

アクリリックレジンを用いたレジックラップの維持力に関する検討

日本大学大学院松戸歯学研究科 顎口腔機能治療学専攻

竹内 広樹

(指導：小見山 道 教授)

## アクリリックレジンを用いたレジックラスプの維持力に関する検討

### < Abstract

### < 緒言

### < 材料と方法および結果

#### 実験1：各種材料を用いたレジックラスプの維持力の検討

1. 支台歯の材料とデザイン
2. 使用した材料と製作方法
3. レジックラスプの試験体デザイン
4. 測定方法と測定項目
  - 1). 初期維持力
  - 2). 疲労試験後の維持力
5. 統計分析
6. 結果
  - 1). 初期維持力
  - 2). 疲労試験後の維持力

#### 実験2：各クラスプデザインの維持力による評価

##### クラスプデザインの検索

1. 支台歯の材料とデザイン
2. 使用した材料と製作方法
3. レジックラスプの試験体デザイン
4. 測定方法と測定項目
  - 1). 初期維持力
5. 結果
  - 1). 初期維持力

##### クラスプデザインの決定

1. 支台歯の材料とデザイン
2. 使用した材料と製作方法
3. レジックラスプの試験体デザイン
4. 測定方法と測定項目
  - 1). 初期維持力
  - 2). 疲労試験後の維持力
5. 統計分析
6. 結果
  - 1). 初期維持力
  - 2). 疲労試験後の維持力

- < 考察
- < 結論
- < 参考文献
- < Tables and Figures

## < **【Abstract】**

### **Introduction**

The aim of our research was to apply acrylic resin clasps for removable partial denture (RPD) with resin clasps. Present research evaluated the changes, in retentive forces of resin clasps with different designs made by acrylic resin and polyester, by measuring initial retentive force and retentive force after fatigue tests.

### **Study 1**

#### **Materials and methods**

A comparative study on the material properties of resin and metal clasps for partial dentures was carried out by measuring the initial retentive force with fatigue testing. Valplast (VAL) and EstheShot Bright (ESB) were applied as injection-molded thermoplastics and Pro Impact (PI) as heat-polymerized resin for denture bases. As a control, a chromium-cobalt (Co-Cr) alloy metal clasp was used. The abutment tooth was fabricated from 18/8 stainless steel in the form of a die with a diameter of 7.5 mm, a height of 8.0 mm, and a radius of curvature of 5.0 mm. For the resin-based clasps, the retentive and reciprocal arms had a length, width and thickness of 7.5, 10 and 1.5 mm, respectively with 0.5mm retentive undercut. The metal clasp was set 1/2 of the tip of the retentive arm of the clasp for a 0.25mm undercut according to the design principle of the akers clasp. The initial retentive force was measured using a tensile test apparatus. The retentive force change during the fatigue tests was measured using a fatigue insertion/removal testing apparatus. The fatigue tests involved 10,000 cycles for each specimen, and the retentive force was measured every 1,000 cycles. The initial retentive force for each material were analyzed using one-way ANOVA and a Bonferroni's multiple comparison test ( $p = 0.05$ ).

#### **Results**

The results indicated that the initial retentive force for PI and ESB was significantly higher than that for Co-Cr and VAL ( $p < 0.05$ ). The initial retentive force of Co-Cr only was 5-10 N per tooth is required for the retention device of a partial denture. PI fractured with 3,000 insertion/removal cycles. These results suggest that for the clasp design used in the present study, the initial force can lead to the high risk of failure of PI non-metal clasp dentures, because of retentive force higher than proper value (5-10 N).

### **Study 2**

#### **Materials and methods**

Two types of resin clasp design (length: 7.5 mm, widths: 10 mm or 7.5 mm, thickness: 1.5 mm) made by acrylic resin and polyester were used. A abutment tooth simulating the maxillary first premolar was prepared by 18-8 stainless steel model. The amount of undercut of the retentive arms was set at 0.5 mm, with half of the undercut area at far zone as the contact surface. The initial retentive force and retentive force after fatigue tests, for each test specimen, were measured. The changes of retentive force until 10000 insertion/removal cycles were measured by insertion/removal testing apparatus under 37 °C distilled water and an insertion load to the abutment tooth of 9.8 N.

**Results**

Initial retentive force was no significantly difference between each test specimens. After 9,000 and 10,000 insertion/removal cycles, the retentive force of width 10 mm of acrylic resin was proper retentive force and was significantly higher than width 7.5 mm of polyester ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion**

Present study suggests that PI (length, width, thickness of 7.5 mm  $\times$  10 mm  $\times$  1.5 mm) with half of the undercut area at the far zone as the contact area have the potentials to use clinical applications as RPD with resin clasps.

## II 【緒言】

可撤性局部床義歯(removable partial denture: RPD)は、歯の喪失や欠損等により失われた咀嚼機能、発音など口腔機能の維持、安定に貢献するなど、果たす役割は大きい<sup>1)</sup>。近年、審美領域にメタルクラスプ(Metal Clasp: MC)を用いず、従来の義歯と同程度の維持力を得ることが可能なノンメタルクラスプデンチャー(non-metal clasp denture: NMCD)が、臨床応用されている<sup>2-6)</sup>。

Kawara ら<sup>7)</sup>は、アクリリックレジンと比較し、NMCD に多く用いられているポリアミド系レジンやポリエステル系レジンでは表面が傷つき易く、研磨が困難であることを報告している。また、ポリアミド系レジンにて製作した NMCD は、リラインを含めた義歯の修理が困難であることが報告されている<sup>8,9)</sup>。審美性の問題としては、Takabayashi<sup>10)</sup>は、ポリアミド系レジンやポリエステル系レジンではアクリリックレジンと比較して変色しやすいことを報告している。

一方、アクリリックレジンでは、ポリアミド系レジンと比較してリラインを含めた義歯床の修理が容易であること<sup>8)</sup>、研磨が容易であることなど数々の利点を有する。しかしながら、アクリリックレジンではポリアミド系レジンやポリエステル系レジンと比較して着脱の困難さや破折の懸念からこれまでレジックラスプとしての臨床応用がされていなかった<sup>11)</sup>。

本研究の目的はアクリリックレジンを用いたレジックラスプとして用いた NMCD の臨床応用である。これまでに三点曲げ試験および片持ち梁試験によるポリアミド系レジン、ポリエステル系レジンおよびポリカーボネート系レジンとアクリリックレジンとのプロインパクト(Pro Impact: PI)の比較を行った結果、両材料において支台歯の 0.5mm アンダーカットの部分に対してクラスプの着脱が可能である事を報告し、PI の NMCD への臨床応用の可能性を示した<sup>12)</sup>。しかしながら、NMCD のレジックラスプとしての臨床応用を考慮した場合、初期維持力や疲労試験後の維持力の検討が必要である。また、NMCD のレジックラスプのデザインに関する検討は少ない<sup>13,14)</sup>。

そこで今回の研究ではアクリリックレジンを用いたレジックラスプの実用化および NMCD における最適なレジックラスプのデザインを検討することを目的として、実験 1 では、ポリアミド系レジンではバルプラスト(Valplast: VAL)、ポリエステル系レジンではエステショットブライト(EstheShotBright: ESB)、アクリリックレジンでは PI にて作製したレジックラスプを想定した同一規格の試験体を製作し、初期維持力と疲労試験後の維持力変化を MC と比較して検討した。実験 2 では、適正な維持力を示すクラスプデザインを選択するために、まず ESB と PI を用いて実験 1 の実験結果に基づいて設定した 6 種類のクラスプデザインの中から適正な初期維持力を示すクラスプデザインを検索した。その後、採用したクラスプデザインを用いて初期維持力と疲労試験後の維持力変化において適正な維持力を示すクラスプデザインについて検索した。

### Ⅲ 【材料および方法】

#### 実験 1 各種材料を用いたレジックラスプの維持力の検討

##### 1. 支台歯の材料とデザイン

本実験で用いた支台歯は上顎第一小臼歯を想定した 18-8 ステンレス金型<sup>15-18)</sup> (直径 7.5 mm・高さ 8.0 mm・曲率半径 5.0 mm) を用いた (Fig. 1)。

##### 2. 使用した材料と製作方法

ポリアミド系レジックとしてバルプラスト<sup>®</sup> (ユニバル, 東京, 日本; Valplast: VAL), ポリエステル系レジックとしてエステショットブライト<sup>®</sup> (アイキャスト, 京都, 日本; EstheShotBright: ESB), アクリリックレジックとしてプロインパクト<sup>®</sup> (ジーシー, 東京, 日本; Pro Impact: PI) を用いた。またコントロールの MC としてコバルトクロム合金 (クルツァー・ジャパン, 東京, 日本; Cobalt-Chromium: Co-Cr) を用いた (Table 1)。クラスプ製作に用いる作業模型は, シリコンゴム印象材 (High Silicone <, デンケン・ハイデンタル, 京都, 日本) を用いて金型の印象採得後, 硬石膏 (New Fuji-Rock, ジーシー, 東京, 日本) にて製作した。サベイング後, エーカースクラスプのパターンは, 作業模型上で ready-made wax patterns (タッキーパターン CR2, ノビリアム/茂久田, 神戸, 日本) を用いて製作し, リン酸塩系埋没材 (rema<sup>®</sup> dynamic S, Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) にて埋没した。コバルトクロム合金を製造業者の指示に従い, 鋳造した。鋳造体は, 0.5 MPa 気圧下で 50  $\mu$ m の Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 粒子でサンドブラスト処理した。MC は, エーカースクラスプの設計原則に従い, 5 試験体製作した (Fig. 2-a)。アクリリックレジックは, 製造業者の指示に従い, 通法の加熱重合にて製作した。VAL, ESB は Table 2 に示した条件下にて, 射出システム (MIS-<, アイキャスト, 京都, 日本) を用いて射出成形した。

##### 3. レジックラスプの試験体デザイン

各材料のレジックラスプは, クラスプ状に成形した維持腕・拮抗腕部の長さ 7.5 mm, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm の試験体とした<sup>18)</sup>。維持腕は 0.5 mm アンダーカット領域が全面接触する様に設計し, 各 5 試験体製作した (Fig. 2-b)。

##### 4. 測定方法と測定項目

###### 1). 初期維持力

初期維持力は, 引っ張り試験機 (EZ-S-200N, 島津, 京都, 日本) を用いて測定した。測定は, 支台歯に試験体を装着し, クロスヘッドスピード 50 mm/min にて撤去した際の荷重量を維持力とした。初期維持力は各試験体で 15 回測定を行い, 試験体の平均値を算出した<sup>16-18)</sup>。

###### 2). 疲労試験後の維持力

疲労試験は, 挿入/撤去試験機 (JM 100, Japan Mec., 東京, 日本) を用いた。支台歯への試験体挿入荷重量は 9.8 N とし, 37℃ の蒸留水中でクロスヘッドスピード 950 mm/min にて挿入・撤去を行った。疲労試験は各試験体で 10,000 回施行し, 1,000 回ごとに維持力を測定した<sup>16-18)</sup>。1,000 回ごとの維持力は初期維持力測定と同様に, (EZ-S-200N, 島津, 京都, 日本) を用いて各試験体で 15 回を行い, 試験体の平均値を算出した。

##### 5. 統計分析

統計分析は各材料の初期維持力の比較において, 一元配置分散分析を行い, 多重比較は Bonferroni 法を用いて有意水準  $p = 0.05$  にて行った。

## 6. 結果

### 1). 初期維持力

初期維持力は MC で  $8.5 \pm 0.5$  N, ESB で  $24.8 \pm 1.9$  N, PI で  $22.3 \pm 1.3$  N, VAL で  $12.2 \pm 1.2$  N を示した (Fig. 4)。PI および ESB の初期維持力は両材料とも MC および VAL より有意に高い値を示した ( $P < 0.05$ )。PI と ESB 間, MC と VAL 間の初期維持力に有意差は認めなかった。

### 2). 疲労試験後の維持力変化

10,000 回疲労試験後の維持力は MC で  $4.7 \pm 1.2$  N, VAL で  $8.4 \pm 0.7$  N を示した (Fig. 5)。ESB は 10,000 回疲労試験後まで 3 個の試験体は破折を認めなかったが, 2 個の試験体において 9,000 回および 10,000 回までに維持腕の鉤肩部にて破折を認めた。PI は 3,000 回疲労試験までに全試験体の維持腕の鉤肩部にて破折を認めた。

## 実験 2 各クラスプデザインの維持力による評価

### クラスプデザインの検索

#### 1. 支台歯の材料とデザイン

実験 1 と同様に支台歯は上顎第一小臼歯を想定した 18-8 ステンレス金型<sup>15-18)</sup> (直径 7.5 mm・高さ 8.0 mm・曲率半径 5.0 mm) を用いた (Fig. 1)。

#### 2. 使用した材料と製作方法

ポリエステル系レジンとして ESB, アクリリックレジンとして PI を実験 1 と同様の制作方法にて用いた (Table 3)。クラスプ製作に用いる作業模型も実験 1 と同様の手順にて製作した。

#### 3. レジンクラスプの試験体デザイン

各材料のレジンクラスプは, クラスプ状に成形した維持腕・拮抗腕部の長さは 7.5 mm, 幅は 5.0 mm, 7.5 mm, 10 mm の 3 種類, 厚さは 1.0 mm, 1.5 mm の 2 種類の計 6 種類の試験体とした<sup>18)</sup>。維持腕は 0.5mm アンダーカット領域のフェーズンが 1/2 接触する様に設計し, 各 3 試験体製作した (Fig. 3)。

#### 4. 測定方法と測定項目

##### 1). 初期維持力

初期維持力は実験 1 と同様の手順で測定を行い各試験体で 15 回測定し, 各試験体の平均値を算出した<sup>16-18)</sup>。また本実験の初期維持力の適正值は  $5 \sim 10$  N<sup>19,20)</sup> とした。この数値は Körber<sup>19)</sup> の部分床義歯の維持装置における 1 歯あたりに求められる維持力は  $5 \sim 10$  N<sup>19,20)</sup> という報告より引用した。

## 5. 結果

### 1). 初期維持力

PI と ESB の各デザインにおける初期維持力は Table 4 に示した。この中で 10,000 回疲労試験後も適正な維持力を示すと判断した値を赤字で示し, そのデザインをクラスプデザインの決定における試験体デザインとした。



## クラスプデザインの決定

### 1. 支台歯の材料とデザイン

実験 1 と同様に支台歯は上顎第一小臼歯を想定した 18-8 ステンレス金型<sup>15-18)</sup> (直径 7.5 mm・高さ 8.0 mm・曲率半径 5.0 mm) を用いた (Fig. 1)。

### 2. 使用した材料と製作方法

ポリエステル系レジンとして ESB, アクリリックレジンとして PI を実験 1 と同様の制作方法にて用いた (Table 3)。クラスプ製作に用いる作業模型も実験 1 と同様の手順にて製作した。

### 3. レジンクラスプの試験体デザイン

各材料のレジンクラスプは、クラスプ状に成形した維持腕・拮抗腕部の長さは 7.5 mm, 幅は 7.5 mm と 10 mm, 厚さ 1.5 mm の 2 種類の試験体とした<sup>18)</sup>。維持腕は 0.5 mm アンダーカット領域のフェーズンが 1/2 接触する様に設計し, 各 5 試験体製作した (Fig. 3)。

### 4. 測定方法と測定項目

#### 1). 初期維持力

初期維持力は実験 1 と同様の手順で測定を行い各試験体で 15 回測定し, 各試験体の平均値を算出した<sup>16-18)</sup>。

#### 2). 疲労試験後の維持力

疲労試験は実験 1 と同様の手順で行い, 各試験体で 10,000 回施行し, 1,000 回ごとに維持力を測定した<sup>16-18)</sup>。

### 5. 統計分析

統計分析は各試験体の初期維持力および疲労試験後の維持力で Friedman 検定を行い, 多重比較は Bonferroni 法を用いて有意水準  $p = 0.05$  にて行った。

### 6. 結果

#### 1). 初期維持力

PI の初期維持力は幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm で  $9.9 \pm 0.9$  N, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm で  $10.6 \pm 2.3$  N を示した。ESB の初期維持力は幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm で  $8.3 \pm 0.9$  N, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm で  $9.3 \pm 1.3$  N を示した (Fig. 6)。各材料およびデザイン間の初期維持力に有意差は認めなかった。

#### 2). 疲労試験後の維持力変化

PI の 10,000 回疲労試験後の維持力は幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm で  $4.8 \pm 1.1$  N, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm で  $6.0 \pm 0.7$  N を示した。ESB の 10,000 回疲労試験後の維持力は幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm で  $3.6 \pm 0.5$  N, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm で  $4.4 \pm 1.1$  N を示した。9,000 回および 10,000 回疲労試験後の幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm の PI の維持力は幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm の ESB の維持力と比較して有意に高い値を示した ( $p < 0.05$ ) (Fig. 7)。

#### IV 【考察】

本研究は、アクリリックレジン製の PI を用いて製作したレジックラスプの検討を目的として初期維持力および疲労試験後の維持力を測定し検討した。本研究で用いたクラスプデザインにおいて、幅 10 mm、厚さ 1.5 mm のクラスプデザインが有効であること、0.5 mm アンダーカット領域のフェーズゾーンが 1/2 接触した設計が効果的である事が示唆された。

義歯の維持力に関する過去の研究では、Körber<sup>19)</sup>は、部分床義歯の維持装置における 1 歯あたりに求められる維持力は 5~10 N<sup>19,20)</sup>と報告している。また本研究で行った 10,000 回疲労試験は、1 日あたり 3 回の着脱を想定し、10 年間の耐久性を検討した試験<sup>18)</sup>としている。

実験 1 では、初期維持力および 10,000 回疲労試験後の維持力が 5~10 N を両測定ともに満たす材料は認めなかった。しかしながら、コントロールとして用いた MC は初期維持力および 7,000 回疲労試験後まで維持力が 5~10 N の範囲内であった。VAL の初期維持力は約 12 N を示したが、MC と比較して有意差を認めなかった。なお 1,000~10,000 回疲労試験後の維持力は 5~10 N の範囲で保持されていた。一方、ESB、PI の初期維持力は着脱時に維持腕のクラスプ内面に弾性限を超える応力が働き、適正な維持力 (5~10 N) よりも高い傾向を示した。また ESB、PI の試験体は維持腕の鉤肩部で破折した。ESB、PI が高い初期維持力を示した理由は、曲げ弾性率が VAL よりもそれぞれ約 500 MPa、約 950 MPa 高いためであると考えられる<sup>12)</sup>。さらに、ESB、PI の疲労試験時はクラスプ維持腕内面にかかる応力が弾性限を超えたため大きな塑性変形を起し、破折した可能性があると考えられる。

過去の NMCD 用材料の維持力検討に関する報告で Osada ら<sup>18)</sup>は 0.5 mm アンダーカット量でのエステショット (i-cast, 京都, 日本; EstheShot: EST) (幅 5.0 mm, 厚さ 1.5 mm) の初期維持力は 10 N を超える値を示し、全試験体が 1,000 回疲労試験までに破折したと報告している。EST は ESB よりも弾性率が高いため、実験 1 の結果と同様の結果を得たと考えられる。一方、MC は、曲げ弾性率が NMCD 用材料より高いが、エーカースクラスプの設計原則に従い、0.25 mm アンダーカットに鉤先を設計したため、維持力が 5~10 N の範囲内であったと考えられる。実験 1 におけるレジックラスプの設計はメタルクラスプの設計と異なり、0.5 mm アンダーカットに全面接触しているため、両クラスプの設計の違いも維持力に大きく影響を及ぼしたと考えられる。クラスプの維持力には、アンダーカット量、鉤腕の長さ・幅および厚さ、材料の曲げ弾性率・着脱方向などの要素が影響している<sup>5,18)</sup>。実験 1 では、レジックラスプであっても塑性変形による維持力低下や破折のリスク軽減のためには 5~10 N の維持力を保持した上で、応力が弾性限内に収まるクラスプデザインとする必要性が確認できた。したがって、クラスプデザイン (幅、厚み、接触面積) による維持力を考慮する必要があるため、維持力の要素を考慮したクラスプデザインの検討を実験 2 として行った。

Fueki ら<sup>5)</sup>は、臨床におけるレジックラスプを用いた RPD に使用される材料と破折の関係性を示し、Osada ら<sup>18)</sup>は、3 種類のアンダーカット量 (0.25 mm, 0.5 mm, 0.75 mm) と 4 種類のクラスプデザイン (厚さ: 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm, 2.0 mm) を設定して製作した EST のレジックラスプは、どのアンダーカット量でも疲労試験中にすべてのクラスプデザインで破折したと報告している。しかしながら、維持力に関わる接触面積を考慮したクラスプデザインの検討はされていない。そのため、実験 2 では、維持力の要素を考慮し、0.5 mm アンダーカット領域のフェーズゾーンが 1/2 接触した設計とした結果、全試験体は 10,000 回疲労試験後も破折しなかった。この結果より、接触面積をアンダーカット領域のフェーズゾーンの 1/2 接触した設計が、レジックラスプの破折を減少させるのに有効であることが示唆された。

疲労試験後の維持力変化の検討では 9,000 回および 10,000 回疲労試験後に PI(長さ 7.5 mm, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm)の維持力が ESB(長さ 7.5 mm, 幅 7.5 mm, 厚さ 1.5 mm)と比較して有意に高い値を示した ( $p < 0.05$ )。この理由としては、それぞれの材料特性およびデザイン幅の両要因が考えられる。材料特性としては、PI は ESB よりも弾性率が高い<sup>12)</sup>ため、より高い維持力が得られやすい。またデザイン幅に関しては、過去の報告で Torii らはクラスプデザインを一定とし、異なる材料間で 10,000 回疲労試験までの維持力を測定した結果、材料間で有意差を示さなかったと報告している<sup>17)</sup>。そのため、クラスプデザインが維持力に影響を及ぼす因子であることを示唆しており、本研究の結果において、幅の増加が維持力増加に影響を及ぼした可能性が考えられる。さらに PI (長さ 7.5 mm, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm)のみ 10,000 回疲労試験後まで 5 N 以上を保持した。この結果より、PI (長さ 7.5mm, 幅 10 mm, 厚さ 1.5mm)の維持力は 10,000 回疲労試験後まで部分床義歯の維持装置における 1 歯あたりに求められる維持力 5~10 N<sup>19,20)</sup>を満たすことが可能であることが示唆された。

以上より、アクリリックレジンの PI を用いたレジックラaspは長さ 7.5 mm, 幅 10 mm, 厚さ 1.5 mm のデザインにて有用であること、0.5 mm アンダーカット領域のフェーズゾーンが 1/2 接触した設計において臨床応用が可能であることが示唆された。

## V 【結論】

クラスプデザインの厚み、幅、接触面積を変化させた結果、アンダーカット領域の接触面積が特に維持力に影響を及ぼすことと共に、アクリリックレジンの PI は、レジックラaspとしての臨床応用の可能性が示唆された。

## VI 【文献】

- 1) 依田信裕, 末永華子, 佐々木啓一 : バイオメカニクス・メカノバイオロジーの観点から欠損歯科補綴を考える, 日補綴会誌, 9: 291-296, 2017.
- 2) Kaplan P.: Flexible removable partial dentures: design and clasp concepts. *Dent Today*, 27: 122-3, 2008.
- 3) Singh JP, Dhiman RK, Bedi RP, et al.: Flexible denture base material: A viable alternative to conventional acrylic denture base material, *Contemp Clin Dent*, 2: 313-7, 2011.
- 4) Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N.: Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 105: 2254-2260, 2017.
- 5) Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, et al.: Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin – Part I: definition and indication of non-metal clasp dentures, *J Prosthodont Res*, 58: 3-10, 2014.
- 6) Fueki K, Ohkubo C, Yatabe M, et al.: Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II: Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures, *J Prosthodont Res*, 58:71-84, 2014.
- 7) Kawara M, Iwata Y, Iwasaki M, et al.: Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures, *J Prosthodont Res*, 58: 35-40, 2014.
- 8) Katsumata Y, Hojo S, Hamano N, et al.: Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer, *Dent Mater J*, 28: 409-18, 2009.
- 9) Hamanaka I, Shimizu H, Takahashi Y.: Shear bond strength of an autopolymerizing repair resin to injection-molded thermoplastic denture base resins, *Acta Odontol Scand*, 71: 1250-4, 2013.
- 10) Takabayashi Y.: Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures, *Dent Mater J*, 29: 353-361, 2010.
- 11) Hamanaka I, Takahashi Y, Shimizu H.: Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins, *Acta Odontol Scand*, 69: 75-79, 2011.
- 12) Iwata Y.: Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures, *J Prosthodont Res*, 60: 114-22, 2016.
- 13) Sapaar Bayarmagnai.: 熱可塑性樹脂を用いたノンメタルクラスプデンチャーの設計に関する指標の確立ークラスプと床のデザインに関する検討, 四国歯誌, 27: 1-15, 2014.
- 14) 廣田正嗣, 新保秀仁, 鈴木恭典他 : ノンクラスプデンチャーにおけるレストの有無が義歯床下粘膜の負担圧分布に及ぼす影響, 日補綴会誌, 4: 193-200, 2012.
- 15) Marcuschamer E, Tsukiyama T, Griffin T et al.: Anatomical crown width/length ratios of worn and unworn maxillary teeth in Asian subjects, *Int J Periodontics Restorative Dent*, 31: 495-503, 2011.
- 16) Nakata T, Shimpo H, Ohkubo C.: Clasp fabrication using one-process molding by repeated laser sintering and high-speed milling, *J Prosthodont Res*, 61: 276-282, 2017.
- 17) Torii M, Nakata T, Takahashi K et al.: Fitness and retentive force of cobalt-chromium alloy clasps fabricated with repeated laser sintering and milling, *J Prosthodont Res*, 62: 342-6, 2018.
- 18) Osada H, Shimpo H, Hayakawa T, et al.: Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force, *Dent Mater J*, 32:381-9, 2013.
- 19) Körber, K.H. (1983). *Konuskronen*. 5th ed Hüthig: Heidelberg. (ケルバー K.H. 河野 正司・五十嵐 順正)

(訳) (1986) ケルバーのコーヌスクローネ 医歯薬出版株式会社)

- 20) Sato Y, Tsuga K, Abe Y, et al.: Analysis of stiffness and stress in I-bar clasps, J Oral Rehabil, 28: 596–600, 2001.

VII 【Tables and Figures】

Table 1 試験材料

一般名	商品名(略語)	販売元	成形方法	ロットナンバー
メタルクラスプ	コバルトクロム合金 (Co-Cr)	クルツァージャパン 東京, 日本	鑄造	K14152
ポリアミド系レジン	バルプラスト (VAL)	ユニバル 東京, 日本	射出成形	170600
ポリエステル系レジン	エステショットブライト (ESB)	i-cast 京都, 日本	射出成形	7D4761610
アクリリックレジン	プロインパクト (PI)	GC 東京, 日本	加熱重合	粉 1711172 液 1709011

**Table 2 VAL, ESB の射出条件**

	加熱温度(°C)	加熱時間(分)	射出圧(MPa)	フラスク温度(°C)
<b>VAL</b>	<b>240</b>	<b>20~30</b>	<b>1.0</b>	<b>50</b>
<b>ESB</b>	<b>240</b>	<b>25~35</b>	<b>1.0</b>	<b>40</b>

**Table 3 試験材料**

一般名	商品名(略語)	販売元	成形方法	ロットナンバー
ポリエステル系レジ	エステショットブライ	i-cast 京都, 日本	射出成形	7D4761610
アクリリックレジン	プロインパクト(PI)	GC 東京, 日本	加熱重合	粉 1711172 液 1709011



Table 4 各材料および各デザインによる初期維持力

材料の種類	試験体寸法 (mm) (長さ, 幅, 厚さ)	初期維持力 (N)
PI	(7.5, 5, 1.0)	4.0 ± 0.1
	(7.5, 5, 1.5)	4.3 ± 0.3
	(7.5, 7.5, 1.0)	4.9 ± 0.5
	(7.5, 7.5, 1.5)	9.9 ± 0.9
	(7.5, 10, 1.0)	6.3 ± 1.0
	(7.5, 10, 1.5)	10.6 ± 0.9
ESB	(7.5, 5, 1.0)	3.7 ± 0.3
	(7.5, 5, 1.5)	4.5 ± 0.2
	(7.5, 7.5, 1.0)	4.7 ± 0.2
	(7.5, 7.5, 1.5)	8.3 ± 0.9
	(7.5, 10, 1.0)	5.4 ± 0.3
	(7.5, 10, 1.5)	9.3 ± 1.3

Mean ± SD



<正面>



<上面>

Fig. 1 支台齒

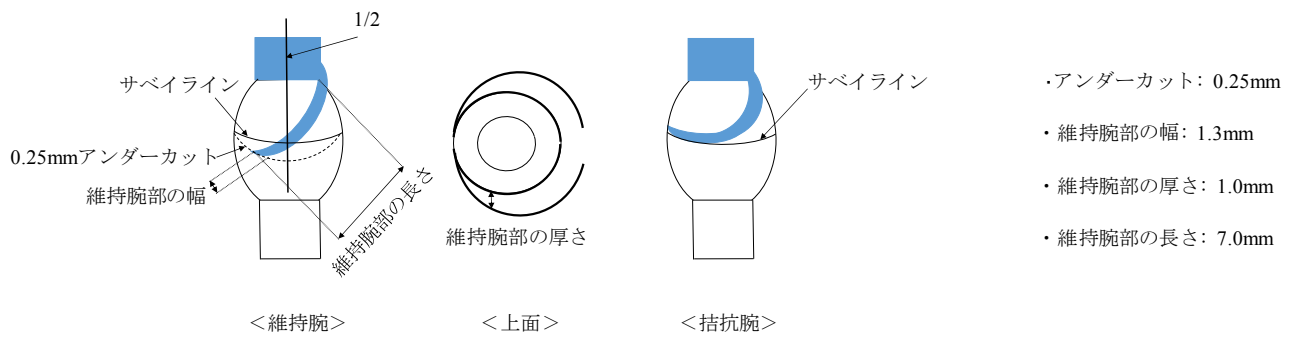


Fig. 2-a メタルクラスプのデザイン

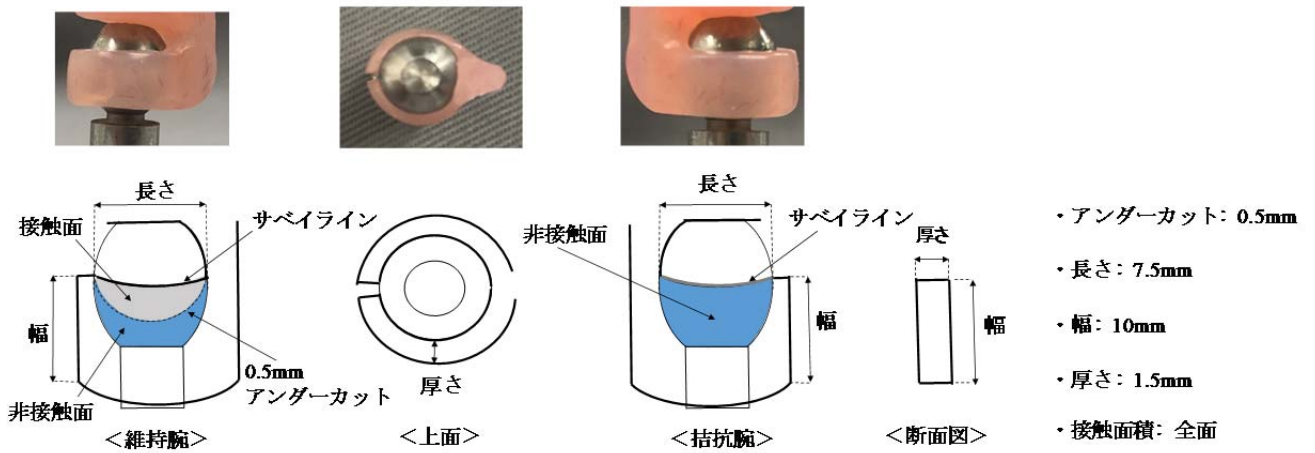


Fig. 2-b ノンメタルクラスプのデザイン

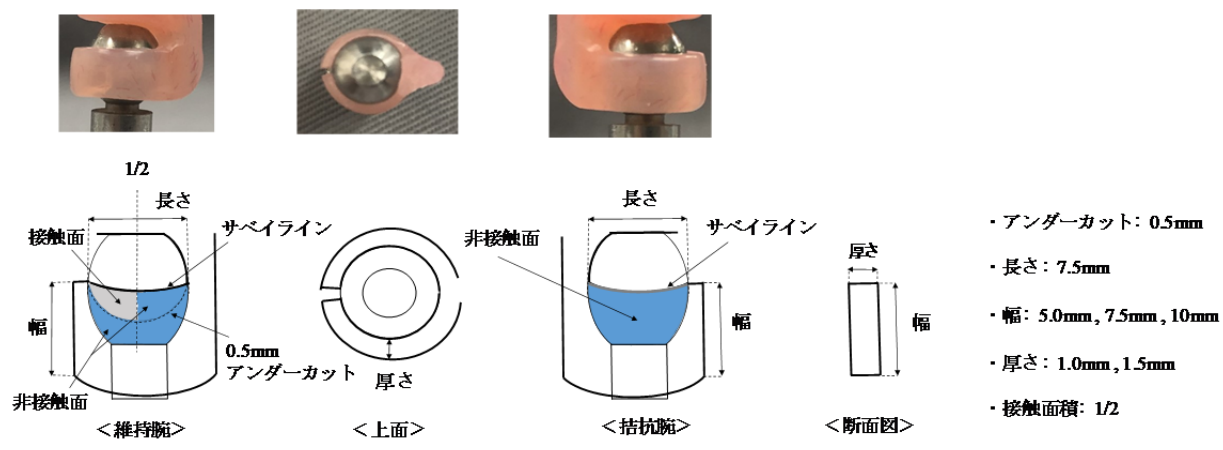
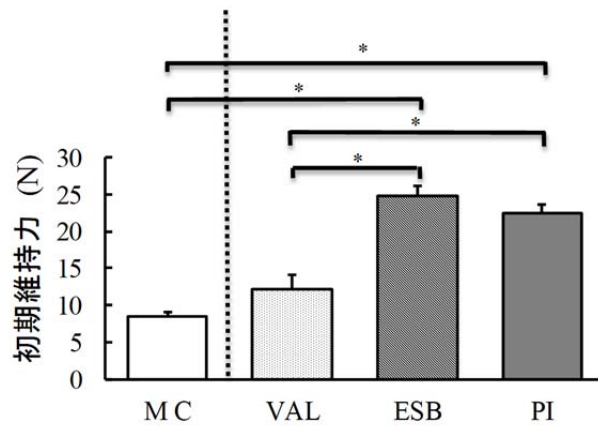


Fig. 3 維持力を考慮したノンメタルクラスプのデザイン



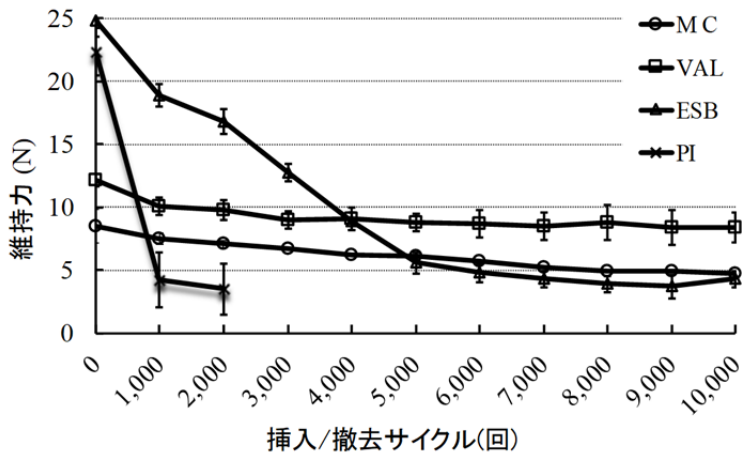
**Fig. 4** 各材料を使用したクラスプにおける初期維持力

MC:メタルクラスプ, VAL:バルプラスト, ESB:エステショットブライト, PI:プロインパクト

\*  $p < 0.05$ 、試験体数:  $N = 5$ , 平均値±標準偏差

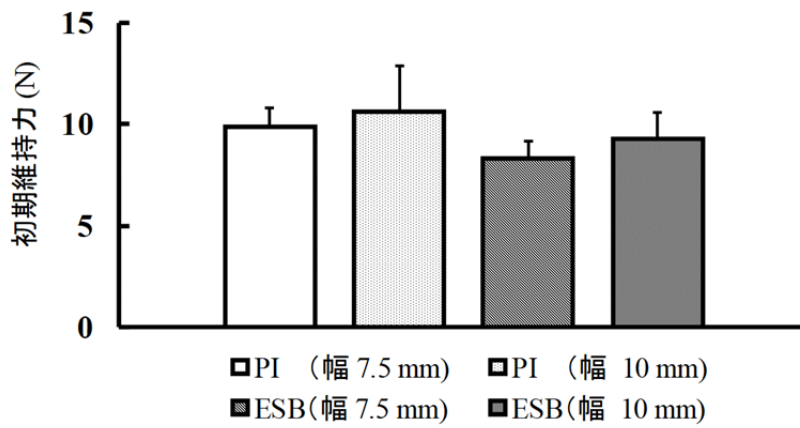
PIおよびESBの初期維持力は両材料ともMCおよびVALより有意に高い値を示した ( $P < 0.05$ )。

PIとESB間, MCとVAL間の初期維持力に有意差は認めなかった。



**Fig. 5** 各材料を使用したクラスプにおける疲労試験後の維持力変化

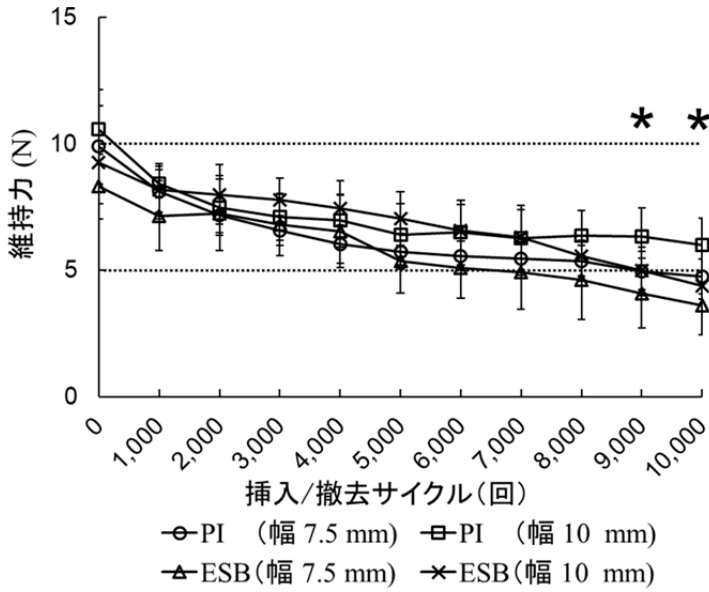
MC:メタルクラスプ, VAL:バルプラスト, ESB:エステショットブライト, PI:プロインパクト  
 試験体数: N = 5, 平均値±標準偏差



**Fig. 6** 各材料を使用した各デザインのレジンクラスプにおける初期維持力

PI:プロインパクト, ESB:エステショットブライト, 試験体数: N = 5, 平均値±標準偏差  
 すべての試験体は長さ 7.5mm, 厚さ 1.5mm である。

各材料およびデザイン間の初期維持力に有意差は認めなかった。



**Fig. 7** 各材料を使用した各デザインのレジックラaspにおける疲労試験後の維持力変化  
 PI:プロインパクト, ESB:エステショットブライト, 試験体数: N = 5, 平均値±標準偏差  
 すべての試験体は長さ 7.5mm, 厚さ 1.5mm である。

9,000回および10,000回疲労試験後においてPI(幅 10mm) の維持力はESB(幅 7.5mm) の維持力よりも有意に高い値を示した (\* p < 0.05)。