやトライボケミカルシリカコーティングを用いた機械的嵌合のための前処理と、10-MDP 含有プライマーによる化学的前処理の併用と、接着性レジンセメントを使用することにより、長期に安定した接着が得られることが明らかとなっている。

文 献

- 1) Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. *Dent Mater* 2014; 30: 669-678.
- 2) Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials (Basel)* 2021; 14(17): 4879.
- 3) Too TDC, Inokoshi M, Nozaki K, Shimizubata M, Nakai H, Liu H et al. Influence of sintering conditions on translucency, biaxial flexural strength, microstructure, and low-temperature degradation of highly translucent dental zirconia. *Dent Mater J* 2021; 40(6):1320-1328.
- 4) Al-Zordk W, Saker S. Impact of sintering procedure and clinical adjustment on color stability and translucency of translucent zirconia. *J Prosthet Dent* 2020; 124: 788.e1-788.e9.
- 5) Cokic SM, Vleugels J, Van Meerbeek B, Camargo B, Willems E, Li M et al. Mechanical properties, aging stability and translucency of speed-sintered zirconia for chairside restorations. *Dent Mater* 2020; 36: 959-972.
- 6) Yang CC, Ding SJ, Lin TH, Yan M. Mechanical and optical properties evaluation of rapid sintered dental zirconia. *Ceram Int* 2020; 46: 26668-26674.
- 7) Ersoy NM, Aydogdu HM, Degirmenci BU, Cokuk N, Sevimay M. The effects of sintering temperature and duration on the flexural strength and grain size of zirconia. *Acta Biomater Odontol Scand* 2015; 1: 43-50.
- 8) Lawson NC, Maharishi A. Strength and translucency of zirconia after high-speed sintering. *J Esthet Restor Dent* 2020; 32: 219-225.
- 9) Jerman E, Wiedenmann F, Eichberger M, Reichert A, Stawarczyk B. Effect of high-speed sintering on the flexural strength of hydrothermal and thermo-mechanically aged zirconia materials. *Dent Mater* 2020; 36: 1144-1150.
- 10) Jansen JU, Lumkemann N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent* 2019; 122: 396-403.
- 11) Lümkemann N, Stawarczyk B. Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *J Prosthet Dent* 2021; 125: 518-526.
- 12) Shahzad K, Deckers J, Zhang ZY, Kruth JP, Vleugels J. Additive manufacturing of zirconia parts by indirect selective laser sintering. *J Eur Ceram Soc* 2014; 34: 87-95.
- 13) Harrer W, Schwentenwein M, Lube T, Danzer R. Fractography of zirconia-specimens made using additive manufacturing (LCM) technology. *J Eur Ceram Soc* 2017; 37: 4331-4338.
- 14) Nakai H, Inokoshi M, Nozaki K, Komatsu K, Kamijo S, Liu H et al. Additively Manufactured Zirconia for Dental Applications. *Materials (Basel)* 2021; 14(13): 3694.
- 15) Osman RB, van der Veen AJ, Huiberts D, Wismeijer D, Alharbi N. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017; 75: 521-528.
- 16) Saâdaoui M, Khaldoun F, Adrien J, Reveron H, Chevalier J. X-ray tomography of additive-manufactured zirconia: Processing defects – Strength relations. *J Eur Ceram Soc* 2020; 40: 3200-3207.
- 17) Willems E, Turon-Vinas M, Camargo dos Santos B, Van Hooreweder B, Zhang F, Van Meerbeek B et al. Additive manufacturing of zirconia ceramics by material jetting. *J Eur Ceram Soc* 2021; 41: 5292-5306.
- 18) Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J Dent Res* 2014; 93: 329-334.
- 19) Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 80: 258-268.
- 20) Inokoshi M, Shimizubata M, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Minakuchi S et al. Impact of sandblasting on the flexural strength of highly translucent zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021; 115: 104268.
- 21) Inokoshi M, Zhang F, Vanmeensel K, De Munck J, Minakuchi S, Naert I et al. Residual compressive surface stress increases the bending strength of dental zirconia. *Dent Mater* 2017; 33: e147-e154.
- 22) Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci Rep* 2017; 7: 45563.
- 23) Inokoshi M, Nozaki K, Takagaki T, Okazaki Y, Yoshihara K, Minakuchi S et al. Initial curing characteristics of composite cements under ceramic restorations. *J Prosthodont Res* 2021; 65: 39-45.

著者連絡先：猪越 正直

〒113-8549 東京都文京区湯島 1-5-45
 東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科
 高齢者歯科学分野
 Tel: 03-5803-5584
 Fax: 03-5803-5586
 E-mail: m.inokoshi.gerd@tmd.ac.jp