

## 有限要素解析によるジルコニアクラスプ形状の最適化

小泉 彩香<sup>1)</sup> 下江 宰司<sup>2)</sup> 彭 子祐<sup>3)</sup>  
岩畔 将吾<sup>4)</sup> 加来 真人<sup>2)</sup>

Zirconia clasp shape optimization by finite element analysis

KOIZUMI Ayaka<sup>1)</sup>, SHIMOE Saiji<sup>2)</sup>, PENG Tzu-Yu<sup>3)</sup>  
IWAGURO Shogo<sup>4)</sup>, KAKU Masato<sup>2)</sup>

この研究はジルコニアクラスプの臨床応用を目的とし、さまざまな形状の強度と維持力を評価することである。まず3次元CAD設計ソフトウェアを用いて半円形状モデル3種類と半楕円形状3種類の計6種類の3次元解析モデルを設計した。

次に有限要素解析ソフトを用いて先端から3mmの部分に荷重点とし、変位量を想定した。変位1.0, 0.5, 0.25mmにおける荷重とその応力分布を分析した。その結果、変位が大きくなるにつれて応力も大きくなり、破折の可能性が高くなることから、3つの中で1番破折しにくい変位は0.25mmであった。クラスプの形状の違いによる荷重については、先端が半楕円形の方が半円形に比べて少なかった。

これらのことより、今回検討したジルコニアクラスプとして適切な形状は、アンダーカット0.25mmまたは0.5mmでベースの幅2.4mm・厚み0.8mm、先端の幅1.2mm・厚み0.4mmの半楕円形であることが示唆された。

キーワード：ジルコニア，クラスプ，有限要素解析，部分床義歯

The purpose of this study was to evaluate the strength and maintenance of various shapes for clinical application of zirconia clasps. First, we designed six types of 3D analysis models, including three semi-circular models and three semi-elliptical shapes, using 3D CAD design software. Next, an undercut was assumed using finite element analysis software as the load point at the portion 3 mm from the tip. The load and its stress distribution at a displacement of 1 mm, 0.5 mm, and 0.25 mm were analyzed.

As a result, as the displacement increased, the stress also increased and the possibility of fracture increased, the displacement (undercut) for which fracture was the most difficult among the three was 0.25 mm. The load due to the difference in the shape of the clasp was smaller in the semi-elliptical tip than in the semi-circular tip.

These results suggest that the optimal shape for zirconia clasps is a semi-elliptical shape with an undercut of 0.25 mm or 0.5 mm, a base width of 2.4 mm and thickness of 0.8 mm, and a tip width of 1.2 mm and thickness of 0.4 mm.

Key words : zirconia, clasp, FEA, partial denture

### A. 緒 言

近年高齢化が進み、デンタルIQの向上により、全部

床義歯への需要が減り、部分床義歯の需要が高まることが予想されている<sup>1)</sup>。歯の喪失は健康性、審美性を損なう。歯の機能や審美性を回復させる方法として補綴物がある。歯の複数欠損について用いられる補綴物の一つで

<sup>1)</sup> 広島大学医系科学研究科 総合健康科学専攻保健科学プログラム博士課程前期

<sup>2)</sup> 広島大学医系科学研究科 総合健康科学専攻保健科学プログラム生体構造・機能修復学分野

<sup>3)</sup> 台北医学大学口腔医学院 デジタル口腔科学研究センター

<sup>4)</sup> 広島大学病院診療支援部歯科部門中央技工室  
2020年8月11日受付 2020年12月3日受理

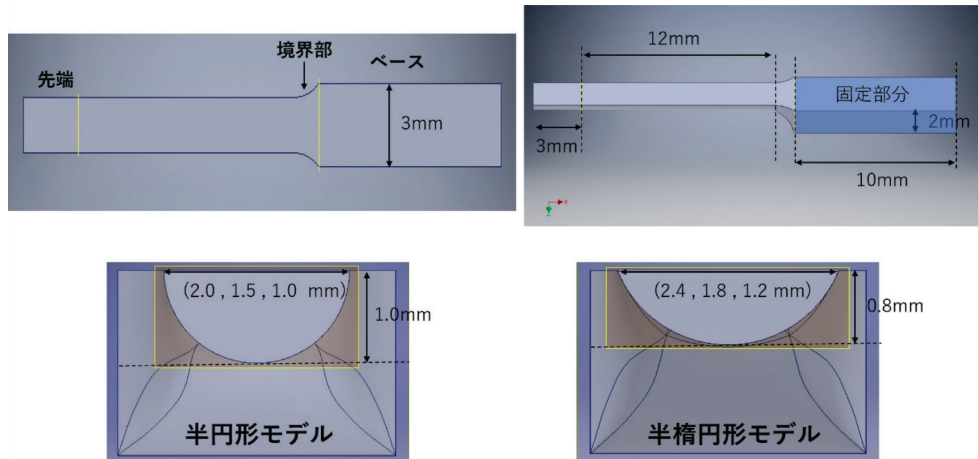


図1 モデルの模式図

ある部分床義歯は、多数の中間欠損や遊離端欠損などにも適用でき、多くの需要がある。部分床義歯は人工歯、義歯床、大連結子および義歯の支持・維持・把持に関する支台装置からなる。これまでの部分床義歯には安価で強度の高い金属クラスプが使用されてきた<sup>2)</sup>。

しかし、現在の歯科治療において審美性の高さが求められるようになってきており、金属色は特に前歯部で目立ちやすく、審美性に問題があるとされている。また、金属アレルギーの問題もあり、クラウンブリッジや義歯用金属などに含まれる金属成分、特にニッケルやコバルト、クロムがアレルギー誘発成分となり、口腔内に悪影響を及ぼすことが明らかになっている<sup>3,4)</sup>。これらのことから金属に代わる歯科材料が注目され始めており、これまでに金属クラスプに樹脂をコーティングするものや、非金属を用いたクラスプの作製など、アレルギーや審美性の問題を回避するための研究が行われてきたが、弾性や保持力などの問題から改善点が多く見つかった<sup>5-8)</sup>。そこで近年歯科医療において注目されているジルコニアを応用することを発想した。ジルコニアと性質の似ているナノジルコニアによるクラスプは疲労試験においてコバルトクロム合金と同等の最大変位を得られたことから、義歯クラスプとしての使用が可能であるとされる<sup>9)</sup>。

ジルコニアは高い強度と靱性をもち、変色しにくく目立ちにくいことが特徴である。そして化学的安定性、生体適合性もよくアレルギーの心配がないことが利点とされており、金属材料に代わる歯科材料としてクラウンやブリッジに使用されている<sup>10)</sup>。ジルコニアは外部着色が可能であり、審美性の要求を最大まで実現できるとされている。また、CAD/CAMの普及により、ジルコニアは切削、加工がしやすい材料であるという点で、歯科材料として応用されている。ジルコニアクラスプは金属ク

ラスプと比較して安全性、満足度の観点から生活の質を向上させることができると考えられる。

しかしながら、ジルコニアは引張応力に弱く破折の危険が生じ<sup>11)</sup>、ジルコニア (Aadva Zirconia ディスク ST, GC) の場合は曲げ強さを1,200 MPaを超えると破折する。クラスプアームの形状によって破折に至るまでの荷重が異なるため、各形状のかかる応力を調べることで破折しにくい形状を明らかにできると考えられている<sup>12-13)</sup>。

そこで、本研究では部分床義歯におけるジルコニアクラスプアームの形状を6種類設定し、各変位における応力分布と荷重を有限要素解析法を用いて分析し、最適な形状を明らかにすることを目的とした。

## B. 研究方法

### 1. 材料

使用したソフトウェアは3次元モデル作成ソフト (Solid Works, Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, USA)、有限要素解析ソフトウェア (Autodesk Inventor, Autodesk, USA) で、分析に必要な材料特性はジルコニア (Aadva Zirconia ディスク ST, GC) の製造元から供給されたデータである弾性率 = 200 GPa、密度 = 6.05 g/cm<sup>3</sup>、ポアソン比 = 0.25 を用いた。図1にモデルの模式図を示す。

### 2. 方法

まず前述の3次元モデリングソフトウェアを用いて幅3 mm、長さ10 mm、厚さ2 mmの直方体である固定部分を製作した。次にその先端が半円形、半楕円形状の2種類の形状のモデルを製作した。また厚みと幅は、半円形状モデルはベースの幅2 mm・厚み1 mmとし、先端

表1 各モデルの寸法 (単位は mm)

	比率 (先端/ベース)	ベース (Base)		先端 (Tip)	
		幅 (mm)	厚み (mm)	幅 (mm)	厚み (mm)
半円形	1	2	1	2	1
	0.75	2	1	1.5	0.75
	0.5	2	1	1	0.5
半楕円形	1	2.4	0.8	2.4	0.8
	0.75	2.4	0.8	1.8	0.6
	0.5	2.4	0.8	1.2	0.4

表2 各比率, 変位における応力 (単位は MPa)

種類 / 変位		0.25mm	0.5mm	1.0mm
半円形	① 比率 1.0	397	794	1,588
	② 比率 0.75	304	608	1,223
	③ 比率 0.5	235	469	935
半楕円形	④ 比率 1.0	386	773	1,545
	⑤ 比率 0.75	241	483	967
	⑥ 比率 0.5	197	393	787

の幅 2 mm・厚み 1 mm (比率 1), 先端の幅 1.5 mm・厚み 0.75 mm (比率 0.75), 先端の幅 1 mm・厚み 0.5 mm (比率 0.5) の 3 種類とした。また, 半楕円形状のモデルはベース幅 2.4 mm・厚み 0.8 mm とし, 先端の幅 2.4 mm・厚み 0.8 mm (比率 1), 先端の幅 1.8 mm・厚み 0.6 mm (比率 0.75), 先端の幅 1.2 mm・厚み 0.4 mm (比率 0.5) とし, 半円形状, 半楕円形状各 3 つ計 6 種類のモデルを作成した (表 1)。そしてそのモデルを前述の有限要素解析ソフトを用いて解析した。各モデルの固定部分を完全に固定し, 荷重は従来のエーカークラスプに集中してかかる位置を考慮し, 先端から 3 mm の部分とした<sup>14)</sup>。

また, 変位量は金属鑄造用クラスプとワイヤークラスプのアンダーカットを参考とし, 0.25, 0.5, 1.0 mm の変位における荷重値を測定し, 各荷重条件下での応力分布を測定した。

なお, 本研究ではジルコニアの特性に近似するよう, メーカー公表の数値を用いてジルコニアの材料特性を再現して解析した。

## C. 結果

### 1. 各条件における応力

各条件における応力は変位が大きくなるにつれて増加した (表 2)。半円形における応力は, 変位 0.25 mm で 235~397 MPa, 変位 0.5 mm で 469~794 MPa, 変位 1.0 mm で 935~1,588 MPa であった。半楕円形における応力は, 変位 0.25 mm で 197~386 MPa, 変位 0.5 mm で 393~773 MPa, 変位 1.0 mm で 787~1,545 MPa であった。

形状による比較では半円形よりも半楕円形のほうが低くなる傾向を示した。一方, テーパーによる比較では, テーパーが大きいほど高い値を示した。

また, 変位 1.0 mm では, 半円形のテーパー 1.0 および 0.75, 半楕円形のテーパー 1.0 でジルコニアの強度 1,200 MPa を上回った。

### 2. 各条件における維持力

変位量をアンダーカット量に想定し, その変位に要する荷重を維持力と考えると, クラスプの最低許容維持力は 1.6 N とされており<sup>15,16)</sup> これを下回るモデルは存在しないという結果だった。

クラスプに適した維持力は 2.94 N から 7.35 N とされている<sup>17)</sup>。変位 0.25 mm において維持力が適正値内にあるモデルは半円形比率 1.0, 0.75, 0.5, 半楕円形比率 1.0, 0.75 のモデルで, 全 6 種類のモデル中 5 つと一番多い。次いで 0.5 mm におけるモデルは半円形比率 0.5, 半楕円形比率 0.75, 0.5 と, モデル 6 つ中 3 つと半分が適正範囲内にあった。逆に 1.0 mm のものはすべて維持力が過剰であるという結果になった (図 2)。

図 3 ~ 5 に有限要素解析による応力分布を示す。この解析から形状にかかわらず, どのモデルも各変位において比率が小さくなるにつれて応力の分散が確認された, またアンダーカット (変位) にかかわらず応力分布に大きな違いはみられなかった。最大応力点は比率が大きい

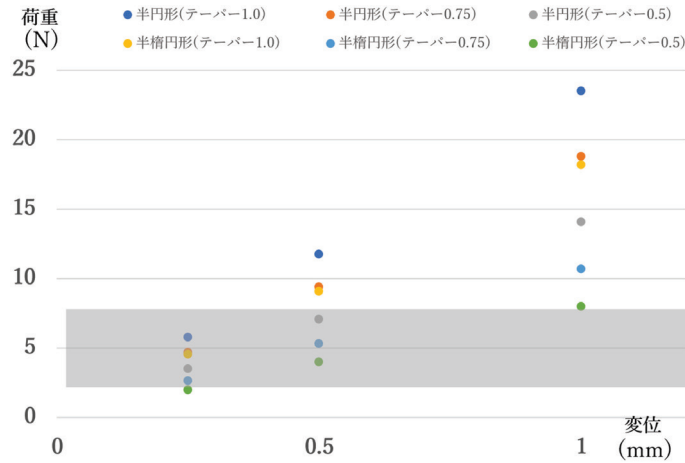


図2 各変位における荷重を維持力としたときの各条件における維持力  
グレイで示した帯状の範囲は維持力の適正範囲

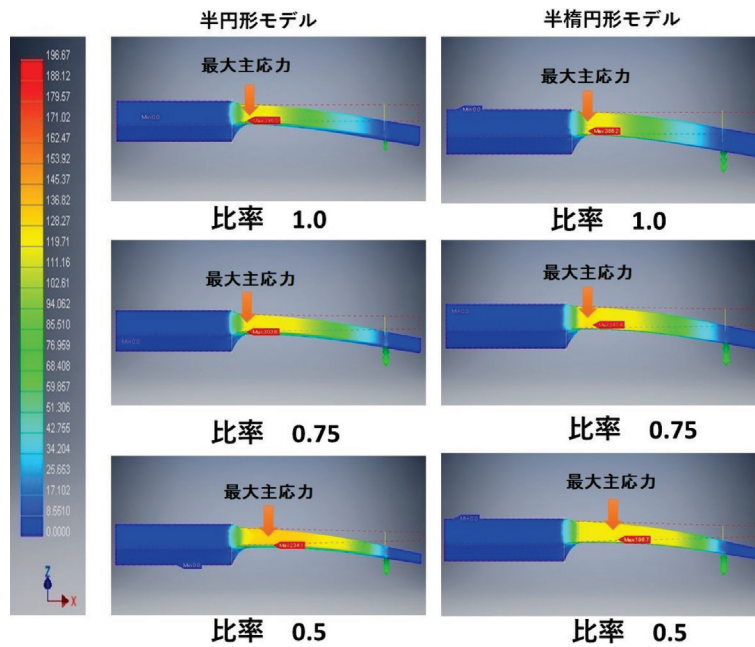


図3 変位 0.25mm における応力分布

ほど境界部分に近づいていた。

#### D. 考 察

有限要素解析法は、数値解析手法の一つであり、解析的に説くことが難しい微分方程式の近似解を数値的に得る方法の一つである。これを構造解析へ応用することで、コンピュータ上で作成された3Dモデルを取込み複雑に構成されるモデルの構造を単純な形状の集合体となるまで分割し、その構造を積み重ねて各部の応力や変形

を求めることができる<sup>9,18~20</sup>。この方法は工学分野だけでなくさまざまな分野に応用されており、これまでにこの有限要素解析法を用いて金属以外の歯科材料について研究が複数されてきた<sup>21,22</sup>。

##### 1. 比率について

ベースの幅 2.4 mm・厚み 0.8 mm の半楕円形状においてアンダーカット 1.0 mm・先端の幅 2.4 mm・厚み 0.8 mm で比率 1.0 のモデルで応力 1,545 MPa であった。先端の幅 1.2 mm・厚み 0.4 mm で比率 0.5 のモデル



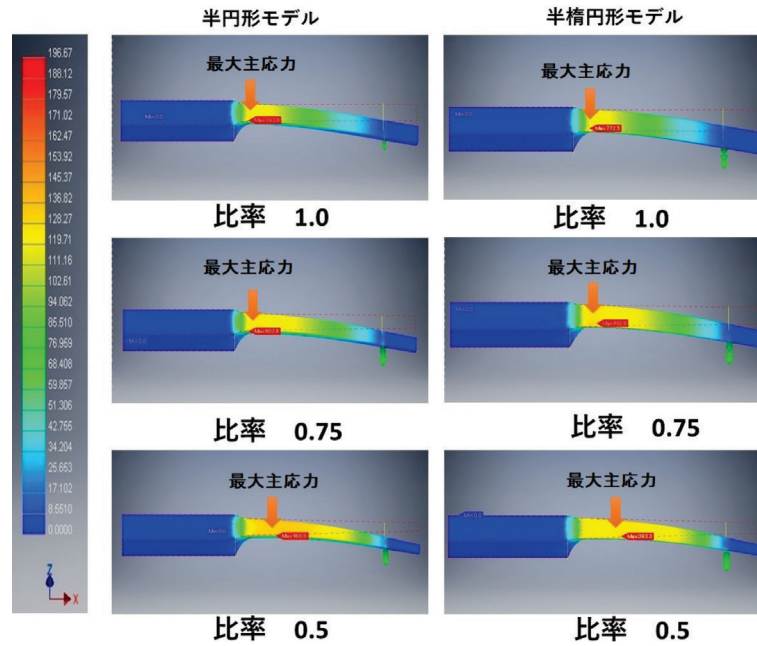


図4 変位 0.5mm における応力分布

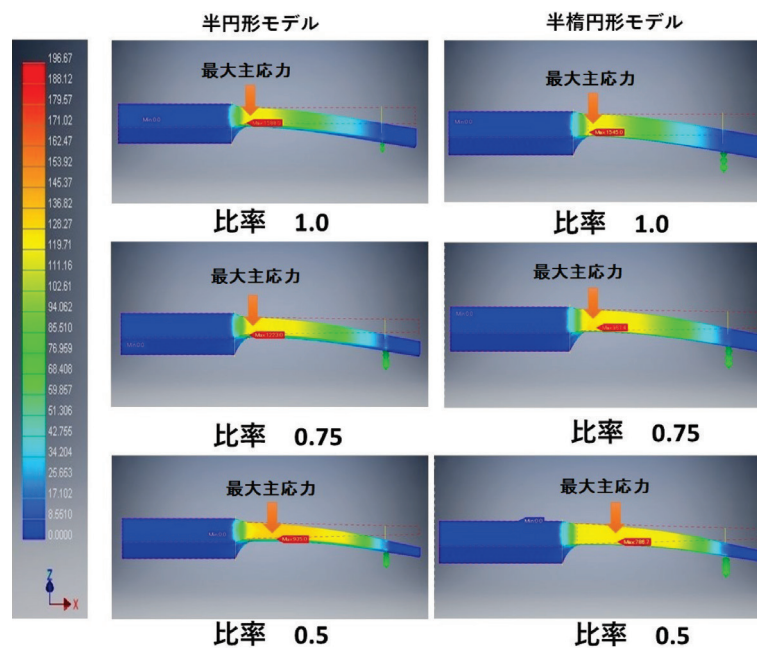


図5 変位 1.0mm における応力分布

においての応力は 787 MPa と約 1/2 という結果になったため、比率がクラスの破折に大きく関与することがわかった。また、比率が大きいものほど引張最大主応力が境界部のクラスプ上面にみられたことより、破折しやすいのではないかと考えられた。ナノジルコニアのクラスプ研究<sup>9)</sup>によると、比率 0.6 のモデルが最も応力集中が少なかったとされるが、ジルコニアの本研究において最も応力集中が少ないモデルは比率 0.5 であった

め、比率を小さくするほど応力は分散するのではないかと考えられる。しかし、比率を小さくすることで先端の形状が鋭利になり、装着時に違和感があるのではないかと考えられるため、比率と形状の 2 点を考慮する必要がある。

## 2. 形状について

半円形状より半楕円形状の方が応力は少なく、荷重も

少ないことからクラスプに適していると考えられる。これは、半円形状よりも薄い形状である半楕円形状のほうが応力は分散するためではないかと考えられる。0.5 mmのアンダーカットではベースの幅2 mm・厚み1 mmの半円形モデルで尖端の幅1 mm・厚み0.5 mm・比率0.5のモデル、ベースの幅2.4 mm・厚み0.8 mmの半楕円形モデルで尖端の幅1.8 mm・厚み0.6 mm・比率0.75のモデルと、尖端の幅1.2 mm・厚み0.4 mm・比率0.5のモデルがクラスプに適した維持力である2.94 Nから7.35 Nの範囲内にあった。破折の可能性も低いことからこの3つのモデルが一番適した形状ではないかと考えられる。一方でアンダーカット1.0 mmにおいては破折の可能性がきわめて高いという結果に至ったことから、アンダーカットの深い症例には適さないと考えられる。

### 3. 変位（アンダーカット）について

変位（アンダーカット）の違いによる応力分布に大きな変化はみられなかったことから、力のかかり方は変位に依存しないことがわかった。

今回の結果でジルコニアクラスプに1.0 mmの変位をもたらす荷重はベース幅2 mm・厚さ1 mmで尖端の幅2 mm・厚さ1 mmの半円形モデルにおいて23.5 Nであったが、ナノジルコニアは同じ形状のモデルで25.2 N ± 0.06 Nという結果であったため<sup>9)</sup>、クラスプに应用する際の維持力として考えるとジルコニアの方がアンダーカット量に対して少ない維持力で機能を果たすことができると推測される。これはジルコニアの方がヤング率がえわずかながら小さいためではないかと考えられる。また、ジルコニアはナノジルコニアと比較して透明度が高く、審美性が高いため、よりクラスプに適していると考えられる。また、コバルトクロム合金クラスプのアンダーカット0.25 mmにおける維持力は7.24 Nであるとされており<sup>23)</sup>、ジルコニアクラスプの方が少ない維持力で機能を果たすことができると考えられる。

解析の結果からジルコニアクラスプは金属クラスプに代わる審美性、アレルギー問題を解決することのできる材料であり、アンダーカット量に応じて使用できるのではないかと考えられる。

今回の研究による結果でジルコニアの義歯クラスプへの応用の可能性が示唆されたが、臨床に適用するにはまだ十分とはいえない。今後疲労試験、臨床試験を行うことでさらに必要な情報を得ることが求められる。

## E. 結 論

1. 維持力が2.94 N～7.35 N内にあるモデルは変位量が0.25 mmで6モデル中5モデルと一番多く、次いで

0.5 mmであった。

2. 同じ比率同士を比較すると半円形状よりも半楕円形状の方がかかる応力が少ない。

3. 破折を考えると変位量に関わらずベースの幅2.4 mm・厚み0.8 mm、先端の幅1.2 mm・厚み0.4 mm・比率0.5の楕円形状が一番適している。

さらに本実験のクラスプ形状では変位量から考えると維持力も考慮し、アンダーカット量は0.25 mmと0.5 mmが望ましい。

## 文 献

- 1) Colman HL, Entwistle B, Meskin L, et al. : Changing patient needs and their impact on clinical education, *J Dent Educ* 49 (9) : 636-639, 1985.
- 2) Machado Cucci AL, Fuller JB, Giampaolo ET, et al. : Fatigue of retentive clasps of removable partial dentures, Effect of alloys, thickness and casting techniques. 1, *Rev Odontol UNESP* 19 (1) : 245-250, 1990.
- 3) 本多孝史 : 金属床義歯装着により金属アレルギーが判明した一症例, *日咬合会誌 咬み合わせの科学* 32 (1-2) : 111-118, 2012.
- 4) 浜野英也, 井上昌幸 : 歯科医療における金属, 井上昌幸, 中山秀夫 編, 歯科と金属アレルギー, 76-85, デンタルダイヤモンド社, 東京, 1993.
- 5) Moreno de Delgado M, Garcia LT, Rudd KD : Camouflaging partial denture clasps, *J Prosthet Dent* 55 (5) : 656-660, 1986.
- 6) Snyder HA, Duncanson MG Jr, Johnson D, et al. : Effects of clasp flexure on a 4-META adhered light-polymerized composite resin, *Int J Prosthodont* 4 (4) : 364-370, 1991.
- 7) Goiato MC, Panzarini SR, Tomiko C, et al. : Temporary flexible immediately removable partial denture : a case report, *Dent Today* 27 (3) : 114, 116, 2008
- 8) Kaplan P : Flexible removable partial dentures : design and clasp concepts, *Dent Today* 27 (12) : 120, 122-123, 2008.
- 9) Urano S, Hotta Y, Miyazaki T, et al. : Bending Properties of Ce-TZP/A Nanocomposite Clasp for Removable Partial Dentures, *Int J Prosthodont* 28 (2) : 191-197, 2015.
- 10) Butt K, Thanabalan N, Ayub K, et al. : Demystifying Modern Dental Ceramics, *Prim Dent J* 8 (3) : 28-33, 2019.
- 11) Turon-Vinas M, , Anglada M : Strength and fracture toughness of zirconia dental ceramics, *Dent Mater* 34 (3) : 365-375, 2018.
- 12) Sato Y, Tsuga K, Abe Y, et al. : Finite element analysis on preferable I-bar clasp shape, *J Oral Rehabil* 28 (5) : 413-417, 2001.

- 13) Sato Y, Tsuga K, Abe Y, et al. : Finite element analysis of the effect of vertical curvature on half-oval cast clasps, *J Oral Rehabil* 26 (7) : 554-558, 1999.
- 14) Peng TY, Saiji S, Naomi T, et al. : Fatigue resistance of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal clasps for removable partial dentures. *Eur J Oral Sci* 27 (3) : 269-277, 2019.
- 15) Helal MA, Baraka OA, Sanad ME, et al. : Effects of long-term simulated RPD clasp attachment/detachment on retention loss and wear for two clasp types and three abutment material surfaces, *J Prosthodont* 21 (5) : 370-377, 2012.
- 16) Soo S, Leung T : Hidden clasps versus C clasps and I bars : A comparison of retention, *J Prosthodont* 75 (6) : 622-625, 1996.
- 17) Peng TY, Ogawa Y, Akebono H, et al. : Finite-element analysis and optimization of the mechanical properties of polyetheretherketone (PEEK) clasps for removable partial dentures, *J Prosthodont Res* 64 (3) : 250-256, 2020.
- 18) 加部和幸 : 有限要素解析, 204-214, 日本ゴム協会, 東京, 1989.
- 19) Joshi S, Kumar S, Jain S, et al. : 3D Finite Element Analysis to Assess the Stress Distribution Pattern in Mandibular Implant-supported Overdenture with Different Bar Heights, *J Contemp Dent Pract*, 20 (7) : 794-800, 2019.
- 20) Arinc H : Effects of prosthetic material and framework design on stress distribution in dental implants and peripheral bone : A three-dimensional finite element analysis, *Med Sci Monit* 22 (24) : 4279-4287, 2018.
- 21) Konstantino M, Alexandros T, Eleni T, et al. : Influence of preparation depth and design on stress distribution in maxillary central incisors restored with ceramic veneers : A 3D finite element analysis, *J Prosthodont* 29 (2) : 151-160, 2019.
- 22) Fueki K, Yoshida-Kohno E, Inamochi Y, et al. : Patient satisfaction and preference with thermoplastic resin removable partial dentures : A randomised cross-over trial, *J Prosthodont Res* 10, 64 (1) : 20-25, 2019.
- 23) Meenakshi A, Gupta R, Bharti V, et al. : An evaluation of retentive ability and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps, *J Clin Diagn Res* 10 (1) : ZC37-ZC41, 2016.