

インプラント上部構造政策 における従来法と CAD/CAM 法の違いと製作 に必要な要件

学術原稿テンプレート

サイエンス ・ リマーク ・ レビュー

インプラント上部構造製作における従来法と CAD/CAM 法の違いと製作に必要な要件 —破折を考慮したボーンアンカードブリッジの製作方法について—

光宗 浩

Mitsumune Hiroshi

株式会社シケン

愛媛県歯科技工士会所属



1. はじめに

CAD/CAM 機器が普及する以前のインプラント上部構造製作に於いてはロストワックス法に代表される金属の凝固収縮等、各工程での材料置換が適合精度に大きく影響を及ぼし、切断と蝟着作業で最終的な誤差調整を行っていた背景がある。

それには個人の経験と卓越した技量が必要とされたが、近年の CAD/CAM 機器の普及は、これまでの製作工程を一新した事で casting 等の材料置換に纏わる誤差を最小限にとどめる事が可能となり、誰もが経験や技量に左右されない高い適合精度の補綴物が得られるようになった。

又、規格化されたインプラントシステムと CAD/CAM システムは相性が良く、従来の casting による製作方法では困難であったチタン及び、生体親和性に優れたジルコニアが使用できる事で適合精度や審美性が劇的に進化した事は言うまでもありません。

現在、インプラント上部構造の製作方法の主流となるものは、チタン製のシリンダー（アバットメント）上にジルコニア製歯冠をセメント合着する方法で、単冠のみならずボーンアンカードブリッジでも同様に製作できる。

使用材料と製作方法の選択肢が多様化した事で症例に応じた上部構造の提案が可能となっている反面、予想外に早期での上部構造破損の報告もあり、本稿では材料選択と破折を考慮したボーンアンカードブリッジの製作方法を述べる。

2. 適合と破損

上部構造破損の要因は経年劣化に伴った機械的破壊に始まり、ブラキシズムやクレンチングに代表される患者固有の口腔異常機能にまつわるものまで理由は様々だが、ラボサイドで確保しなければならない上部構造とフィクスチャーの適合精度も無視できない要因と考える。

スクリーリテイン方式においてはインプラントフィクスチャーや中間構造体でのプラットフォーム部分の適合精度がスクリーの緩みや上部構造破損の因子になるとされ、フィクスチャーの残存率にも大きく影響すると言われている。

とりわけ多数のインプラントを連結する必要があるボーンアンカードブリッジにおいてはプラットフォーム部分における上部構造との適合で誤差は最小限にとどめる必要があるため、歯科技工士である術者が最も注意を払わなければならない事項と捉えている。

筆者の所属するラボにおいても casting 法がスタンダードであった過去はもとより、CAD/CAM 法に置き換わった現在に於いてもインプラント上部構造の適合精度を得る為に使用する材料や選択したシステムの特性を踏まえ、エビデンスに基づいた対応を図る事で品質維持を心掛けている。

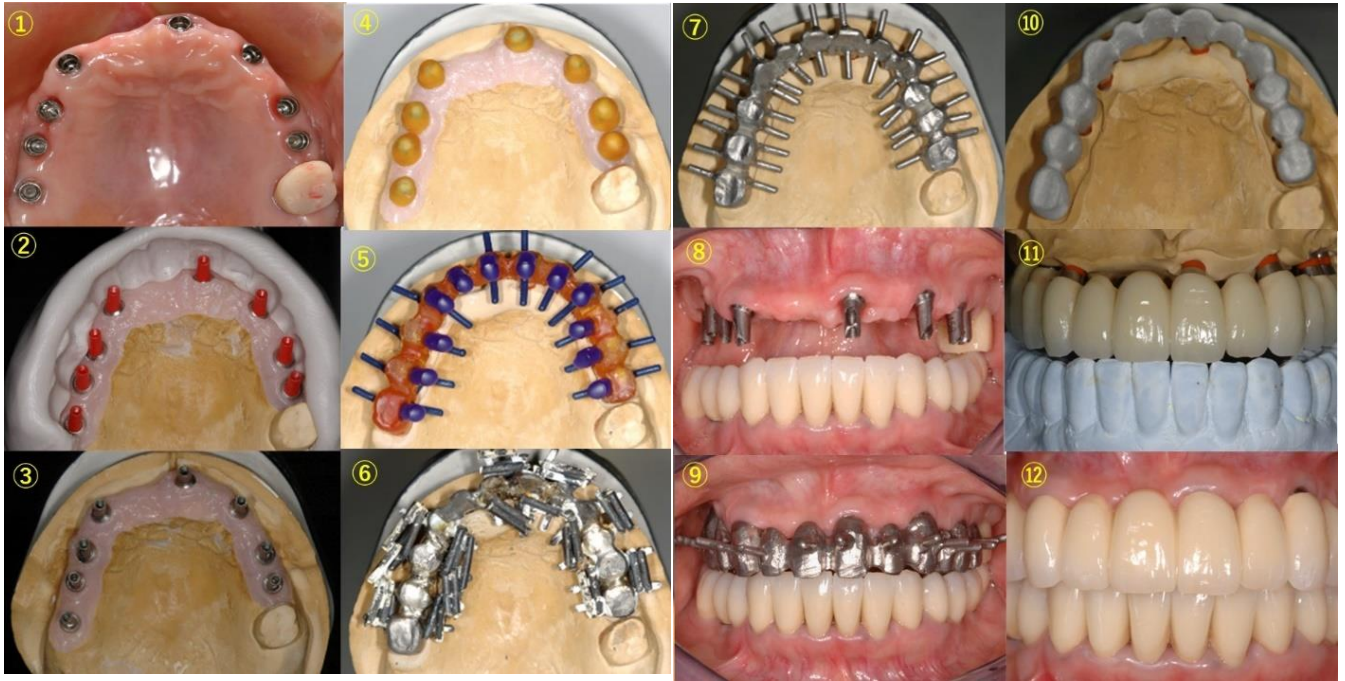


fig. 1 鋳造法のワークフロー

- ①上顎顎堤部 ②プランニング ③選択したアバットメントの調整 ④コーピング作成 ⑤WAXフレーム製作
⑥仮着, ロー着 ⑦フレーム完成 ⑧アバットメント試適 ⑨フレーム試適 ⑩築盛 ⑪歯冠形態付与 ⑫口腔内装着

3. 鋳造法での精度確保

CAD/CAM による上部構造製作のシステムが登場する以前はセメントリテイン方式及び、スクリーリテイン方式に於いても、その全てが鋳造法によって製作されていた。(fig. 1 参照)

ワークフローとしては既製アバットメントをカスタマイズするか (fig. 1⑫~⑬参照), UCLA アバットメントや鋳接型ゴールドアバットメント等でカスタムアバットメントを作成してから、ワックスパターンを取得してロストワックス法にてメタルフレームを製作する手法 (fig. 1④~⑤参照) がスタンダードであった。

前述した様に、この手法は非常に煩雑な作業に伴い、埋没から鋳造工程での材料置換に伴う種々の寸法変化に対応する必要があり、ワックスパターンでノブを付与して仮着とロー着による適合精度の補正が必要であった。(fig. 1⑥~⑦参照)

審美的要件の成立 (fig. 1⑩~⑪参照) と口腔内で長期間機能する上部構造を得るには歯科技工士である術者の卓越した技量を必要とした。

4. CAD/CAM 法の登場

インプラント技工の CAD/CAM 化は鋳接法を主としていたカスタムアバットメントが CAD/CAM 機器を使用して生体親和性に優れたチタン合金ブロックから理想的な形状を得る事が可能になったのを皮切りに、高い物性と審美的要件を併せ持った二酸化ジルコニウムをマテリアルとして扱えるようになった事でフレームのみならず、歯冠部分にも使用できる事で飛躍的に進化したと言えるだろう。更にはインプラントフィクスチャーの埋入ポジションをスキャンボディもしくはスキャンフラッグを用いて歯科用スキャナーでデータ化, CAD ソフトウェアに取り込みインプラントライブラリーを介する事で CAD ソフトウェア上にフィクスチャーの位置を正確に反映させる事が可能となった事も大きい。CAD/CAM 化が進んだ事で歯科技工士である術者の技量に左右されない安定した精度が得られるに至り、スクリーリテインジルコニアクラウンやチタン合金でのワンピースフレームの製作も可能となった。(fig. 2 参照)



fig.2 各種CAD/CAM カスタムアバットメント

5. マテリアルとボーンアンカーダブリッジ

鋳造法で製作した後、仮着とロー着で適合を確保していたボーンアンカーダブリッジフレーム製作も CAD/CAM の進化により、歯科用 CAD で設計してミリングマシンでチタン合金、コバルトクロム合金、ジルコニア等の各切削加工用ディスクから削り出す事で誰もが適合性の高いボーンアンカーダブリッジフレームを製作できる。

CAD 設計とマテリアルの自由度が高まった事で多くの種類が応用されており、筆者が臨床で行っている上部構造における製作方法の種類分けについて解説する。

- ・チタン合金フレームに既存人工歯と義歯床用レジンをを用いたアクリリックタイプ。(fig.3 参照)
- ・チタン合金やコバルトクロム合金フレームにハイブリッドセラミック材や陶材を直接盛り上げるタイプ。(fig.4 参照)
- ・チタンベースを使用しジルコニアとレジンセメントで接着するタイプ。(fig.5 参照)
- ・嵌合部を含むブリッジ全体をジルコニアで製作するジルコニアモノリシックタイプ。(fig.6 参照)
- ・チタン合金フレームに支台歯形成してジルコニアクラウンをレジンセメントにて接着するインディビジュアルタイプ。(fig.7 参照)



fig.3 アクリリックタイプ



fig.4 ハイブリットレジン直盛りタイプ



fig.5 チタンベース接合タイプ



fig.6 ジルコニアモノリシックタイプ



fig.7 インディビジュアルタイプ

6. インプラントブリッジの破折について

ボーンアンカーブリッジの症例では患者の口腔内環境やクリアランスに応じて、その種類や材料が選択され機能的、審美的な要件を満たした上部構造を製作する必要があるが、想定外の早すぎる破折を伴う事も散見される。

その破折原因は様々であるが、代表的なものでは適合不良と咬合関係と言えるだろう。

適合に関する破折の原因としては口腔内のフィクスチャーのプラットフォーム部に正確に嵌合していない事で上部構造に歪が発生して破折するものと思われ、口腔内のインプラントポジションを正確無比なまでに再現する事が重要と思われる。

口腔内インプラントポジションを正確に再現する為に技工工程で硬化膨張の少ないインプラント専用石膏を使用するのはもとより、金属製インデックスフレーム（ベリフィケーションジグ fig. 8-①参照）を製作後、チェアサイドで硬化収縮の少ないパターンレジン（GC 社製 フィクススピード）にて印象パーツとインデックスフレームを固定（fig. 8-③参照）する事でインプラントの位置関係を完全再現したインデックス模型（fig. 8-④参照）を製作する等、様々な手法を採用している。（fig. 8 参照）



fig. 8 インデックス模型

しかし、このような作業と硬化時変化の少ない専用材料を使ったにも関わらず適合不良をもたらす事案も経験しており、その要因として印象コーピングのスクリー形状がフラット（平ネジ）になっている事で締結時の極僅かな左右方向のズレが挙げられる。（fig. 9 参照）

日本口腔インプラント学会での印象用コーピングの取り扱いが印象精度に及ぼす影響についての論文では、もともと印象用コーピングとアバットメントの間に水平方向の遊びが設けられており、印象用コーピングを連結する際に、この水平方向のコントロールを行うのが困難であるために寸法変化が生じた可能性も考えられたり、と示唆されている。

その問題を解決する為、筆者のラボでは印象用コーピングパーツのスクリー形状にセンターリング機能を持つベリフィケーションコーピングを採用する事で左右の偏移を排して、印象パーツのズレを無くす事でインデックス模型上に口腔内のインプラントポジションを完全に再現する事が可能と考えます。（fig. 10 参照）

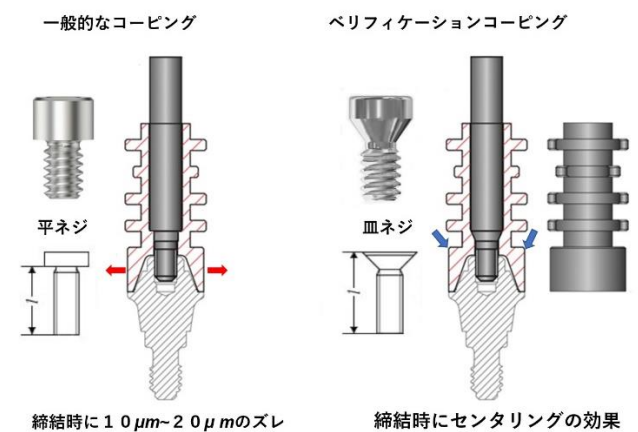


fig. 9 平ネジと皿ネジ比較



fig. 10 ベリフィケーションコーピング

一方、咬合に起因する破折については無歯顎の咬合崩壊状態からフルマウスブリッジの上部構造が入る事で咬合調整が非常に難しいうえ、咬合圧に対して歯根膜という緩衝材がない事で過度な咬合圧によっても上部構造破損に至ると考えられる。

更には使用したマテリアルに起因する破折にも留意しなければならず、例えば既存人工歯と義歯床用アクリル樹脂を用いたアクリリックタイプでは人工歯脱離や摩耗等の耐久性、フレームに直盛するタイプではハイブリットレジンや陶材等のチッピングによる破損、インディビジュアルタイプでは個々の補綴物に対応する事が可能ではあるが歯肉部を必要とする複雑な構造を有している事に留意しなければならない。

総じて、それらの多くは手技による物であるので修理の観点から審美性と機能性の回復は容易でないと考えられ、インプラント補綴における咬合は天然歯以上に留意しなくてはならないと言える。

(fig. 11 参照)



fig. 11 ボーンアンカードブリッジの破折例

7. 高透光性ジルコニアを使用したボーンアンカードブリッジについて

近年では CAD/CAM の進化と高透光性ジルコニアの登場が相まってジルコニアを使用したインプラントの臨床例が多くみられる。歯科材料で最も高い曲げ強度を有するジルコニアは歯科用レジン系材料や一般的なセラミック材に比べて何倍もの強度を有しているのでチッピング等の不安が少ない反面、焼結前のグリーンステージと呼ばれる半焼結状態では非常

に脆く、切削加工後の取り扱いには細心の注意払う必要がある。(fig. 12 参照)

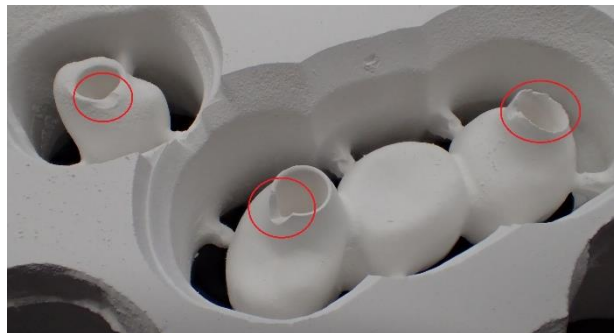


Fig. 12 半焼結状態での破折

フィクスチャーとの嵌合にチタンベースを用いたジルコニアボーンアンカードブリッジではチタンベース部周辺やアクセスホール部分が脆弱になる傾向があり破折に繋がる原因といえる。(fig. 13 参照)



Fig. 13 チタンベース部での破折

又、焼成後の目視できないマイクロクラックが原因で破折に繋がったと思われる症例も経験しており、筆者が所属するラボではジルコニアクラック検査キット(ナセラインスペクション, 株式会社モモセ歯科商会)を用いてマイクロクラックを可視化する事でジルコニア破折に対処している。(fig. 14 参照)

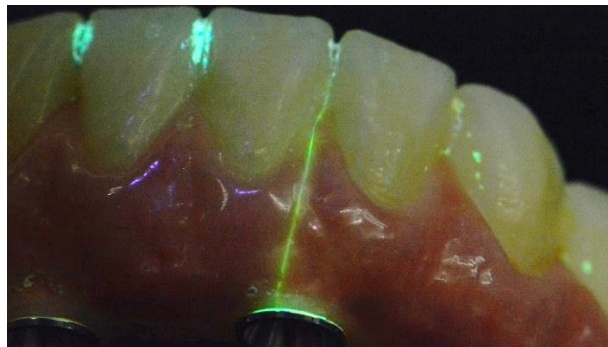


fig. 14 検査キットによる可視化

ジルコニアの熱伝導率の低さにも注意が必要で温めにくく、冷めにくい性質である事から急加熱や急冷は禁忌であるといえる。

シンタリング後の強靱な状態でも急激な温度変化には脆く、破折の原因となりうる可能性もある。

筆者のラボで加熱後に急冷した実験体では表面全体にうろこ状のマイクロクラックが発生した。

(fig. 15 参照)

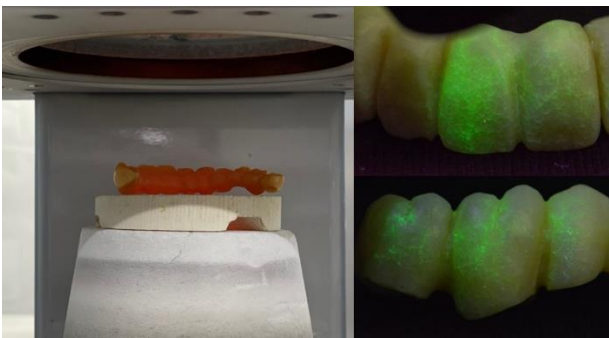
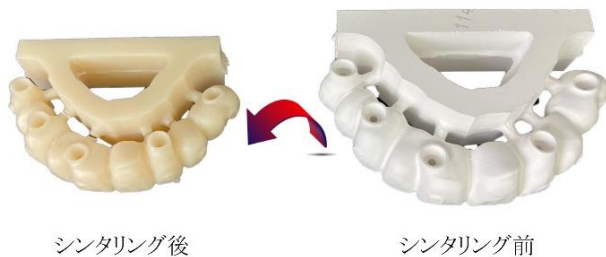


Fig. 15 実験体の急冷によるクラック検証

ボーンアンカードブリッジのフレーム製作では強度と高透光性を兼ね備えた第四世代のジルコニア 4Y-TCZP の登場でモノリシックジルコニアタイプのインプラントボーンアンカードブリッジの製作が可能となったが、シンタリング時に単斜晶から正方晶に結晶構造が変態する時に生じる体積変化が適合性に大きく関係すると言え、どこまでの精度を担保できるかが重要である。

(fig. 15 参照)



シンタリング後

シンタリング前

約20%の体積収縮をする。

fig. 15 ジルコニアシンタリング前後での変化

第四世代のジルコニア 4Y-TCZP を使用した臨床例では一見すると全域でのパッシブフィットが得られているように見られるが、右側最後方では若干のマイクロギャップが認められる。(fig. 16 参照)

シンタリング時に指定された焼成温度と症例に応じた昇温及び、降温プログラムを遵守する事以外は形状変化のコントロールはできないので、CAD/CAM で製作したチタン合金フレームのような適合精度の確保は難しいと言える。

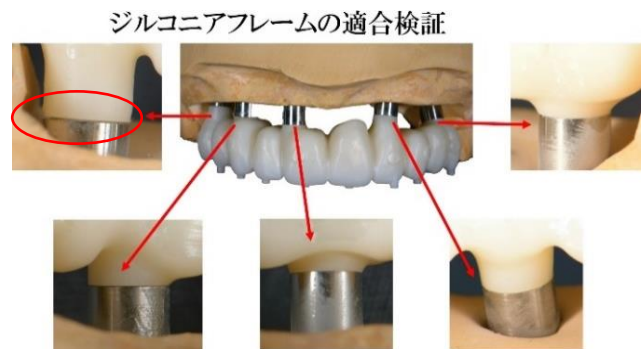


fig. 16 ジルコニアフレーム適合状態

ジルコニアは破折した際にチェアサイドで修理ができないマテリアルである事やインプラント体のプラットフォームを傷つける可能性がある事を鑑みると、ボーンアンカードブリッジフレームとインプラントフィクスチャーが接する部分にジルコニアを用いる事を第一候補にすべきではないと言え、ジルコニアの強度を過信する事は禁物であると考えられる。

(fig. 17 参照)



fig. 17 ジルコニアモノリシックタイプの破折

8. 破折を考慮したボーンアンカードブリッジの症例報告

チタン合金製フレームの上部構造材料ではレジン系材料が第一選択枝となるが、前述した様に手技によって築盛されるハイブリッドセラミック素材ではトラブル時の再現が難しく、筆者のラボではCAD/CAM法で使用するPMMA素材を推奨している。

PMMA素材自体の強度はハイブリッドセラミック素材に劣るが、歯科切削加工用レジン材料(イボクラ社 Ivotion デントマルチ)では審美的なグラデーションを有し、加圧成型による高い強度と完全重合により残留モノマーがほぼない安定したレジン素材であり、修理も容易であるので上部構造の材料として適していると考えられる。(fig. 18 参照)



fig. 18 イボーションデントマルチディスク

破折を考慮したボーンアンカードブリッジの製法としては口腔内で一定期間安定的に使用されたプロビジョナルクラウンの形態を正確にCADソフトに取り込み、内部に適正な厚みを有するメゾストラクチャーを設計する。メゾストラクチャーとは、スーパーストラクチャー(上部構造)とアバットメントを接合する際に中間構造として用いられる構造体を差し、インプラントの埋入軸を補正する目的で使用される場合もあるが、本稿では平行形状を付与する事でチタンフレームとして機能する。

チタンフレームとプロビジョナルクラウンのスペースをCADソフト内でデータ処理してメゾストラクチャーとスーパーストラクチャーのデータに分離する事が可能である。(fig. 19 参照)

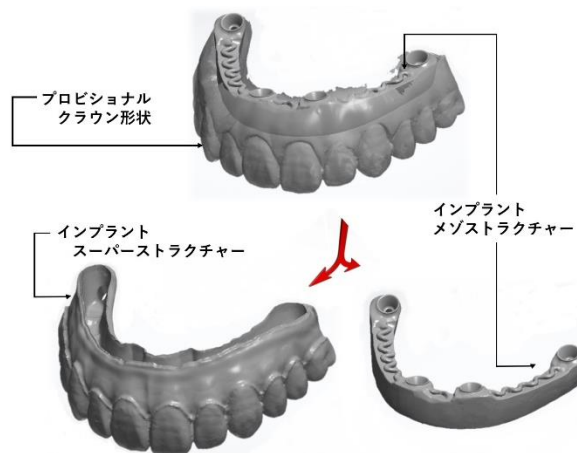


fig. 19 CADソフト内でのデータ処理

データ処理後、スーパーストラクチャーは歯科切削加工用レジン材料(Ivoclar Vivadent 株式会社 Ivotion デントマルチ)を歯科用ミリングマシン(同社製 プログラムミルPM7)にて切削加工した。一方、メゾストラクチャーは歯科非铸造用チタン合金(京セラ株式会社 KM-チタンCAD)を用いて歯科用ミリングマシン(MATSUURA LF-160)にて切削加工、研磨調整後には審美性向上の目的で陽極酸化処理する事で黄金色を呈している。(fig. 20 参照)



fig. 20 切削加工機でのミリング

メゾストラクチャーにレジン系セメントを介してスーパーストラクチャーを接着する事で破折時にも対応できるボーンアンカードブリッジの製作が可能である。

歯肉部、粘膜面には光重合型技工用歯冠修復レジン(Ivoclar Vivadent 株式会社 SR ネクスコ)を使用して歯肉部のキャラクタライズを行った。(fig. 21 参照)



fig 21 歯肉部のキャラクタライズ

患者は50代男性,一定期間のプロビジョナルレストレーション装着と咬合調整を経て最終補綴物へ移行,口腔内での装着状態では機能性と審美性とも良好である.(fig.22参照)



fig 22 口腔内セット状態

破折の恐れがあるインプラントボーンアンカーダブルブリッジ症例ではフレーム材質(メゾストラクチャー)はチタン合金で製作し,上部構造(スーパーストラクチャー)はCAD/CAMシステムを用いたPMMA素材を使用する構造が望ましく,修理も容易であると考えます.(fig.23参照)



fig 23 口腔内セット状態

5. おわりに

本稿で提示した製作法は多くの選択肢がある中で破折した際にもチェアサイドで修理が可能である事を最優先した一例である.

チェアサイドにおいては補綴物を患者の口腔内にセットして終わりではなくメンテナンスの始まりとも言え,長期に使用していただける補綴物を得るには歯科医師とのコミュニケーションを密にして患者情報(咬合関係,審美的要望及び,顎位等)を得た上で適合性と審美性の両面からマテリアルを選択する事が重要だと考えます.

参考文献

- 1) 神庭 光司. 山田 淳. 櫻井 薫 .高梨 琢也.
印象用コーピングの取り扱いが印象精度に及ぼす影響 日本口腔インプラント誌 第21巻 第1号 P.54-57
- 2) ジルコニアの基礎知識と製品レポート
YAMAKIN株式会社 2015年3月