

デジタルデンティストリーにおけるクラウンブリッジの適合について

新谷明一

Utilization of digital dentistry in fixed prosthodontics

Akikazu Shinya, DDS, PhD

抄 録

クラウンブリッジにおけるデジタルデンティストリーの活用は増加し続けている。現代のクラウンブリッジ製作には主に間接法が用いられているが、その最初のステップである印象採得から装置の設計・製作まで、ほぼすべての工程のデジタル化が可能となっている。また、検査・診断においてもデジタル技術が利用されてきており、その活用領域は無限の広がりを感じさせている。しかしながら一方では、新しい技術を使いこなせず、CAD/CAM冠の脱落などに代表されるトラブル報告も多くなってきている。これは従来の歯科精密鑄造法で製作された歯冠補綴装置と異なった製作方法や材料が使用されていることに起因され、それぞれの作業工程に適切な配慮が必要となる。

キーワード

デジタルデンティストリー, デジタルワークフロー, CAD/CAM, 適合精度, 口腔内スキャナー

I. 緒 言

クラウンブリッジにおけるデジタルデンティストリーの活用は広く増加し続けている。現代のクラウンブリッジ治療に際して、装置製作には主に間接法が用いられているが、その最初のステップである印象採得から装置の設計・製作まで、ほぼすべての工程をデジタル技術にて行うことができる。また、検査・診断においてもデジタル技術が利用されてきており、その活用領域は無限の広がりを感じさせている。しかしながら一方では、新しい技術を使いこなせず、CAD/CAM冠の脱落などに代表されるトラブル報告も多くなってきている。これは従来の歯科精密鑄造法で製作された歯冠補綴装置と異なった製作方法や材料が使用されていることに起因され、それぞれの作業工程に適切な配慮が必要となる。そのような現状をふまえ、公益社団法人日本補綴歯科学会第3回補綴歯科臨床研鑽会「プロソ'17」が行われた。「クラウンブリッジにおける

デジタルデンティストリー」では問題提起とそれらの現時点での対応方法や到達点などが紹介され、未来への方向性が示唆された。本依頼論文では、その内容に研究データを追加しデジタルデンティストリーにおける適合について考察した。

II. CAD/CAMの適合について

I. CAD/CAMで製作されたクラウンの適合

これまでクラウンの適合精度において、デジタル技術はアナログ(手作業)に劣るとされてきた。しかしながら近年、CAD/CAMの適切な使用によって製作されたクラウンの適合精度は向上しており^{1,2)}、臨床報告^{3,4)}においても高い評価を受けている。近年の報告でもCAD/CAMで製作されたクラウンの適合精度は80 μm以内であったとの報告も散見され⁵⁾、文献からも精度の向上が明らかとなっている。この適合精度に関して臨床感覚では理解しづらく、鑄造冠のようなfriction fitと大きく異なる。friction fitではいくつ

か存在するハイスポットが支台歯と接触することで安定を得る。しかし CAD/CAM では高い精度で均一なセメントスペースの確保が可能であるため、鋳造冠で感じられた抵抗感は少ない。これは一見、適合が悪いように感じられるが、全周に均一なセメントスペースが獲得されているクラウンでは抵抗感は生じづらい。

2. クラウン設計に際する補正の重要性

CAD/CAM におけるワックスアップに相当する作業としては、CAD プログラム上でのデジタルクラウン設計となる。既成のクラウン形態デジタルデータ等をもとにして、そこから口腔内に適合した形態を作り上げる作業は、手作業で行われていたワックスアップと変わらず、製作者のセンスと経験が問われることは、CAD/CAM でも変わらない。ワックスアップではおもにワックスにて製作された三次元構造体を観察・調整することで形態を決定してきた。CAD/CAM ではデジタル空間の三次元画像に対して、平面であるモニターを介しての観察となるため、形態の把握に慣れが必要である。しかし、デジタル化の恩恵はそれらの形態を容易に正確な数値として表すことができ、視覚素材+数値データの両者から客観的な観察が行えるところにある。つまり、咬合面や隣接面クリアランス、テーパの角度などが瞬時に数値として計算できるため、それらを適正值と比較しながら作業を行うことができる。また、今まではスペーサーの厚みを利用して設定してきたセメントスペースも数値を入力するだけで設定が可能となり、その再現性についてもさまざまな報告がなされている。

清水ら⁶⁾の報告によると5条件のセメントスペースを付与した CAD/CAM レジンクラウンに対し、その間隙をブラックシリコン法にて観察した結果(図1)、軸面ではセメントスペース 0 μm 以外の条件以外は設定値と近似した値を示し、咬合面ではすべての条件で付与した値よりも大きなセメントスペースとなった。そして、マージン部の顕微鏡観察からは、セメントスペース 60, 90, 120 μm でクラウンの浮き上がりは認めなかったと報告している。この実験から、CAD/CAM システムを用いて製作したクラウンの適合精度は支台歯の部位によって異なるため、部位によって付与するセメントスペースの値を変化させることが、良好な適合精度へ繋がる可能性を示唆している。また、CAD/CAM ではセメントスペースの設定が数値で入力できるため、積極的にセメントスペースを調整することが容易であり、その調整によって全周に均一な適合が得られる可能性がある。また、過度のテーパーが

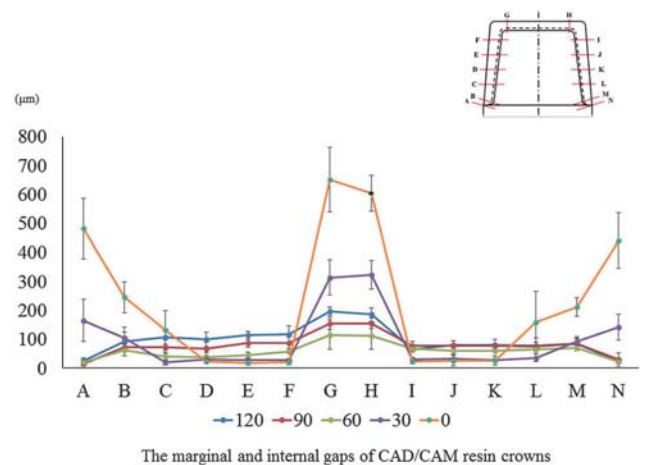


図1 セメントスペースの設定値がCAD/CAM レジンクラウンの適合に及ぼす影響

付与されたケースでは、マージン部とマージンから上部数ミリ領域のセメントスペースを少なめに設定して保持力の向上を得ることも可能と言える。しかし、時として実際の臨床では、支台歯に対して設定値どおりのセメントスペースが獲得できないケースも見受けられる。三浦らの報告⁷⁾では、歯型との適合性と支台歯との適合性をブラックシリコン法により比較した場合、支台歯では歯型と比較して全ての部位でセメントスペースが広がる傾向がみられたとしている。

CAD/CAM では、支台歯のテーパーが適合精度に影響を与える⁸⁾と報告されている。4°~8°程度の少ないテーパーよりも12°程度の方が良好な適合が得られ、支台歯形成に際しては若干多めのテーパーを付与することで、適合を向上する事ができる。しかし、クラウンの保持力は、軸面テーパー、軸面の表面性状、セメントの接着強さやセメント自体の強度に影響を受ける⁹⁾。つまり、適合向上のために軸面テーパーを大きくすると、保持力は低下するため、両者のバランスをどのようにコントロールするかが重要となる。

III. デジタルワークフローにおける適合について

1. 口腔内スキャナーの可能性

口腔内スキャナーを用いた光学印象はデジタル作業用模型の製作のみならず、歯、歯列および咬合関係の検査・診断にも利用することができ、さらに、画像を応用した患者説明は、視覚的な理解のしやすさに加え、安全・安心な歯科医療提供の基本となる。

現在主流となっている CAD/CAM システムでは、石膏模型をラボ用スキャナーにて形状計測し、取得さ



図2 口腔内スキャナーを使用したデジタル印象採得

れたデジタルデータを基に製作される。この方法では、加工された補綴装置の最終的な調整は石膏模型上で行われていた。そのことにより補綴装置の適合は担保され、口腔内での長期的な予後に貢献してきた。一方で、現在 CAD/CAM システムに口腔内スキャナー(図2)を用いる機会が増加している。口腔内スキャナーは直接口腔内のデータを三次元化するため、石膏模型は製作されない。そのために従来模型上で行われてきた補綴装置の最終調整は、口腔内にて行われることとなった。このことから、口腔内スキャナーによる CAD/CAM システムを用いる際にラボ用スキャナーによる CAD/CAM システムと同程度以上の適合精度を求める場合は、機器に対する理解を深めることが必要とされる。また、ラボ用スキャナーによる形状計測から切削加工までを行う CAD/CAM システムは、メーカーから推奨された組み合わせとなっていることが多い。そのことで各工程における機器の誤差が生じてても、最終的に良好な適合精度を担保できることもある。従来のチェアサイド型口腔内スキャナーでは、口腔内の形状計測から補綴装置の加工までを一つのシステムとしており、その中でさまざまな補正が組み込まれていた。しかしながらシステムのオープン化が進むことで、口腔内スキャナー、CAD ソフトウェア、CAM システムおよび加工材料は多種多様な組み合わせが可能となってきた。今後の CAD/CAM システムにおいては、さまざまな機器を選択するにあたり、各工程の機器の特性や誤差について把握していくことが欠かせない。

Measurement

To evaluate the accuracy of fabricated crowns with different Scanner and CAD/CAM systems

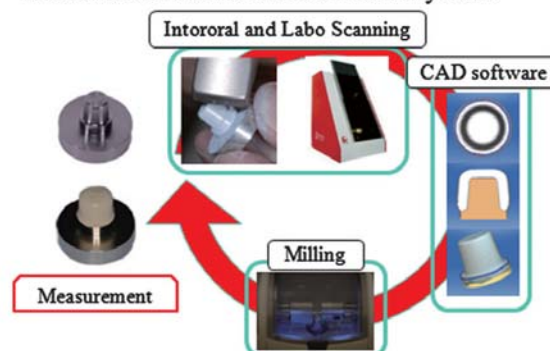


図3 異なる CAD/CAM システムで製作されたクラウンの加工精度計測の流れ

2. 異なる CAD/CAM システムで製作されたクラウンの適合精度

補綴装置製作ステップの最初となる印象採得がシリコンゴムから口腔内スキャナーになることで、印象材や模型材の収縮・膨張による変形から解放される。また、必要に応じ積層造形法などを利用することで、作業用模型を製作することも可能であるため、これらの技術を援用したデジタルワークフローの確立も目前に迫っていると言えるであろう。オープンシステムにおけるデジタルワークフローでは、口腔内および技工用スキャナー(形状測定機)から吐き出されたデータを共通のファイル形式とし、異なる CAD システムと CAM システムを組み合わせ使用できるように、互換性が確保されている。そのため、臨床での適合精度を担保するためには、それら異なる CAD/CAM システムで製作されたクラウンの加工精度について知る必要がある(図3)。被削材、測定機、測定方法、設計プログラム、加工法、加工機、加工プログラムなどの多くの異なった工程から、作り出されたクラウンの加工精度は、臨床指針として有用な情報と言える。そこで、口腔内および技工用スキャナーを有する各種 CAD/CAM システムで製作したクラウンの加工精度について検討した研究^{10,11)}について紹介する。

3. 研究方法と材料

この研究では Cara System (CA), Cerec System (CE), DORA System (DO), Aadvia System (AA), S-WAVE System (SW) の CAD/CAM システムを選択し、口腔内スキャナーとして Cara Trios (3 Shape), Cerec AC Omnicam (Sirona), ラボ用スキャナーとして DORA (Digital Process), Aadvia Scan D810

Scanner Systems

	Intraoral Scanner		Labo Scanner		
	Cara System Cara TRIOS (3 Shape)	Cerec System Cerec AC Omnicam (Sirona)	DORA System DORA (Digital Process)	Aadva System Aadva Scan D910(GC)	S-WAVE System S-WAVE (SHOFU)
カメラ移動度 (Fixed)	-	-	1.2M	5M	5M
計測方法	距離計測	モアレ干渉計	位相シフト計	スリット投影計測	スリット投影計測
W×D×H (mm)	450×650×1150	415×70×1210	333×398×455	340×350×290	340×350×280
重量 (kg)	-	0.5	12	15	13
出力ファイルフォーマット	STL	STL	STL	STL	STL
OS	-	Windows	Windows	Windows	Windows

図4 研究に使用した口腔内スキャナーとラボ用スキャナー

	WIELAND (ZENOTE Cmini)	idLab MC XL (Sirona)	OCS 11 Hana (Digital Process)	Aadva Mill LW-1 (GC)	DWX-50 (Roland)
使用工具径 (mm)	φ1.0	φ1.0	φ1.1 φ1.0	φ1.0 φ2.0 φ1.0	φ1.0 φ1.0 φ0.6
製作時間/クラウン (min)		10	25	20	25
W×D×H (mm)	400×380×420	700×420×425	650×800×1500	380×700×600	656×656×257
重量 (kg)	45	45	435	109	50

図5 研究に使用した加工機

表1 使用した被削材

System	Cara System	Cerec System	DORA System	Aadva System	S-WAVE System
Scanner	Cara TRIOS (3 Shape)	Cerec AC Omnicam	Dora	Aadva Scan D910	S-WAVE D900
CAM	ZENOTEC mini (WILAND)	InLab MC XL	OCS-11 Hana	Aadva Mill LW-1	DWX-50/Roland
Ceramic block	Zenostar (WILAND)	Sirona CEREC Blocks	Vita Blocks (Vita)	Aadva Zirconia disk	SHOFU disk ZR-SS
Coat	CA	CE	DO	AA	SW
Manufacturer	3 Shape	Sirona	Digital Process	GC	SHOFU

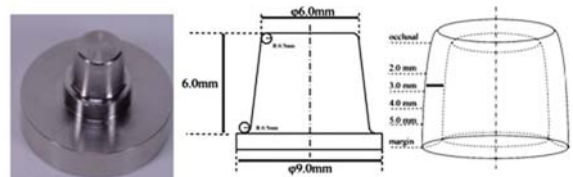


図6 支台歯金型の寸法および内面の測定部位

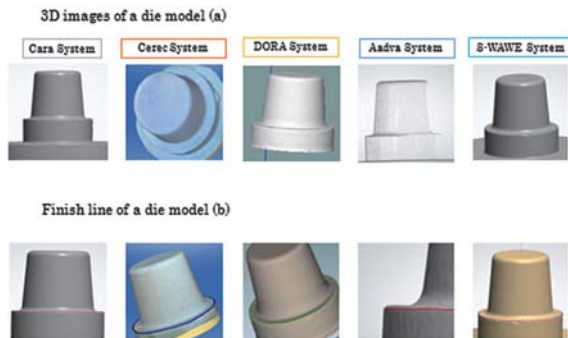


図7 フィニッシュラインの設定

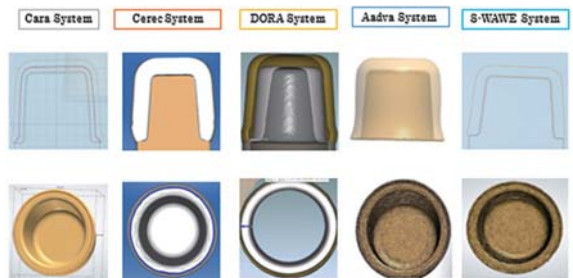


図8 完成したクラウン形態の概要

(GC), S-WAVE (SHOFU)を使用した(図4)。加工機は ZENTECmini (WELAND), Inlab MC XL (Sirona), OCS 11 Hana (Digital Process), Aadva Mill LW-1 (GC), DWX-50 (Roland)を使用した(図5)。被削材のCAD/CAMセラミックブロックは, Zenostar (WIELAND), Sirona CEREC Blocks (Sirona), Vita Blocks (Vita), Aadva Zirconia disk (GC), SHOFU Disk ZR-SS (SHOFU)を使用した(表1)。

4. 口腔内 VS 技工用による形状測定

支台歯金型の寸法および製作したクラウンの加工精度を評価する際の内面の測定部位を図6に示す。支台歯金型は基底面部直径が9.0 mm, 咬合面部直径が6.0 mm, 高さが6.0 mmとした。また, 歯頸部辺縁, 軸壁と咬合面との隅角部は曲率半径0.5 mmのラウンド形態を設定した。支台歯金型と各測定部位における

寸法は, 接触式三次元測定機 (E-DC-M 400, 東京精密)を用いて測定した。口腔内と技工用スキャナーによる形状測定は, 支台歯金型を計測台に固定し, LED照射により行った^{12,13)}。この時, 支台歯金型に対してLED光の反射が生じないように染色浸透探傷用浸透スプレー (マイクロチェック現像液, タイホーコーザイ)を塗布した¹³⁾。計測を終了した後, 支台歯金型のフィニッシュラインを指定した(図7)。フィニッシュラインの設定終了後, 支台歯金型にメーカー指定のセメントスペースを設計した。フィニッシュラインおよびセメントスペースの決定後, クラウンの厚さを設定し, デジタル上での歯冠形態を完成させた(図8)。被削材からクラウンの切削加工はそれぞれのシステムが有するCAMシステムを使用した。被削材に対してクラウンの位置決定を行い, クラウンを支えるサポートの位置と本数を設定した(図9)。使用する被削材の

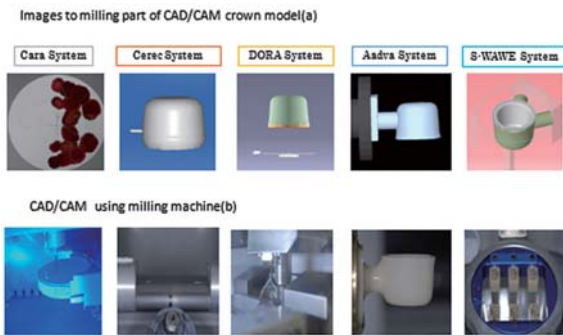


図9 サポートの設定と加工機

形状はコンピュータ上に記録され、加工は設定位置より開始された。加工は外面咬合面から始まり、外面咬合面から最大豊隆部まで加工した後に自動反転を行った。反転後にフィニッシュラインから最大豊隆部までを加工し、その後、セメント層を付与した内面咬合面の加工を行った後、完成とした(図10)。

5. 加工精度の測定

クラウンの加工精度の測定には、3D形状測定機(DORA, Digital Process)を使用した。セメント層を設計して削り出したクラウンは形状測定機にて測定し、STLデータ化した後、STLデータ計測ソフト(GOM-Inspect, GOM mbh)で内面測定部位および歯頸部を計測した。測定に際しクラウン基準面の設定は、内面咬合面をクラウンモデルの内面咬合面のXY平面と一致させた。基準面よりZ軸方向に2mm, 3mm, 4mm, 5mm離れた部位および歯頸部のクラウン内面上における平面上の2点を設定し、この測定部位から直径を測定した。クラウン内面の寸法はこの平面上の測定部位からの半径で求めた。クラウンの測定部位は、クラウン内面の咬合面より2mm, 3mm, 4mm, 5mm離れた部位と歯頸部の半径とした。加工精度は、形状測定機による支台歯金型(外径)とクラウン内面(内径)の各測定部位を5回測定して、その平均値を測定値とした。クラウン内面と支台歯金型の測定値の差を算出し加工精度とした。各測定部位における加工精度については、一元配置分散分析(Excel 2013, Microsoft)を行った。さらに差が認められた場合には、Tukey's testで多重比較検定を行った($p < 0.05$)。

6. クラウンの加工精度

図11にクラウンの加工精度を示す。クラウンのAA, DO, CA, CE, SWにおける加工精度は、2mm

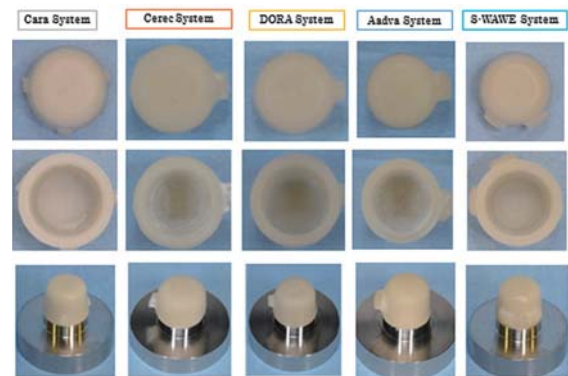


図10 完成したクラウン試験片

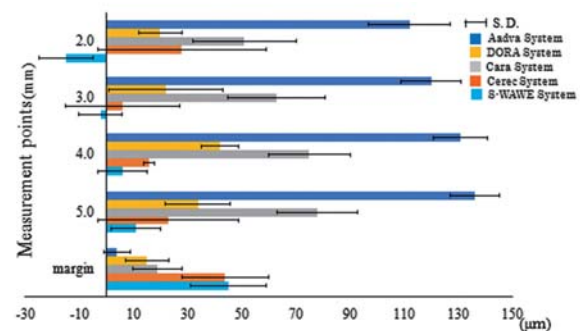


図11 クラウンの加工精度

部で112, 20, 51, 28, -15 μm, 3mm部で120, 22, 63, 6, -2 μm, 4mm部で131, 42, 75, 16, 6 μm, 5mm部で136, 34, 78, 23, 11 μm, 歯頸部で4, 15, 19, 44, 45 μmを示した。SWの2mm部と3mm部を除く全ての測定部位で支台歯金型より大きくなった。最大値はAAの5mm部で136 μm, 最小値はSWの2mm部で-15 μmを示した。一元配置分散分析の結果, 2, 3, 4, 5mmおよび歯頸部の測定部位において有意差が認められた($p < 0.05$)。Tukey's testの多重比較検定により, 2mm部はAAがDO, CA, CE, SWのすべてと有意差を認め, DO, CA, CEとの間で有意差を認めず, SWがすべてとの間で有意差を認めた。3, 4, 5mm部は2mmと同じ傾向を示した。歯頸部は, SWがCEと有意差を認めず, AA, DO, CAと差を認めた。95%信頼区間(Qi)は, 咬合面内面からの測定部位が2, 3, 4, 5mmおよび歯頸部で6, 6, 4, 5 μmおよび歯頸部で4 μmであった。クラウンの内面形状は, AA, DO, CAが2mm部から5mm部まで拡大し, 歯頸部で縮小する先細りを示した。一方, CE, SWが2mm部から歯頸部までの内面全体が拡大し, 先太りを示し, 逆の形状であった。

7. 口腔内 VS 技工用スキャナーを用いたクラウンの適合評価

図 10 に示した部位別の比較によるクラウンの加工精度は、支台歯金型より大きくなり、入らなくなるものはなかった。本研究では、クラウンにセメント層の設計値を付与する場合、歯頸部からの内面 5, 4, 3, 2 mm 部でメーカー推奨のセメント層を設定して切削加工した。この時、マージンではセメント層を 0 μm とし、さらにチッピング防止のためにサポートが設定してある。しかし実際の加工精度は、CAD ソフトで設定した設計値より歯頸部から 2 mm の部で支台歯金型より大きくなり、クラウンマージンと金型のフィニッシュラインが一線に移行的に装着できた。この理由は、形状測定 of の誤差、CAD ソフトによる面製作や形状製作における計算誤差、加工機の加工誤差さらにクラウンを作製する全行程の誤差を含んだセメント層をメーカーが補正した結果であると考えられる。

オープンシステムで使用する医療機器の組合せについては、本研究結果からもセメント層として付与したクラウンの精度は差が認められたが、4 機種とも支台歯金型より大きくなり、臨床的には問題のない範囲と考えられるが、更に各機器の誤差を小さくできるような研究を進める必要がある。

IV. まとめ

口腔内スキャナーを含めたデジタルワークフローは、今後さらに多くの臨床へ導入されていくことは必至であろう。その中でもクラウンブリッジにおける適合精度は装置の脱離や予後に直接的な影響を与える。新しい技術を用いて、適切な適合精度を獲得するためには、その技術を使いこなすための鍛錬が必要となる。精度の高いデジタル印象の採得には、シリコーンゴム印象を上手く使えるように練習を繰り返した若かりしときを思い出して、修練を怠らない努力が臨床医にも求められる。現在までのクラウンブリッジ治療におけるデジタル化は歯科技工士へ大きな変革として影響し、それらに対応してきた事実が現在の CAD/CAM 臨床を支えてきた。そしていよいよ口腔内スキャナーの普及とフルカントゥアークラウンの一般化が、模型レスの補綴臨床を実現した場合には、歯科医師が新しい潮流を受け入れ、対応しなければならない時代がすぐそこまで来ている。

文 献

- 1) Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 587-593.
- 2) Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent* 2016; doi: 10.1016 [Epub ahead of print].
- 3) Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 2010; 38: 553-559.
- 4) Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow—the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 2119-2125.
- 5) Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014; 41: 853-874.
- 6) 清水沙久良, 新谷明一, 黒田聡一, 五味治徳. セメントスペースの設定値が CAD/CAM レジンクラウンの適合に及ぼす影響. *日歯理工学会誌* 2016; 35: 108.
- 7) 三浦賞子, 笠原 紳, 山内しのぶ, 岡崎恵子, 勝田悠介, 原田章生ほか. ハイブリッドレジン CAD/CAM 冠症例の短期予後調査. 平成 27 年度東北・北海道支部学術大会 2015: 26.
- 8) Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater J* 2008; 27: 814-820.
- 9) Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS. The Effect of Film Thickness and Surface Texture on the Resistance of Cemented Extracoronary Restorations to Lateral Fatigue Loading. *Int J Prosthodont* 1999; 12: 255-262.
- 10) 清水沙久良, 新谷明一, 新谷明喜. 口腔内スキャナー, 3D プリンター, CAD/CAM を応用したジルコニアクラウンに対するデジタル補綴治療の開発. *日本歯科産業学会誌* 2016; 30: 14-20.
- 11) 清水沙久良, 新谷明一, 黒田聡一, 新谷明喜. 口腔内および技工用スキャナーを用いた CAD/CAM セラミッククラウンの加工精度. *日本歯科産業学会誌* 2016; 30: 5-13.
- 12) Ender A, Mehl A. Full arch scans: conventional versus digital impressions - an in-vitro study. *Int J Computer Dent* 2011; 14: 11-21.
- 13) 吉田大徹, 大平千之, 味岡 均, 深澤翔太, 佐々木 健, 斎藤裕美子ほか. 口腔内スキャナーによる光学印象法の操作性に関する検討. *日本歯科デジタル歯科学会誌* 2014; 4: 150.

著者連絡先: 新谷 明一

〒102-8159 東京都千代田区富士見 1-9-20
日本歯科大学生命歯学部歯科補綴学第 2 講座
Tel & Fax: 03-3261-5738
E-mail: akikazu_dds@msn.com