

[表紙一表]

レーザー積層造形法で製作した大連結子の寸法精度

若 杉 俊 通

愛知学院大学大学院歯学研究科 歯科臨床系 (有床義歯学)

指導：武部 純 教授

愛知学院大学大学院歯学研究科博士 (歯学) 学位申請論文

Dimensional accuracy of major connectors manufactured by selective  
laser sintering

WAKASUGI TOSHIMICHI

Graduate School of Dentistry, Aichi Gakuin University  
Clinical Dentistry (Department of Removable Prosthodontics)

Supervisor : Prof. Jun Takebe

The thesis submitted to the Graduate School of Dentistry,  
Aichi Gakuin University for Ph. D. degree

[ヘッダー]

レーザー積層造形法で製作した大連結子の寸法精度

若 杉 俊 通

本論文の基盤論文は、次のような論文です。

タイトル：レーザー積層造形法で製作した大連結子の寸法精度

掲載誌名： 愛知学院大学歯学会誌 第54巻(4)、2019

著者：若杉俊通<sup>1)</sup>、熊野弘一<sup>1)</sup>、朝倉正紀<sup>2)</sup>、樋口鎮央<sup>3)</sup>、  
河合達志<sup>2)</sup>、武部 純<sup>1)</sup>

所属：<sup>1)</sup> 愛知学院大学歯学部有床義歯学講座  
464-8651 愛知県名古屋市千種区末盛通2-11  
<sup>2)</sup> 愛知学院大学歯学部歯科理工学講座  
464-8650 愛知県名古屋市千種区楠元町100-1  
<sup>3)</sup> 大阪歯科大学医療保健学部口腔工学科  
573-1121 大阪府枚方市楠葉花園町8-1

[裏-表紙]

論文提出先：愛知学院大学大学院歯学研究科委員会  
(名古屋市千種区楠元町 1-100)

## 目 次

I. 緒 言	1
II. 材料および方法	2
1. 試料の製作	2
1) 原型模型のスキャンデータの作成	2
2) 大連結子の設計	2
3) 積層造形	2
4) 熱処理	2
2. 寸法精度の測定	3
3. 統計解析	3
III. 結 果	3
1. パラタルバーにおける差異分布	3
2. パラタルストラップにおける差異分布	4
IV. 考 察	5
1. レーザー積層造形法 (SLS : Selective Laser Sintering) について	5
2. 評価方法について	5
3. 実験結果について	6
V. ま と め	7
謝 辞	7
文 献	7

## I. 緒言

パーシャルデンチャーにおける構成要素の一つである大連結子は、義歯の構成要素を連結することによって、義歯に加わる咬合力や離脱力を、適正に残存歯や義歯床に伝達、配分することで義歯の動揺を抑え、義歯の安定を保つという非常に重要な支持、把持の機構を備えた役割を果たしている。大連結子が義歯に加わる機能圧を効果的に適正配分するためには、変形やたわみがなく、適合精度が高いことが必要である。

パーシャルデンチャーのフレームワークの製作には、1世紀以上もの長きに渡り鋳造法が使用されている<sup>1, 2)</sup>。鋳造法は煩雑な操作が多く、作業時間が長い。そして、その複雑さのため技工士の技術レベルに補綴装置が影響を受けてしまうことがある。

近年、コンピュータを導入した歯科医療が脚光を浴びている。特にCAD/CAMシステムの導入により、補綴分野も新たな転換期を迎えつつある。CAD/CAMシステムは、現在、クラウンブリッジ領域において臨床応用され、歯科界において爆発的な普及を果たしている。その加工方法において最も利用されているのがミリング方式であるが、パーシャルデンチャー補綴領域に多くみられるアンダーカットのある複雑な形態への応用には不向きである。また、ミリング方式では、非常に多くの材料が無駄になり、切削工具が損傷を受け、製造コストが上がってしまう<sup>2)</sup>。そこで、加工方法としてAM (Additive Manufacturing) 方式であるレーザー積層造形法に着目した。レーザー積層造形法 (SLS : Selective Laser Sintering) は薄く敷き詰めた金属粉末層に、選択的にレーザー光を照射して金属粉末を溶融・焼結し、その焼結層上にさらに粉末を供給する。この工程を繰り返すことで金属の造形が直接可能な方法である<sup>3-8)</sup>。さらに、SLS は、残留金属粉末のリサイクルが可能のため、材料の浪費を最小にすることが可能である。その耐食性、溶解度などの物理的性質、耐疲労性、弾性率などの機械的性質についても評価されている<sup>9-14)</sup>。この技術を、パーシャルデンチャーのフレームワークに応用することが可能となれば、鋳造操作を省略できるようになり、常に一定の精度と適合性を備えた補綴装置が製作できるようになり、その恩恵は非常に大きい。しかしながら、SLS に関する報告はいくつか存在するが<sup>15, 16)</sup>、いずれも金属床のフレームワークを試作するのみであり、製作した補綴装置に関して、詳細な検討はなされておらず、その造形精度はいまだ不明である。

著者らは、パーシャルデンチャーを構成している装置について、SLS を用いて製作した支台装置に対し、熱処理による応力緩和が適合精度に与える影響を報告してきた<sup>14, 17)</sup>。一方で、パーシャルデンチャーのフレームワークにおける寸法精度に関しては、

明らかとなっていない。そこで、本研究ではSLS を用いて大連結子を製作し、その寸法精度について詳細な検討を行った。

## II. 材料および方法

### 1. 試料の製作

#### 1) 原型模型のスキャンデータの作成

原型模型製作用のゴム枠として、上顎両側遊離端欠損モデル (HI-549、ニッシン) を選択し、ゴム枠に超硬質石膏 (ニューフジロック、ジーシー) を注入して、原型模型を一つ製作した。製作した原型模型を非接触レーザー方式の三次元デジタルスキャナー (Dental Wings 3series、Dental Wings、Canada) にてスキャンを行い、原型模型のスキャンデータを作成した。

#### 2) 大連結子の設計

作成した原型模型のスキャンデータ上に歯科専用 CAD ソフト (DWOS、Dental Wings、Canada) を用いて、大連結子の設計を行い、三次元 CAD データを作成した。作成した大連結子は、パラタルバー、パラタルストラップの2種類とした。大連結子の寸法は、パラタルバーで厚さ 1.5 mm、幅 5.0 mm とし、パラタルストラップで厚さ 0.7 mm、幅は正中部で 15 mm、フィニッシュライン部で 20 mm とした。

#### 3) 積層造形

作成した大連結子の三次元CADデータから、レーザー積層造型機 (EOSINNT M270、EOS、Germany) を用いて、試料を製作した。試料はパラタルバー、パラタルストラップそれぞれ10個製作した。また、そのうち5個を非熱処理用、5個を熱処理用とした。実験材料は、レーザー積層造形法用Co-Cr合金粉末 (SP 2、EOS、Germany) を使用した。粉末の平均粒径は約20  $\mu\text{m}$ で、成分組成 (質量 %) は、Co:63.8 %、Cr:24.7 %、Mo:5.1 %、W:5.4 %、Si:1.0 %である。また、その物理的性質は、液相点:1,440  $^{\circ}\text{C}$ 、固相点:1,380  $^{\circ}\text{C}$ 、ヤング率:210 GPa、耐力:690 MPa、伸び:15 %である (製造者の公表値)。造形条件は、Yb-fiber laser 195 W、スキャン間隔 90  $\mu\text{m}$ 、スキャン速度1,000 mm/s、積層厚20  $\mu\text{m}$ とした。

#### 4) 熱処理

造形後の試料は、ベースプレート上にサポートを介して固着している。熱処理は、各種試料について5個ずつ、ベースプレートに固着させたままファーネスに入れて行った。熱処理の条件は、室温から 2時間30 分かけて1,050  $^{\circ}\text{C}$ まで昇温し、1,050  $^{\circ}\text{C}$ に達した

ところで1時間係留し、その後、室温まで徐冷した。ベースプレートから試料を取り外し、サポートを除去した。熱処理後の酸化膜を除去するため、アルミナサンドブラスト処理（平均粒子 50  $\mu\text{m}$ 、空気圧力 2.0~2.5 気圧）にて酸化膜の除去を行った。

## 2. 寸法精度の評価

造形した試料を治具に常温重合レジンにて固定し、ストライプライト投影方式の三次元デジタルスキャナー（Ceramillmap 400、AmannGirrbach、Germany）にてスキャンを行い、造形した試料のスキャンデータを得た。原型模型のスキャンに用いたスキャナーは可動域が狭いため、複雑な形状を有するデンチャーフレームのスキャンは困難であった。したがって、寸法精度の測定には可動域の広いスキャナーを使用した。スキャナーの精度は  $< 20 \mu\text{m}$  である。（ここでスキャナーの精度とは、実物とスキャンデータとの差異を示す。値は、製造者が、独自の試験方法により算出した公表値である。寸法精度の評価においては、三次元データ検査ソフトウェア（GOM Inspect、GOM、Germany）の部分ベストフィット機能を用いて、選択した範囲において CAD データとスキャンデータとが最も一致するように重ね合わせを行い、CAD データとスキャンデータとの差異を測定した。本論文では、造形に用いた CAD データと造形物のスキャンデータとの差異を寸法精度と規定した。重ね合わせの基準となる範囲には、大連結子の粘膜面を設定した。

## 3. 統計解析

統計学的有意差の検定には、Student の t 検定を用いた。また、有意水準は 1% に設定した。

# III. 結果

## 1. パラタルバーにおける差異分布

パラタルバーにおける設計時の CAD データと、造形試料のスキャンデータを重ね合わせた時の代表的な差異分布を示す。図の下に示すスケールラベルは赤色の範囲が粘膜面方向への差異を、青色の範囲が研磨面方向への差異を示し、緑色の範囲は差異が低いことを示す。

非熱処理のパラタルバーの正中部では研磨面方向への差異が観察された。また正中部からフィニッシュライン部に向かうに従い、差異が粘膜面方向へ変化していった。パラタルバー全体をみると、差異が低いことを示す緑色の部分が少ないことが観察された。熱処理後のパラタルバーの結果を示す。全体的に差異の低いことを示す緑色の部分が観



察された。差異分布の傾向としては、正中部では粘膜面方向へ、フィニッシュライン部では研磨面方向への差異が確認されたが、その差異は非常に低いことが明らかとなった。

次に、差異を0.2 mm 未満、0.2~0.4 mm、0.4 mm 以上の3つに区分けし、それらの面積比率を計算した結果を示す。非熱処理のパラタルバーの試料の差異の面積比率は、0.4 mm 以上が約 11 %、0.2~0.4 mmが約 29 %、0.2 mm 未満が約 60 %であった。一方、熱処理後のパラタルバーの試料では、0.4 mm 以上の差異、0.2~0.4 mmの範囲の差異の割合ともに約 1 %で、0.2 mm 未満の差異の割合が約 98 %であった。非熱処理の試料の面積比率と、熱処理後の試料の面積比率との間には、すべての差異区分において有意な差が認められた ( $p < 0.01$ )。

## 2. パラタルストラップにおける差異分布

パラタルストラップにおける設計時のCAD データと、造形試料のスキャンデータを重ね合わせた時の代表的な差異分布の結果を示す。非熱処理のパラタルストラップの正中部では研磨面方向への差異が観察された。また正中部からフィニッシュライン部に向かうに従い、差異が粘膜面方向へ変化していった。この差異分布の傾向は、パラタルバーと同様であった。パラタルストラップ全体をみると、差異が低いことを示す緑色の部分が少ないことが観察された。熱処理後のパラタルストラップの結果を示す。差異の傾向としては、正中部では粘膜面方向へ、フィニッシュライン部では研磨面方向への差異が確認できた。また、正中部付近では差異が0.2 mm 前後を示す黄色の部分、また正中部からフィニッシュライン部に向かうに従い、差異の低いことを示す緑色の部分が多く観察された。

次に、差異を0.2 mm 未満、0.2~0.4 mm、0.4 mm 以上の3つに区分けし、それらの面積比率を計算した結果を示す。非熱処理のパラタルストラップの試料の差異の面積比率は、0.4 mm 以上が約 7 %、0.2~0.4 mm の範囲が約 37 %、0.2 mm未満が約 56 %であった。一方、熱処理後のパラタルストラップの試料では、0.4 mm 以上が約 1 %、0.2~0.4 mmの範囲が約 13 %、0.2 mm未満が約 86 %であった。非熱処理の試料の面積比率と、熱処理後の試料の面積比率との間には、すべての差異区分において有意な差が認められた ( $p < 0.01$ )。

## IV. 考察

### 1. レーザー積層造形法 (SLS : Selective Laser Sintering) について

近年、パーシャルデンチャー製作方法に積層造形法の一つである SLS を用いた報告が増えてきている<sup>3-8)</sup>。SLS 方式で製作した装置の方が従来の鋳造法で製作した装置と比較して機械的特性である曲げ降伏強度や、曲げ強度、破壊靱性が著しく高いという報告がある<sup>13)</sup>。また、臨床の現場ではよくみられるパーシャルデンチャーのクラスプの破損に対しても、5年間の義歯使用を想定した耐疲労試験の研究において、鋳造法より優れていることが報告されている<sup>13)</sup>。通常、鋳造法にて製作された金属は、製造工程中のガス混入のために高い気孔率と内部欠陥を示す<sup>2, 18)</sup>。この気孔率は、亀裂発生や疲労抵抗に影響を与える可能性がある<sup>18-20)</sup>。SLS 方式にて積層造形された金属は、気孔率を最小限に抑え、内部欠陥も見られない。そのため、SLS 方式で製作した装置は、鋳造法で製作した装置より機械的特性が優れていると考えられる。また、SLS 方式で使用される Co-Cr 合金は、現在、口腔内で使用されている従来の鋳造 Co-Cr 合金と類似の生体親和性を示すことが示唆されている<sup>13)</sup>。

この様に様々な利点を有する SLS 方式は、金属を直接造形できること、より複雑な形態が造形可能であることが最大の特徴である。この特徴を最大に生かすことができるのは、支台装置や大連結子などの複雑な形態を有するパーシャルデンチャーのフレームワークへの応用であると考えられる。

## 2. 評価方法について

SLS 方式で製作された補綴装置の精度に関する報告は数少ないが、パーシャルデンチャーフレームの精度を、デジタルノギスを用いて二次元的に測定した研究が報告されている<sup>13)</sup>。しかし、それらの二次元的な評価では、パーシャルデンチャーのような複雑な構造を有する装置には不十分であると考えられる。

近年、CAD ソフトを用いて製作した下顎骨の CAD データと、そのデータをもとに 3D プリンターにて製作した下顎骨のスキャンデータとの重ね合わせを行い、評価した研究<sup>21)</sup> や、CAD/CAM で製作したクラウンの内面の適合状態全体を CAD データとスキャンデータの重ね合わせを行い、精度評価を行うという研究<sup>22)</sup> が報告されている。本研究においても、CAD データとスキャンデータの重ね合わせを行うことにより、複雑な構造を有する大連結子の三次元的な寸法精度の評価が可能となった。しかし、本研究で使用したスキャナーの精度は  $< 20 \mu\text{m}$  であるため、得られた差異の測定結果はスキャンにより生じる誤差を含んでいると考えられる。

## 3. 実験結果について

大連結子の適合精度（原型模型と大連結子との間隙量）については、0.2 mm 以内であれば臨床応用可能であるとの報告がある<sup>23-25</sup>。本研究では0.2 mm 未満の差異を臨床応用可能な寸法精度であると規定した。実験結果より、非熱処理のパラタルバーの精度は、0.2 mm 以上の差異の面積比率が約 40 %であるため、造形した試料の寸法精度は不十分であると考えられる。しかし、熱処理を行った場合、0.2 mm 以上の差異が約 2 %と大幅に減少し、0.2 mm未満の差異が約 98 %と増加した。従って、熱処理を行ったパラタルバーは臨床応用可能な寸法精度を有すると考えられる。

次に非熱処理のパラタルストラップの精度は、パラタルバーと同様に0.2 mm 以上の差異が約 44 %であるため、造形した試料の寸法精度は不十分であると考えられる。熱処理を行うことにより、0.2 mm 以上の差異が約 14 %まで減少したが、その寸法精度は改善の余地があると考えられる。

本研究では、パラタルバー、パラタルストラップともにSLS で製作された試料は低い寸法精度を示した。その原因として、積層造形時に金属粉末を局所的に高いエネルギーを用いて溶融しているために、試料内の熱勾配が大きくなることで内部応力が生じ、それが熱ひずみとして試料に変形を引き起こしていると考えられる<sup>26,27</sup>。しかし、熱処理を行った試料は、大幅に寸法精度が改善していることが明らかとなった。本研究では、積層造形後、試料がサポートを介して固着した状態にあるベースプレートごと熱処理を行っている。これらのことから、非熱処理の試料の変形の多くは、ベースプレートから試料を取り外した瞬間に内部応力が解放することで発生していると考えられる。したがって、熱処理を行った試料は、試料内で発生した内部応力に対して、加熱により応力緩和を促進することが可能となり、寸法精度の改善につながったものと考えられる<sup>18, 26</sup>。また、本研究では熱処理の温度条件を1,050 °Cに設定したが、本設定は白石らの報告<sup>17</sup>に基づいている。白石らは、SLS を用いて製作した支台装置に対し、1,000 °Cから1,100 °Cでの熱処理温度が寸法精度の改善には効果的であることを報告している。また、過度の高温条件による熱処理は金属の物理的性質を低下させることを報告している。

非熱処理の試料において、パラタルバーとパラタルストラップとの間に寸法精度の大きな差は認められなかった。一方で、熱処理を行った試料の寸法精度を比較した場合、パラタルストラップは、パラタルバーより寸法精度が低いことが明らかとなった。これらの結果は、以下のことを示唆している。非熱処理の試料の変形量は、変形が生じた時期（造形中もしくは造形後）の違いによる影響を、ほとんど受けないと考えら

れる。これは、非熱処理の試料の変形量は、造形中に生じた変形量と、造形後にベースプレートから取り外した際に生じる変形量との合計値であることが理由である。一方で、熱処理を行った試料の変形量は、変形の生じた時期の違いによる影響を、大きく受けると考えられる。すなわち、熱処理を行った試料間でのみ、寸法精度に差が生じた理由は、パラタルストラップは装置自体が大きく、サポートによる変形の抑制が不十分となり易いために、造形中に内部応力が一部解放し、熱処理前に変形が生じてしまったことが原因であると考えられる。その結果、熱処理による応力緩和の効果を十分に得られず、寸法精度の低下につながった可能性が示唆される。また、本研究で行った熱処理の条件では、温度や係留時間が不十分であったことも考えられる。したがって、今後、適切な造形方向および熱処理条件の設定、さらには、サポートによる支持の強化など、より詳細な検討が必要であると考えられる。

## V. まとめ

レーザー積層造形法 (SLS : Selective Laser Sintering) にて製作した大連結子に対して、設計時の CAD データと造形試料のスキャンデータの重ね合わせを行うことで、寸法精度の評価を行った結果、以下の結論が得られた。

1. SLS を用いて大連結子を製作した場合、パラタルバー、パラタルストラップともに 0.2 mm 未満の差異の割合が約 60 %であった。
2. SLS を用いて製作した大連結子に熱処理を行うことにより、パラタルバー、パラタルストラップともに0.2 mm 未満の差異の割合が増加し、寸法精度が向上した。

以上の結果より、SLS を用いて製作した大連結子 (パラタルバー、パラタルストラップ) に、熱処理を行うことで、寸法精度の改善が可能であることが明らかとなり、臨床応用への可能性が示唆された。

**謝辞** 稿をおえるにあたり 稿を終えるにあたり、ご懇篤なるご指導、ご校閲を賜りました愛知学院大学歯学部有床義歯学講座・武部 純教授、愛知学院大学歯学部歯科理工学講座・河合達志教授に深甚なる謝意を表します。また、終始懇切なご指導を賜りました熊野弘一先生、朝倉正紀先生に感謝致します。さらに、ご指導、ご助言を賜りました有床義歯学講座、歯科理工学講座の諸兄に心からお礼申し上げます。 なお、

本論文の要旨は、第126回日本補綴歯科学会学術大会（2017年7月1日、横浜）において発表した。

#### 文献

- 1) Venkatesh KV, Nandini W : Direct metal laser sintering: a digitised metal casting technology. J Indian Prosthodont Soc, 13:389-392, 2013.
- 2) Koutsoukis T, Zinelis S, Eliades G, Al-Wazzan K, Rifaiy MA, Al Jabbari YS. : Selective laser melting technique of Co-Cr dental alloys: a review of structure and properties and comparative analysis with other available techniques. J Prosthodont, 24 (4) : 303–312, 2015.
- 3) van Nort R. The future of dental devices is digital. Dent Mater, 28:3-12, 2012.
- 4) Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkay AMC, Brantley WA. : Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dent Mater, 24 (10) : 1400-1404, 2008.
- 5) Kruth J P, Mercelis P, van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M : Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. Rapid Prototyping J, 11(1): 26-36., 2005.
- 6) Ahn D : Direct metal additive manufacturing processes and their sustainable applications for green technology: a review. Int J Precis Eng Man, 3(4) : 381-395, 2016.
- 7) Mazzoli A : Selective laser sintering in biomedical engineering. Med Biol Eng Comput, 51(3) : 245-256, 2013.
- 8) Vayre B, Vignat F, Villeneuve F : Metallic additive manufacturing : state of the art review and prospects. Mech Ind, 13(2) : 89-96, 2012.
- 9) Willer J, Rossbach A, Weber HP : Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD/CAM data acquisition system. J Prosthet Dent, 80 : 346–353, 1998.
- 10) Wataha JC : Biocompatibility of dental casting alloys: A review. J Prosthet Dent, 83 : 223-234, 2000.
- 11) Hollander DA, von Walter M, Wirtz T, Sellei R, Schmidt-Rohlfing B, Paar O, Eril HJ : Structural, mechanical and in vitro characterization of

- individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming. Biomaterials, 27 : 955-963, 2006.
- 1 2) Vandenbroucke B, Kruth J P : Selective laser melting of biocompatible metals for rapid manufacturing of medical parts. Rapid Prototyping J, 13 : 196-203, 2007.
  - 1 3) Omar A, Mohamed A, Ammar A, Jun S, Eric C, Faleh Tamimi : Removable partial denture alloys processed by laser-sintering Technique. Biomedical materials Research, 106 (3) : 1174-1185, 2018.
  - 1 4) 白石浩一, 熊野弘一, 中村好徳, 岩井孝充, 若杉俊通, 高田雄京, 樋口鎮央, 武部純: レーザー積層造形法を用いた支台装置の適合精度および維持力について. 補綴誌, 9 : 374-382, 2017.
  - 1 5) Puskar T, Jevremovic D, Williams RJ, Eggbeer D, Vukelic D, Budak I : A comparative analysis of the corrosive effect of artificial saliva of variable pH on DMLS and cast Co-Cr-Mo dental alloy. Materials, 7 : 6486-6501, 2014.
  - 1 6) Lima JMC, Anami LC, Araujo RM, Pavanelli CA : Removable partial dentures: use of rapid prototyping. J Prosthodont, 23:588-591, 2014.
  - 1 7) 白石浩一, 岩井孝充, 熊野弘一, 中村好徳, 高田雄京, 樋口鎮央, 武部純: レーザー積層造形法で製作した支台装置への熱処理の影響. 愛院大歯誌, 54 (4) : 407 - 417, 2016.
  - 1 8) Gapido CG, Kobayashi H, Miyakawa O, Kohno S : Fatigue resistance of cast occlusal rests using Co-Cr and Ag-Pd-Cu-Au alloys. J Prosthet Dent, 90 : 261-269, 2003.
  - 1 9) Vallittu PK, Miettinen T : Duration of induction melting of cobaltchromium alloy and its effect on resistance to deflection fatigue of cast denture clasps. J Prosthet Dent, 75 : 332-336, 1996.
  - 2 0) Xin XZ, Xiang N, Chen J, Wei B. In vitro biocompatibility of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. Mater Lett, 88 : 101-103, 2012.
  - 2 1) milde J, Morovic L : The influence of internal structures in fused deposition modeling method on dimensional accuracy of components. Material Sci, 24(38) : 73-80, 2016.

- 2 2) Dahl B E, Ronald H J, Dahl J E, : Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. J Prothet Dent. 117 (3) : 400-404, 2017.
- 2 3) 長谷川幸洋: 鑄造床の適合度に関する研究. 補綴誌, 20 (3) : 423-47, 1976.
- 2 4) 権田悦通, 川村達也, 西浦恂: 上顎金属床総義歯の適合性について. 補綴誌, 30 : 853-9. 1986.
- 2 5) 山田隆司: 鑄造床の適合性に関する基礎的研究. 補綴誌, 23 (2) : 288-309. 1979
- 2 6) Thöne M, Leuders A, Riemer T, Tröster T, Richard HA: Influence of heat-treatment on selective laser melting products - e. g. Ti6Al4V, Proceedings of 23rd Annual International Solid Freeform Fabrication (SFF) Symposium 2012, 22 : 492-498, 2012.
- 2 7) Zaeh MF, Otto M: Investigations on heat regulation of additive manufacturing processes for metal structures. CIRP Annuals, 60 (1) : 259-262, 2011.