

3D デジタル技術を利用した栓塞部中空型顎義歯の製法とその物性の検討

加藤 裕光¹⁾ 小山 重人²⁾ 山内 健介³⁾
高橋 哲³⁾ 埴 総司⁴⁾ 佐々木 啓一⁴⁾

Fabrication of Hollow Maxillary Obturator Prostheses Using 3D Digital Technology and Evaluation of Physical Properties

Hiroaki KATO¹⁾, Shigeto KOYAMA²⁾, Kensuke YAMAUCHI³⁾,
Tetsu TAKAHASHI³⁾, Soshi HANAWA⁴⁾ and Keiichi SASAKI⁴⁾

There are various problems associated with laboratory and clinical techniques when fabricating hollow maxillary obturator prostheses by the conventional method. This article introduces a new fabrication method that uses three-dimensional (3D) digital technology in order to overcome the problems. The 3D geometric data was obtained by means of 3D optical scanning of a plaster model with a maxillary defect and converted to stereo lithography (STL) data. The hollow obturator part was molded with a 3D printer (DIGITALWAX 020D). The 3D mold of the obturator with a hollow was returned to the maxillary defect plaster model. The other part of the prostheses was made using the conventional method. The bond strength between the photocogulation resin for 3D molding and polymerization resin was evaluated using the compressive shear strength test. The result showed enough strength for clinical use. As a result, the proposed method for fabricating hollow maxillary obturator prostheses using a 3D printer is applicable for clinical use.

Key words : hollow maxillary obturator (栓塞部中空型顎義歯), 3D printer (3D プリンター), 3D digital technology (3D デジタル技術)

I. 緒 言

三次元 (3D) デジタル技術の特徴は、三次元的な形状をデジタルデータとして記録, 加工でき, さらに設計, 出力してコンピュータ支援により 3D 形状を造形できることにある¹⁾. 医療領域でもデジタル技術が広く応用され, 歯科においても画像診断ツールとしてのみならず, 対象物の 3D 形状測定から, 設計やインプラント体の製作まで, 広く展開されようとしている²⁾. 顎顔面補綴においては, こ

れまで術者の感覚に委ねられてきた 3D 形状の評価が, 客観的な 3D データによって制御可能となり, その有用性, 有効性は高い³⁾. そのため, 顔面補綴 (エピテーゼ) の製作にはいくつかの施設でデジタル技術が応用されてきたが⁴⁻⁷⁾, 栓塞部中空型顎義歯の製作への応用はほとんど存在しない⁸⁾. 天蓋開放型の栓塞部は比較的製作が容易であるが, 開放部に唾液や鼻汁などが溜まり不潔になり易く, 臭いの原因ともなる. 一方で栓塞部中空型顎義歯は, 義歯の重量を抑えながらも開放型の欠点を補う機能を持つ⁹⁾.

¹⁾ 東北大学病院診療技術部歯科技術部門 (主任: 菊池雅彦教授)

²⁾ Dental Laboratory, Tohoku University Hospital (Chief: Prof. Masahiko Kikuchi)

³⁾ 東北大学病院顎口腔再建治療部 (主任: 小山重人准教授)

⁴⁾ Maxillofacial Prosthetics Clinic, Tohoku University Hospital (Chief: Associate Prof. Shigeto Koyama)

⁵⁾ 東北大学大学院歯学研究科顎顔面・口腔外科学分野 (主任: 高橋 哲教授)

⁶⁾ Division of Oral and Maxillofacial Surgery Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry (Chief: Prof. Tetsu Takahashi)

⁷⁾ 東北大学大学院歯学研究科口腔システム補綴学分野 (主任: 佐々木啓一教授)

⁸⁾ Division of Advanced Prosthetics Dentistry, Tohoku University Graduate School of Dentistry (Chief: Prof. Keiichi Sasaki)
2015 年 8 月 5 日受付

これまでのところ、中空型あるいは天蓋開放型の栓塞部が付加された顎義歯を製作するには、通常の義歯と同じ製作方法を用いるしかなく、その製作は煩雑で、熟練した技術が必要とされた¹⁰⁾。特に中空型栓塞部を備えた顎義歯を製作するにあたっては、中空部を含め一塊として製作することは不可能であり、栓塞部を開放型として製作した後に口蓋部あるいは天蓋部の蓋を製作し、常温重合レジンや接着性レジンにて接合する方法が主流であった¹¹⁻¹⁴⁾。しかし接合部分の接着不良や常温重合レジンの気泡により接合部分に変色を起し、さらには接合部から中空部分に唾液や水分、細菌などが侵入し不潔になりやすく、臭いや審美性の低下、さらには誤嚥性肺炎の感染源になることが懸念される¹⁵⁾。

今回、光学式3Dスキャナーと積層造形装置を用いて栓塞部中空型顎義歯を製作する方法を考案したので報告する。さらに将来的な臨床応用を踏まえ、その物性を検討するため3D造形材料と床用レジンの接着強度についても検討した。

II. 製作・実験方法

1. 栓塞部中空型顎義歯の製作方法

栓塞部中空型顎義歯を製作する方法は様々あるが、多く用いられる方法は、通常の義歯と同じ製作方法により栓塞部を開放型として製作した後に、口蓋部あるいは天蓋部の蓋を製作し、常温重合レジンや接着性レジンにて接合する方法である(表1)。しかし3Dデジタル造形技術を用いた方法では、先に中空型の栓塞部を製作した後に、残りの義歯部分を通法により製作する。今回使用した吊下げ式光造形システムは、光硬化樹脂を入れた透明なアクリル容器の下からレーザー光を照射し、プラットフォームを徐々に上昇させながら光重合反応を積層させて栓塞部を製作する方法である(図1)。以下に製作手順を示す。

1) 顎模型のスキャニング

光学式3Dスキャナー(REXCAN DS2, Solutionix社)

にて顎欠損部を含めた作業用模型からその形状を記録し、STLデータに変換した。今回は、上顎右側半側欠損の作業用模型を使用した(図2a, b)。

2) 栓塞部データの作成

STLデータを元に、モデリングソフトウェア(モデリングデンタルラボツール4.0, 豊通マシナリー社)を用いて栓塞部の造形用データを作成した。このときスキャニングでの欠落部分を補正した後、栓塞部の着脱方向をラボツールでサベイングし、生じたアンダーカット部分のブロックアウトを行った(図3a)。次に栓塞部全体のデータを抽出し、厚さ2mmの外壁を残し内部の中抜き作業を行い、中空型の栓塞部データを作成した(図3b, c, d)。

表1 従来製法, デジタル技術を応用した製作工程

Table 1 Fabrication processes of hollow maxillary obturator prostheses by the conventional method and by the new method using digital technology

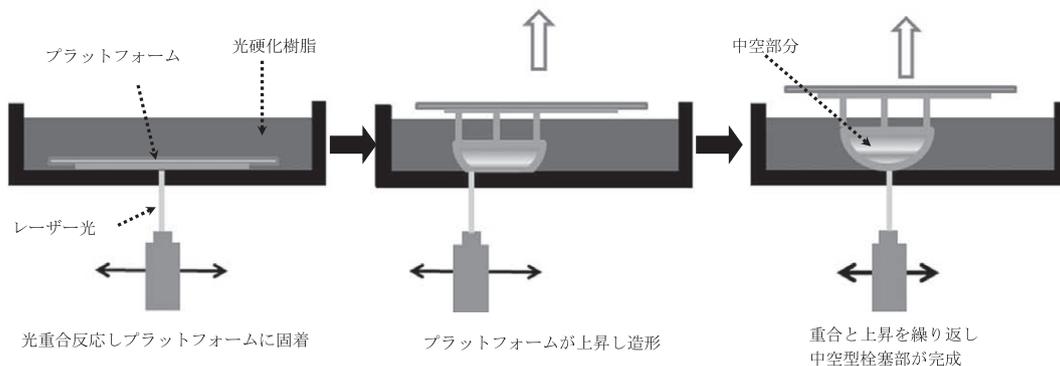
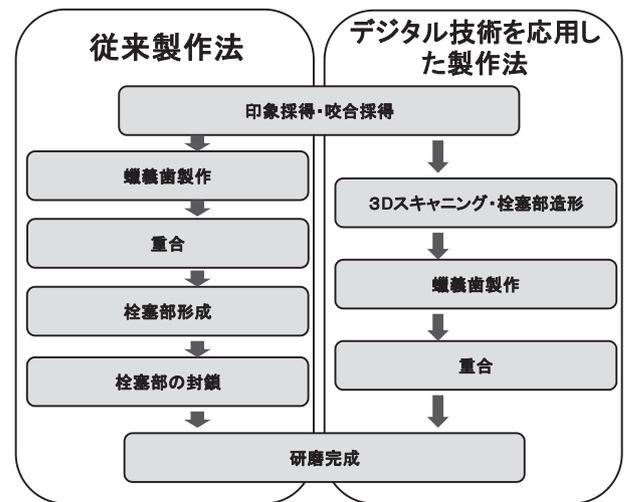


図1 積層型光造形装置による中空部の造形工程

Fig. 1 Molding process of the hollow obturator using a laminate type modeling device

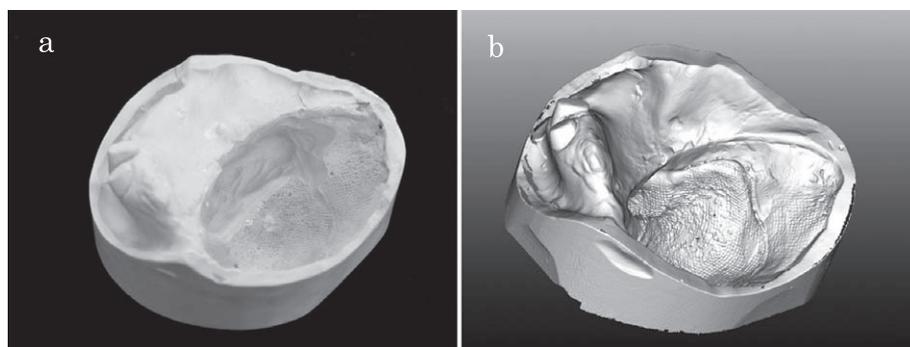


図2 上顎右側半側欠損を呈した作業用模型とスキャニング画像
 a : 上顎右側半側欠損を呈した作業用模型
 b : 顎模型のスキャニング画像

Fig. 2 Maxillary defect stone model and the scanning image
 a : Maxillary defect stone model
 b : Scanning image of maxillary defect stone model acquired by the three-dimensional geometry measuring device

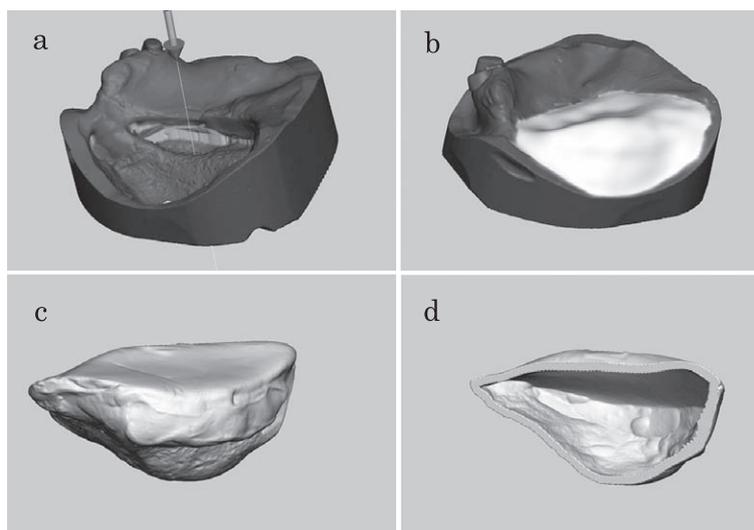


図3 中空型栓塞部 STL データの作成
 a : アンダーカット部のブロックアウト b : 栓塞部データの作成
 c : 栓塞部データの抽出 d : 中空型栓塞部データの断面

Fig. 3 The generated STL data of hollow obturator
 a : Blocking out of the undercut portion
 b : Creation of the hollow obturator portion data
 c : Sampling of the hollow obturator portion data
 d : Cross section of the hollow obturator portion data

3) 中空型の栓塞部の造形

中抜きされた栓塞部データを積層型 3D 光造形装置 (DIGITAL WAX 020D, DWS 社) にて無色透明でサージカルガイドに使用されているアクリル系の光硬化樹脂 (DS2000, DWS 社 ; Lot No. 30160427 (以下 DS)) を用いて造形した。今回使用した造形装置は吊下げ式の積層タイプのため、適合に影響を与えない天蓋部分にスプルーを設

定し造形を行った (図 4a, b)。

4) 中空型栓塞部

造形した中空型栓塞部に付与されたスプルーをカットし、作業用模型に中空型栓塞部が復位するようにハンドピースに装着した切削用ポイントを用いて調整を行った (図 5)。

調整は咬合紙を作業用模型と中空型栓塞部に介在させ、マーキングされた部分をレジン用カーバイドバーで切削調

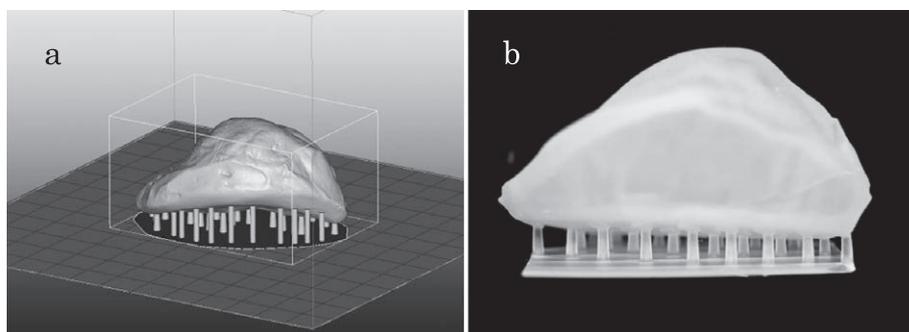


図4 中空型栓塞部の造形
a: 中空型栓塞部のスプルーを設計 b: 造形後の中空型栓塞部

Fig. 4 Printing of the hollow obturator portion

a: Designing the sprue of printing

b: The hollow obturator portion after printing

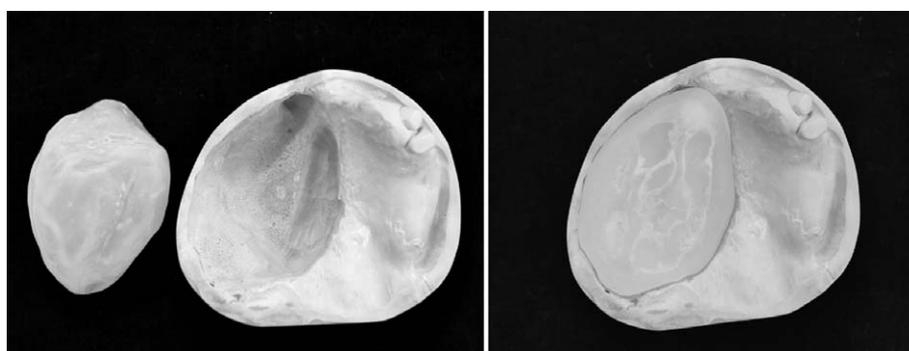


図5 中空型栓塞部の調整と作業用模型への復位

Fig. 5 Adjustment and repositioning of the hollow obturator portion on the maxillary defect stone model

整し、ペーパーコーンを使って表面を整えた。

5) 栓塞部中空型顎義歯の重合完成

作業用模型に中空型栓塞部を戻した状態で、通法に従い人工歯排列と歯肉形成を行い蠟義歯の製作後、義歯用フラスクにて埋没材（アドバストーン、ジーシー社）を用いて埋没し、流蠟した。床用アクリルレジンの接着を強固にするため、フラスク下部に残った中空型栓塞部の造形物を取り出し、メタクリル酸エステルを主成分とするプライマー（レジンプライマー、ジーシー社）を塗布した。塗布後、再び下部フラスクに戻し、床用アクリルレジジン（ACRON MC, ライブピンク、ジーシー社；Lot No. Powder: 1502244, Liquid: 1501281(以下MC))を填入し、マイクロウェーブ重合法で電子レンジを使用し500Wで3分間加熱した後、フラスクから割り出した。割り出した栓塞部中空型顎義歯を、通法の義歯研磨と同様に切削研磨作業を行い完成した。

2. 接着強度試験

本研究による方法を臨床で用いる場合は、光硬化樹脂と

床用アクリルレジジンとの十分な接着が義歯の強度や衛生面で必要条件となる。そこで将来臨床応用するために、その重要な物性である光硬化樹脂と床用アクリルレジジンとの接着強度を圧縮せん断接着強さ試験で測定し、破断面の様相も確認した。試料の製作としては、まずDSを使用して直径24mmの円柱状試料を製作し、円柱上面中央部に直径5mm、高さ3mmのワックスパターンを張り付け埋没し、流蠟した。DS表面の接着部にプライマー（レジンプライマー、ジーシー社）塗布と塗布なしの2つの条件を設定し、MCを填入後にマイクロウェーブ重合法にて電子レンジを使用して500Wで3分間重合を行った2種類の試料を製作した（図6a）。さらにDS単体で上記と同様な形態を光造形装置で造形した試料と、これを石膏で埋没し、流蠟作業と同じ条件を想定して電子レンジで500W、1分間行い、さらに重合時と同じ条件の500W、3分間の計4分間で加熱した試料も製作した（図6b）。以上の4種類の試料を用いて圧縮せん断接着強さ試験を行った。オートグラフAGS（島津製作所）を用い、クロスヘッドスピード0.5mm/

min として各条件 (n = 6) の試料で測定した. 一元配置分散分析を行い, Tukey-kramer 法を用いて多重比較検定 ($P < 0.01$) を行った. また破断面の様相を実態顕微鏡 (DENTAL SCOPE mark V, ニッシン) にて倍率 20 倍にて観察した. なお, 本研究は実際に臨床で使用した作業用模型を複製した模型を用いて, 「3D デジタル技術を利用した栓塞部中空型顎義歯の製作法」を検討したが臨床症例には適用していない. 研究遂行に際しては, 臨床で用いられた作業用模型を使用している点と, 将来の臨床応用を目

標にしているところから, 東北大学大学院歯学研究科研究倫理専門委員会 (第 26-35) の承認を得ている.

III. 結 果

光学式 3D スキャナーと積層造形装置を応用して, 完全一体の中空型の栓塞部を有する顎義歯の製作が可能であった (図 7).

3D 造形材料と床用アクリルレジンとの圧縮せん断接着強さは, プライマー処理をした試料は 15.2 ± 4.9 Mpa, プライマーなし群は 13.5 ± 1.4 MPa の結合強さを示し, その両者には有意な差は認められなかった. またプライマー処理に関係なく, 全ての試料で DS と MC の界面剥離が認められず, DS 側に試料内部へむかって線状の亀裂が存在し, 凝集破壊が観察された (図 8a, b).

DS のみの試料では 13.7 ± 1.0 MPa の結合強さで, プライマーなしの試料に近い値を示した. 一方で, DS を加熱処理した試料は 29.2 ± 3.8 MPa の結合強さで他の 3 条件の 2 倍の値を示した (図 9). また, DS のみの試料では内部に亀裂が生じたが破断には至らず, 一方, 加熱処理をした全ての試料では内部に向かって亀裂が生じ破断した (図 8c).

IV. 考 察

1. 栓塞部中空型顎義歯の製作法

3D デジタル技術, 特に CAD/CAM システムの可撤式補綴装置製作への応用が報告されている. しかし, そこには軟組織あるいは欠損部顎堤とさらには残存歯という広い

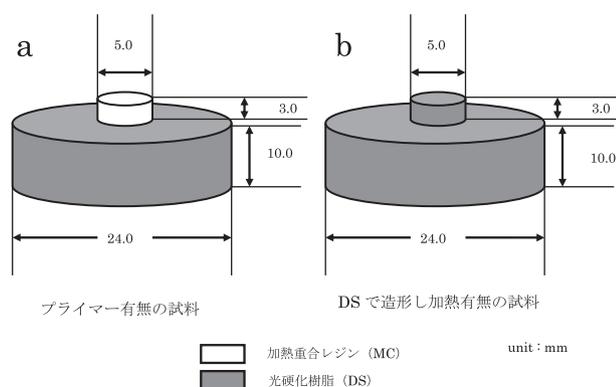


図 6 圧縮せん断接着試験用の試料の形態と寸法
a: プライマー有無の試料 b: DS で造形した加熱有無の試料

Fig. 6 Configuration and dimensions of the specimen
a: The specimen with/without primer
b: The specimen of DS with/without heat

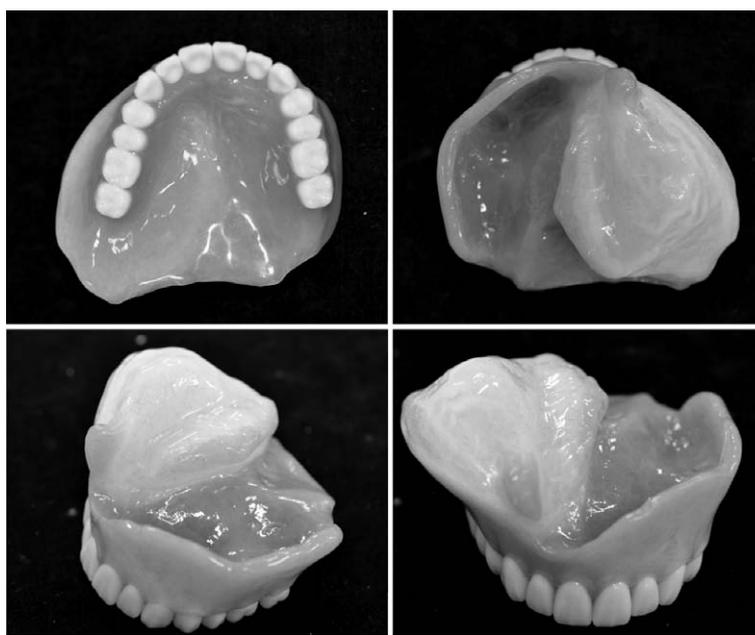


図 7 完成した栓塞部中空型顎義歯

Fig. 7 The finalized hollow maxillary obturator

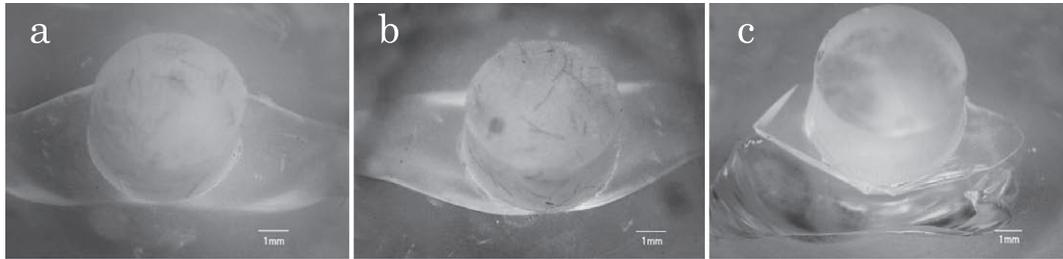


図8 試料の破断様相 (×20)

a: プライマーなし b: プライマーあり c: 加熱処理した DS

Fig. 8 Picture of the fracture surface of the specimen

a: The specimen without a primer b: The specimen with a primer c: The specimen of heated DS

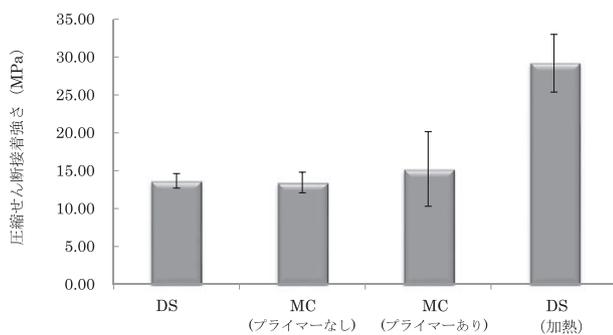


図9 床用レジンと光造形樹脂の圧縮せん断接着強度

Fig. 9 Compression shear strength of poly methyl methacrylate (MC) resin and photosensitive molding resin (DS)

範囲を対象としたCAD/CAMが必要となり、製作には大量のデータと時間がかかる¹⁶⁾。一方、光学式積層造形では完全一体型の中空造形物を製作することは比較的容易であるが、顎義歯全体を3Dプリンターにて造形するには大量のデータが必要であり、完成までには時間を要することになる。そこで本研究は、中空部分に対しては光硬化樹脂を使用し、義歯床部分は床用アクリルレジンにて製作する簡便な方法を考案した。

栓塞部中空型顎義歯の製作方法は従来様々な方法が提唱されてきたが、そのほとんどは口蓋部あるいは天蓋部の蓋を製作する方法となっている為に作業工程が煩雑である。また蓋を常温重合レジンや接着性レジンにて接合するため、中空内部に水分が貯留することがしばしばある。レジン材料は吸水性ではあるが、その吸水率はあまり高くないため、漏れい部がない限り短時間で栓塞部に水分が貯留することは考えにくいこと、栓塞部の内部に水分が侵入する原因の一つとしては、接合部の接合不良によるものであると報告されている^{17,18)}。

大畑ら¹⁹⁾は接合性の向上を目的として、栓塞部とその他の義歯を分けて重合し、スーパーボンドを接着剤として用

いることにより、辺縁封鎖性や耐久性に優れている中空型顎義歯の製作が可能だと報告している。しかし接着剤にスーパーボンドを使用しても熱サイクル浸水試験で26回目にして漏洩が認められており、常温重合レジンを用いた場合よりは優れているものの完全に封鎖することは困難であると報告している。また栓塞部を一体化で製作する方法としては、Horiら²⁰⁾は中空型栓塞部を熱可塑性樹脂シートで上下に分けて製作し、常温重合レジンで接合して中空栓塞部コアを栓塞部に包み込む構造で一体化した顎義歯の製作方法を報告したが、中空栓塞部コアの変形を防ぐため床用レジンの填入圧力を考慮しなければならないことが課題となった。

筆者らはこれら栓塞部中空型顎義歯製作上の問題点を解決するために、積層型光造形の3Dプリンターを使用することによって、接合部分がなく、また中空栓塞部の厚みを任意で設定できる完全一体化の中空栓塞部を製作する方法を開発した。完全一体化の構造のため、中空内部への唾液や水分の侵入により生じる汚染や臭い、審美性の低下などの臨床上の問題点解決にも貢献できると考えられる。しかし、今回の製作法は人工歯排列前に中空栓塞部データを作成するため、義歯粘膜側は均一な厚みにできるが、口蓋側は残存している顎堤を基準とし任意に中空部分を設計しているため、義歯が厚くなることが懸念される。本研究で使用した作業用模型は広範囲の顎欠損であることから義歯の重量は40gとなり、臨床で使用した従来製作法の顎義歯は38gであった。今後は中空栓塞部外壁の厚みを薄く設定し、人工歯排列後の三次元データをマッチングさせることで、一層の軽量化を図ることが可能と考えられる。

2. 接着強度試験

本研究で栓塞部中空型顎義歯を製作するにあたって積層型光造形装置が不可欠であり、積層型光造形装置に使用される光硬化樹脂はアクリル系とエポキシ系が主流である。床用レジンとの接着性を考慮するとアクリル系光硬化樹脂の選択が適切と考えられるが、理工学的性質の報告はほと

んどみあたらず、基礎的知識は不足していると思われる。本方法を臨床応用するにあたり、光硬化樹脂と床用アクリルレジンとの十分な接着が義歯の強度や衛生面で必要条件となる。そこで将来臨床応用するために、その重要な物性である光硬化樹脂と床用アクリルレジンとの接着強度を圧縮せん断接着強さ試験で測定し、破断面の様相も確認した。

床用アクリルレジン (MC) と光硬化樹脂 (DS) の接着強度において、DS 表面にプライマー処理をした試料の圧縮せん断強さは 15.2 ± 4.9 MPa であり、プライマーなし群と比較してやや高い値を示したが有意な差は認められなかった。全ての試料の破断面が DS 側で凝集破壊を起こしており、プライマーの有無に関係なく MC と接着していると考えられる。清水ら²¹⁾の実験結果でも、常温重合レジンと加熱重合レジンの違いはあるものの、表面無処理で 15.2 ± 4.7 MPa と本研究と近い数値が報告されている。プライマー処理に関係なく破断面が DS 側に認められたのは、MC の餅状期に DS に接して填入されるため、MC のモノマーが DS に浸透し樹脂内部に留まったままで重合、硬化する。その結果、DS のポリマーと MC のポリマーが分子レベルで入り混じり接着したと考えられる²²⁾。また DS のみの一体構造の試料で 13.7 ± 1.0 MPa と MC と接着していた試料と近い値を示していることから、プライマー使用の有無に関係なく DS と MC 間の結合は十分であるものと考えられる。DS を加熱処理した試料が 29.2 ± 3.8 MPa の高い値を示したことは、光硬化性の樹脂ではあるが、加熱処理を行うことで残存する二重結合に架橋構造を形成する反応が起こり、樹脂がより一層硬化したと考えられる。本製作法は、中空型栓塞部を先に製作し義歯部分を改めて重合するため、中空型栓塞部が加熱されると考えられる。すなわち光硬化樹脂が義歯完成時に加熱処理を行った物性に変化していると考えられ、MC 側に凝集破壊が認められていることから接着強度の値もこれに近くなると推察される。

顎義歯の製作材料において考慮すべき点は、1) 人工歯との接着に優れている。2) 重合後の比重が軽く、切削や研磨がしやすい。3) 常温重合レジンとの接着性が優れているなどが挙げられる²³⁾。今回の製作法では、人工歯との接着部分は床用レジンを使用しているため、接着剤を使用することで臨床的に十分な結合力が得られている²⁴⁾。光硬化樹脂もアクリルレジン系の材料という観点では、比重、切削性や研磨においても床用レジンと類似しており、顎義歯の材料として臨床に適応しているものと考えられる。また中空型栓塞部と床用レジンとの結合は、栓塞部中空型顎義歯を一体型で製作する上で重要な要件の一つであるが、DS と MC は実験結果から十分に臨床応用が可能な結合力であると推察される。臨床応用に際しては、さらに引張接着試験による結合強さや、口腔内を想定した熱サイクルの

浸水試験を行い、中空型栓塞部内に水分等が侵入しないことを確認することが今後の課題である。今後は中空部分のみならず義歯全体を 3D デジタル技術で容易に製作する方法を追及していきたい。また今回実験で使用した光硬化樹脂は、国外でサージカルガイド等の口腔内使用は認められているが、日本では薬事承認が得られていない。今後、薬事承認を進めることにより、早期の臨床応用を期待したい。

IV. 結 論

3D デジタル技術である光硬化樹脂と 3D プリンターを利用することにより栓塞部中空型顎義歯を、簡便かつ容易に製作することが可能であった。また床用アクリルレジンと造形樹脂の接合部分は、臨床応用できる十分な結合力を持つことが確認された。

本論文の要旨は日本顎顔面補綴学会第 32 回学術大会 (2015 年 6 月, 東京都) において発表した。

文 献

- 1) 佐々木啓一：顎顔面領域の再建への 3D の応用。顎顔面補綴 38 : 1-2, 2015.
- 2) Van der Zande, M. M., Gorter, R. C., Aartman, I. H. A., et al: Adoption and Use of Digital Technologies among General Dental Practitioners in the Netherlands. PLoS One 10 : e0120725, 2015.
- 3) Stoker, N. G., Mankovich, N. J., Valentino, D.: Stereolithographic models for surgical planning: Preliminary report. J Oral Maxillofac Surg 50 : 466-471, 1992.
- 4) Chen, L. H., Tsutsumi, S., Iizuka, T.: A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report. Int J Prosthodont 10 : 467-472, 1997.
- 5) Yoshioka, F., Ozawa, S., Okazaki, S., et al: Fabrication of an orbital prosthesis using a noncontact three-dimensional digitizer and rapid-prototyping system. J Prosthodont 19 : 598-600, 2010.
- 6) 吉岡 文, 木村直美, 浅見和哉, 他: エピテーゼ製作におけるデジタルテクノロジーの活用。顎顔面補綴 36 : 13-18, 2013.
- 7) 西川圭吾: エピテーゼ製作におけるデジタル技術の有用性と今後の展望。顎顔面補綴 36 : 8-12, 2013.
- 8) Jiao, T., Zhu, C., Dong, X., et al: Rehabilitation of maxillectomy defects with obturator prostheses fabricated using computer-aided design and rapid prototyping: a pilot study. Int J Prosthodont 27 : 480-486, 2014.
- 9) McAndrew, K. S., Rothenberger, S., Minsley, G. E.: An innovative investment method for the fabrication of a closed hollow obturator prosthesis. J Prosthet Dent 80 : 129-132, 1998.
- 10) 谷口 尚: Obturator Prosthesis に関する研究の現状。口病誌 67 : 11-17, 2000.
- 11) Wu, Y., Schaaf, N. G.: Comparison of weight reduction in different designs of solid and hollow obturator prostheses. J Prosthet Dent 62 : 214-217, 1989.
- 12) 横 英昭, 豊福 明, 喜久田利弘: 注入式マイクロウェーブ重合システムを用いた中空顎義歯の製作法。日歯技工誌 26 : 186, 2005.
- 13) 大畑 昇: 中空型顎義歯製作の実際 (その 2): 加熱重合型クリアレジンとスーパーボンド C&B を用いた製作法。顎顔

- 面補綴 19 : 31-38, 1996.
- 14) 田中清志, 福田雅幸: 流し込みレジンによる積層重合法を用いた中空型顎義歯の製作. 歯科技工 29 : 1502-1505, 2001.
 - 15) Takeuchi, Y., Nakajyo, K., Sato, T., et al: Quantification and identification of bacteria in acrylic resin dentures and maxillary obturator-prostheses. AJD : 209-211, 2012.
 - 16) 前田芳信: 顎顔面領域の再建への3Dの応用—その利点と問題点を探る—. 顎顔面補綴 38 : 11-14, 2015.
 - 17) 田中樹彦, 杉本裕文, 松浦正郎, 他: 栓塞部中空型義歯の密封性に関する臨床的検討. 顎顔面補綴 6 : 19-24, 1983.
 - 18) Tsuboi, A., Ozawa, K., Watanabe, M.: Water absorption characteristics of two types of acrylic resin obturators. J Prosthet Dent 94 : 382-388, 2005.
 - 19) 大畑 昇, 高道 理, 奥田耕一, 他: 中空型顎義歯製作の実際 (その1): 中空型栓塞子の漏洩試験. 顎顔面補綴 19 : 26-30, 1996.
 - 20) Hori, K., Miyamoto, T., Ono, T., et al: One step polymerizing technique for fabricating a hollow obturator. J Prosthodont Res 57 : 294-297, 2013.
 - 21) 清水博史, 羽生哲也, 中 四良, 他: 有機溶媒の床用レジンに対する表面処理効果: 第1報 各種溶媒が結合強さに及ぼす影響. 補綴誌 38 : 119-125, 1994.
 - 22) 原嶋郁郎: 常温重合レジンを用いた義歯の修理—歯科理工学観点から—. QDT 別冊 : 170-173, 1993.
 - 23) 大畑 昇: 上顎の顎補綴上顎補綴製作ならびに調整について. 顎顔面補綴 13 : 30-43, 1990.
 - 24) 高橋 裕, 武内哲二, 西原浩平, 他: 義歯床用流し込み型レジンと硬質レジン歯の結合強さについて. 補綴誌 37 : 543-551, 1993.