原著論文

片側性遊離端義歯の直接維持装置が 荷重時に鉤歯および歯槽骨に与える影響

—三次元光弾性実験による応力解析—

野村 賢介

Effect of the Direct Retainers of Unilateral Distal-extension Removable Partial Denture on the Abutments and the Alveolar Bone under a Load

—Three Dimensional Photoelastic Stress Analysis—

Kensuke Nomura

Abstract : A photoelastic stress analysis technique has been conducted for many years as a test to analyze the stress distribution of the abutments and the alveolar bone under a load. The purpose of this study was to investigate the stress distribution of the abutments and the alveolar bone produced by the direct retainers of unilateral distal-extension removable partial dentures under a static load. Three types of direct retainers (R.P.I., Akers and Double Akers) were chosen, since they were frequently used in clinical case.

In the case of R.P.I., a load was transmitted vertically to the abutment and the alveolar bone. And the value of internal stress around the second premolar root apex was greatest. When Akers was applied, it forced the second premolar to lean distally. And the value of internal stress of the mesial bone near the second premolar root apex was greatest. Furthermore, when Double Akers was applied, it forced the premolars to lean distally, but a load was distributed vertically to the abutments and the alveolar bone. And the value of internal stress around the each premolar root apex was least. And the value of internal force under the denture tended to be least.

Key words : three-dimensional photoelasticity, stress analysis, distal-extension removable partial denture, direct retainer

I. 緒 言

鹿児島大学歯学部歯科補綴学第一講座 (指導: 自見 忠教授)
The First Department of Prosthetic Dentistry, Kagoshima
University Dental School (Director : Prof. Tadashi Jimi)
平成5年6月10日受付

義歯は咬合力の伝達様式によって, 歯牙負担性 (歯
根膜負担性) 義歯, 歯牙・粘膜負担性義歯, 粘膜負担
性義歯の3種類に分類される¹⁾. 欠損様式が中間欠損

の場合、人工歯にかかる咬合力は、おもに鉤歯に負担させることができる。すなわち、欠損部の両端に鉤歯が残存しているので、歯牙負担性義歯が設計可能である。これに対し、遊離端欠損では、残存歯のみでは支持が得られないため、欠損部顎堤を利用した歯牙・粘膜負担を求めることになる。しかし、人工歯に加わる咬合力を鉤歯と顎堤に適正に分散させることができないと、鉤歯の動揺度の増加、歯槽骨の吸収、床下粘膜の疼痛・炎症、顎機能運動障害などをきたす結果となる^{2,3)}。

義歯に作用する咬合力を、鉤歯と顎堤に適正に分散させるためには、維持装置、咬合、印象方法、連結装置、人工歯などの諸要素を考慮すべきである。特に、遊離端義歯のように一端のみの鉤歯に直接維持を託している場合は、人工歯部に加わった力が義歯床を移動させ、鉤歯や顎堤粘膜に過度な負担を与えやすいので、直接維持装置は、咬合力の鉤歯と顎堤への適正な分散にとって、重要な要素の1つとなる。よって、遊離端義歯の直接維持装置の選択は重要な問題であり、これまで各種維持装置の長所、短所が、多数論じられてきた。

遊離端義歯装着時の鉤歯や歯槽骨の応力解析については、ストレンゲージ法^{4,5)}、有限要素法⁶⁻¹⁰⁾、光弾性実験法¹¹⁻¹⁶⁾などの実験手法による多くの報告がある。しかし、ストレンゲージ法はストレンゲージを貼付した部位のみの測定しかできず、測定点の数に限界があるため連続的な解析が不可能である。また、有限要素法では、歯牙や歯槽骨などのように非対称で複雑な形状を有するものを三次元的に解析することには非常に困難を伴う¹⁷⁾ため、報告の大部分は二次元解析である。これらに比べ、光弾性実験は、弾性限度内においては弾性係数に関係なく、複雑な構造物でも荷重条件や試験体の形状条件による影響を正確に主応力差としてとらえることができ^{18,19)}、応力分布状態を連続的に可視化できるなどの利点を有するため、二次元¹⁶⁾および三次元光弾性実験¹¹⁻¹⁵⁾によるいくつかの応力解析がなされている。しかし、これらの報告は、等色線の観察や周辺応力の解析にとどまり、主応力の流れや内部応力に細かい検討を加えたものはみられない。

以上のことより、本研究では、直接維持装置の相違が鉤歯および歯槽骨の応力分布にどのような影響を与えるか、臨床で多く使用される3種類の直接維持装置について、三次元光弾性実験法を用いて応力解析を行い、従来の方法と比較しながら検討した。

II. 実験材料と実験方法

1. 三次元光弾性実験法の原理

三次元光弾性実験法で使用されている模型は、常温よりも高いガラス転移温度を持つ適当な三次元網状ポリマーを用いて製作し、応力凍結を行う。その概略は、次のとおりである。

まず、模型を転移域以上まで加熱し、模型の材料である三次元網状ポリマー分子の二次結合が全く緩和された状態にする。そして、その温度下で所要の負荷を加え、そのまま転移域から常温までゆっくり冷却する。すると、エントロピー弾性状態での応力に比例した配向度を持つ分子鎖が形成されたまま二次結合が安定化し、“凍結”されることになる。これにより、負荷を除いて、いくつかの部分にスライスしても、そのほとんどの応力はそのままの状態に残る。

それぞれのスライス試片の各部位における複屈折率、すなわち、局所的な部位を通過した2つの光波の位相差の変化状態を偏光器により試片全体について測定し、局所的に変化している主応力差（等色線）と主応力の方向（等傾線）を得た上で、これらの結果を総合し、三次元の応力状態を解析する^{18,19)}。

2. 実験材料

1) 材料の選定

(1) 弾性率比の決定

光弾性実験においては、複数の要素からなる構造物の模型を製作するにあたり、応力凍結温度での弾性率の比と、実際の構造物の弾性率の比を一致させておけば、光弾性材料を用いて得られた応力分布が、そのまま実際の構造物の応力解析に適用できる^{18,19)}。

各構成要素の弾性率は、歯牙が $1,200 \text{ kgf/mm}^2$ ²⁰⁾、歯槽骨が $1,500 \text{ kgf/mm}^2$ ²⁰⁾、歯根膜が $0.2 \sim 0.5 \text{ kgf/mm}^2$ ²¹⁾、顎堤粘膜が 0.2 kgf/mm^2 ²²⁾、床用レジンが 210 kgf/mm^2 、Co-Cr合金が $22,400 \text{ kgf/mm}^2$ ²³⁾とした。なお、床用レジンの弾性率は、直径4 mm、長さ10 mmの円柱状試験片を製作し、インストロン万能試験機（1123型：INSTRON社）を用いて、cross head speed: 0.5 mm/min で測定した。これより、歯槽骨と歯牙の弾性率比を $1.0:0.8$ とした。

(2) 光弾性材料の選定

光弾性材料は、現在最適材料とされているポリ付加型の網状構造を形成するエポキシ樹脂のなかで、ビス

図 1 アラルダイトとハードナーの混合比の変化に伴うエポキシ樹脂の応力凍結温度 (125°C) での弾性率の変化

フェノール A 系エポキシ樹脂であるアラルダイト CT 200 とその無水フタル酸系硬化剤であるハードナー HT 901 (ともに CIBA-GEIGY 社) を混合させて用いた。

図 1 に、アラルダイトとハードナーの混合比を変えたときの、応力凍結温度 125°C における弾性率の変化を示す²⁴⁾。これより、歯槽骨の模型にはアラルダイトとハードナーの混合比 100:30、歯牙の模型には混合比 100:28 のエポキシ樹脂を用いることにより、前述の比率 1.0:0.8 が得られることがわかった。

歯根膜および顎堤粘膜の弾性率は、歯牙の 0.000167 倍、歯槽骨の 0.000133 倍であり、歯槽骨や歯牙に比べて弾性率がきわめて小さい。また、歯根膜および顎堤粘膜は、厳密には粘弾性体と考えられる^{25,26)}が²⁾、その中でも比較的弾性体に近い挙動を示すため歯科用シリコン印象材 (EXAMIX CARTRIDGE INJECTION TYPE: ジーシー社) で代用した。

(3) 光弾性感度の検定

光弾性感度とは、厚さ 1 mm の板に 1 kgf/mm² の単純応力あるいは主応力差を作用させるときにあらわれる等色線の縞次数を表すもので、感度の高い材料ほど大きな値を示し、縞がでやすい¹⁹⁾。

応力凍結温度 125°C で感度検定を行った結果、混合比 100:28 のエポキシ樹脂が 43.86 mm/kgf、混合比 100:30 のエポキシ樹脂が 41.42 mm/kgf であった²⁴⁾。

2) 実験模型製作

(1) マスターモデルの製作

実験は、下顎右側第一大臼歯 (以下、 $\overline{6}$) と略す)

図 2 マスターモデル

および第二大臼歯欠損症例に、片側性遊離端義歯を装着した場合を想定して行った。

マスターモデルは、図 2 に示すように、歯牙²⁷⁾、歯槽骨の形態^{28,29)}を可及的に単純化し、その寸法を 2 倍大とした。寸法は、原寸大模型ではスライスの切り出しや細かい計測が困難となったため、予備実験を行い寸法を 2 倍大としてもよいことの確認を行った。製作には、超硬質石膏 (Suprastone: KERR 社) を用いた。この際、歯根膜に相当する厚さ 0.5 mm の空隙³⁰⁾と顎堤粘膜に相当する厚さ 3.0 mm の空隙³¹⁾をシート状ワックス (WAX SHEETS: ジーシー社, BASE-PLATE PARAFFIN WAX: ジーシー社) で確保した。

(2) 光弾性模型の製作

歯牙の光弾性模型製作のための鋳型は、歯科用シリコン印象材 (HYDROPHILIC EXAFLEX PUTTY TYPE, EXAMIX CARTRIDGE REGULAR TYPE: ともにジーシー社) を用いて、マスターモデルの印象を二分割で採得して製作した。また、歯槽骨の光弾性模型製作のための鋳型は、銅板で製作した金枠に歯科用シリコン印象材を盛り、マスターモデルの印象を三分割で採得して製作した。完成した鋳型は内面をスチームクリーナー (JS-1500: モリタ社) で清掃し、乾燥させた後、漏れ防止のため高温用グリース (HIGH VACUUM GREASE: 東レ・ダウコーニング・シリコン社) を鋳型の各合せ目に塗布して組み立てた。

鋳込みの際には、常温で固体のアラルダイトを 130°C まで加熱して融解させ、ハードナーを混入し、十分に攪拌した後、あらかじめ 130°C に加熱しておいた鋳型に注入した³²⁾。これを VACUUM DRYING OVEN (VOD-3-2 型: 池田理化社) 内で、図 3 に示

図3 エポキシ樹脂重合サイクル

すサイクルで加熱重合した²⁴⁾。なお、鋳込み後は、気泡の混入を防ぐため20分間減圧状態(3mmHg)にした。重合後、室温まで徐冷し、エポキシ樹脂模型を取り出した後、細部を修正して、実験に供した。歯牙模型は歯槽骨模型の歯槽窩部分に、歯根膜の代用となる歯科用シリコン印象材(EXAMIX CARTRIDGE INJECTION TYPE: ジーシー社)を介して植立固定した。顎堤粘膜は、まず歯槽骨模型の無歯部顎堤の上に置いたシート状ワックスを、粘膜の代用となる付加型歯科用シリコン印象材(EXAMIX CARTRIDGE INJECTION TYPE: ジーシー社)と接着しないように、縮合型歯科用シリコン印象材(Coltex fine: Coltène 社)で印象採得し、シート状ワックスを除去した後、その空隙に印象材を注入、置換して製作した。

(3) 義歯模型の製作

義歯模型の直接維持装置として次の3種類のクラスプを用いた。

a. 下顎右側第二小臼歯(以下、 $\overline{5}$ と略す)を鉤歯とした、近心レストと遠心ガイドプレートを伴う、Iパークラスプ(Kratochvil type³⁾、以下、R.P.I.と略す)。

b. $\overline{5}$ を鉤歯とした、遠心レストと遠心ガイドプレートを伴う、エーカースクラスプ(以下、遠心エーカースと略す)。

c. 下顎右側第一小臼歯(以下、 $\overline{4}$ と略す)と $\overline{5}$ を鉤歯とした、 $\overline{4}$ 遠心レスト、 $\overline{5}$ 近心レスト、 $\overline{5}$ 遠

図4 荷重部位および荷重装置

心ガイドプレートを伴う、双子鉤(以下、双子鉤と略す)。

いずれも間接維持装置として下顎左側第一小臼歯遠心レストと第二小臼歯近心レストを伴う双子鉤を用い、リンガルバーによって直接維持装置、間接維持装置、義歯床を連結した。

完成した光弾性模型の鉤歯に各々の義歯の設計に従って、レストシートとガイドプレーンを形成した後、歯科用シリコン印象材を用いて印象採得し、超硬質石膏で作業模型を製作した。この作業模型をもとに通法³³⁾どおりにCu-Zn合金(Kメタル: ジーシー社)でメタルフレームを製作し、焼きなましを行い、試適して適合を確かめ調整した後、床用レジン(ACRON: ジーシー社)を用いて義歯模型を完成させた。なお、R.P.I.には、メタルフレーム試適時に、手圧により荷重をかけ、ガイドプレートの強度の接触部位を削除して鉤歯に回転力が生じないように生理的なリリース処置³⁾を施した。また、模型の鉤維持部のアンダーカット量は0.5mm、リンガルバーは幅8.0mm、厚さ4.0mm、レストシートは長さ4.0mm、幅5.0mm、深さ3.0mmのスプーン状とした³⁴⁾。

3. 荷重方法

荷重点は、図4に示すように義歯の $\overline{6}$ 部人工歯の中心窩とし、咬合平面に対して垂直荷重60kgfを加えて応力凍結を行った。この荷重量は、適正な繰回数

図 5 熱処理 (焼鈍) サイクル

図 6 応力凍結サイクル

を得るための予備解析, 予備実験の結果から決定した。なお荷重点には, 荷重装置先端の金属部分 (直径 8.0 mm の球状) を安定させるために浅い窩を付与した。

4. 実験方法

完成したエポキシ樹脂模型は, 重合時に生じる応力 (残留応力) の除去のために, 歯牙模型と歯槽骨模型それぞれに, 図 5 に示すサイクルで熱処理 (焼鈍) を施した。熱処理を終えたエポキシ樹脂模型に義歯模型を装着して, 図 6 に示すサイクルで応力凍結を行った。熱処理および応力凍結は, 過去の光弾性実験³⁵⁾を参考にして予備実験の結果からサイクルを決定し, 応力凍結炉 (FP-301 A: FUSOH 社) を用いて行った。

応力凍結を終えた模型は, パンドソー (HA-450:

図 7 スライス部位

AMADA 社) を用いて図 7 に示すように近遠心的に 3 枚のスライス試片を切り出し, 舌側から順に 1 から 3 までの番号をつけた。各スライス試片は 3.5 mm 均一になるように研磨紙 (〜# 2000) で研磨した後, 切り出す前にあらかじめ採得しておいた模型上面の印象に当てはめて, 正確な位置に切り出されていることを確認した。切り出しにより多少, 応力の解放がおこることが考えられるが, 応力は凍結されており, 解放は微少で解析に影響を与える程度のもではないので, 各スライス試片について, 光弾性応力解析装置 (FP-1020: FUSOH 社) を用いて, 等色線および等傾線のトレースを行った。等色線のトレースには, 水銀灯の波長 5461 Å の単色光を用い, 縞次数の端数は, Tardy の方法^{18,19)}によって読み取った。等傾線のトレースには白色光を用い, 偏光板の主軸を 10° (必要に応じて 5°) ずつ回転させて, スクリーン上の等傾線の軌跡をトレースした。こうして得られた等傾線のトレースをもとに, 回転円盤を用いて主応力線図を作図し, 等色線および等傾線のトレースから内部応力分布を剪断応力差積分法¹⁸⁾を用いて求めた。

III. 実験結果

1. 等色線図

図 8〜10 にスライス試片の厚さを 3.5 mm で補正し縞次数 (Fringe Order, 以下, F.O. と略す) で色分けした等色線図を示す。1 縞次数は歯牙が 6.51 gf/mm², 歯槽骨が 6.90 gf/mm² である。

1) R.P.I.

図 8 に R.P.I. の等色線図を示す。5) では, スライス 2 においてレストシート直下の高次の応力と歯冠遠心部, 根尖部, 歯根遠心中央部の応力を中心とした強

図 8 等色線図 (R.P.I.)

図 9 等色線図 (遠心エーカーズ)

図 10 等色線図 (双子鉤)

い応力分布があらわれた。

5]の歯槽窩では、スライス 2 において根尖直下の最大 9.0 F.O. の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

荷重点直下の顎堤では、スライス 1~3 において高次の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

2) 遠心エーカーズ

図 9 に遠心エーカーズの等色線図を示す。5]では、スライス 2 において歯冠遠心部、歯根近心側から根尖部に高次の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

5]の歯槽窩では、スライス 2 において根尖近心側の最大 12.0 F.O. の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

荷重点直下の顎堤では、スライス 1~3 において高次の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

3) 双子鉤

図 10 に双子鉤の等色線図を示す。5]では、スライス 2 において歯冠近心部、歯冠遠心部、根尖部の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。4]では、スライス 2 において歯冠遠心部、歯根遠心側、根尖部の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

5]の歯槽窩では、スライス 2 において根尖部の最大 5.0 F.O. の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。4]の歯槽窩では、スライス 2 において根尖部と歯根近心側に最大 3.0 F.O. の強い応力分布があ

らわれた。

荷重点直下の顎堤では、スライス 1~3 において高次の応力を中心とした強い応力分布があらわれた。

2. 主応力線図

図 11~13 に主応力の流れを表す主応力線図を示す。一方の主応力 σ_1 を実線で、これに直交する他方の主応力 σ_2 を破線で示した。

1) R.P.I.

図 11 に R.P.I. の主応力線図を示す。5]では、近心レストシート部から発した σ_2 が垂直に根尖に向かって流れた。 σ_1 は σ_2 に直交し、形態に沿って流れた。

歯槽骨では、スライス 2 において 5]根尖部から σ_2 が放射状に発して緩やかに方向を変えて垂直方向に流れた。 σ_1 は σ_2 に直交して流れた。また、スライス 1~3 のいずれにおいても荷重点直下から発した σ_2 が放射状に流れた。

2) 遠心エーカーズ

図 12 に遠心エーカーズの主応力線図を示す。5]では、歯冠部の中央に特異点がみられ、5]遠心のレストシート部から発した σ_2 は歯根近心部に向かって流れた。 σ_1 は σ_2 に直交し、形態に沿って流れた。

歯槽骨では、スライス 2 において 5]根尖部から σ_2 が近心方向に発して緩やかに方向を変えて垂直方向に流れた。他方の主応力 σ_1 は σ_2 に直交して流れた。また、スライス 1~3 のいずれにおいても荷重点直下か

図 11 主応力線図 (R.P.I.)

図 12 主応力線図 (遠心エーカース)

図 13 主応力線図 (双子鉤)

ら発した σ_2 が放射状に流れた。

3) 双子鉤

図 13 に双子鉤の主応力線図を示す。[4]では、歯冠の近心側 1/3 の部分に特異点がみられ、[4]遠心のレストシート部から発した σ_2 は歯根近心部に向かって流れた。 σ_1 は σ_2 と直交して流れ、[4]の歯冠部遠心より発し、歯冠の近心側 1/3 の部分で急変して再び歯冠部遠心へ流れた。

[5]では、歯冠の中央部に特異点がみられ、[5]近心のレストシート部から σ_2 が放射状に発し、歯冠遠心部と近心歯頸部に向かって流れた。また、遠心歯頸部から σ_2 が歯冠の中心で急変して垂直に根尖に向かって流れた。 σ_1 は σ_2 に直交して流れた。

歯槽骨では、スライス 2 において [4]および [5]根尖部から σ_2 が近心より発して緩やかに方向を変えて垂直方向に流れた。他方の主応力 σ_1 は σ_2 に直交して流れた。また、スライス 1~3 のいずれにおいても荷重点直下から σ_2 が発し放射状に流れた。

3. 内部応力分布図

図 14~16 に剪断応力差積分法を用いて解析した内部応力分布図を示す。分析は、トレース図上の [4]、[5]の根尖 2.0 mm 下方 (生体においては 0.7 mm 下方)での近遠心方向の線上において 4.0 mm 間隔の各点で行い、主応力から算出した X 軸 (水平) 方向の応力を σ_x 、Y 軸 (垂直) 方向の応力を σ_y とした¹⁸⁾。応力値の正の値が引張応力、負の値が圧縮応力を表している。

また、顎堤部の荷重による力の分布状態を内部応力の絶対値の総和で整理し、比較した。分析は、内部応力分布図の σ_x 、 σ_y から、横軸に垂線をおろし、それらに囲まれた面積を内部応力分布図を同規格で拡大し、プランイメーター (PLANIX 2: TAMAYA) を用いて求めた。こうして求めた各スライス間の力の比を表 1 に示す。

1) R.P.I.

図 14 に R.P.I. の内部応力分布図を示す。スライス

スライス 1

スライス 1

スライス 1

スライス 2

スライス 2

スライス 2

スライス 3

スライス 3

スライス 3

図 14 内部応力分布図 (R.P.I.)

図 15 内部応力分布図 (遠心エーカーズ)

図 16 内部応力分布図 (双子鉤)

表 1 各維持装置の顎堤部における力の分布状態の比較 (R.P.I. を 1 とする)

	スライス 1	スライス 2	スライス 3
R.P.I.	1	1	1
遠心エーカーズ	1.14	1.16	1.14
双子鉤	0.97	0.93	0.90

1, 3 においては, 顎堤部で σ_x が引張応力, σ_y が圧縮応力となった。それぞれの最大値は, σ_x , σ_y ともに, 荷重点直下であらわれた。スライス 2 においては, σ_x で荷重点直下で引張応力の最大値があらわれ, 5] 付近で圧縮応力に転じた。一方, σ_y では荷重点直下で大きな圧縮応力があらわれ, 圧縮応力の最大値は, 5] 根尖直下であらわれた。

顎堤部における力の分布は, いずれのスライスにおいても, 3 つの直接維持装置のなかで二番目に大きい傾向を示した。

2) 遠心エーカーズ

図 15 に遠心エーカーズの内部応力分布図を示す。スライス 1, 3 においては, 顎堤部で σ_x が引張応力, σ_y が圧縮応力となった。それぞれの最大値は, σ_x , σ_y ともに, 荷重点直下であらわれた。スライス 2 において, σ_x では荷重点直下での引張応力の最大値が

あらわれ, 5] 根尖直下で大きな引張応力があらわれた。 σ_y では荷重点直下で大きな圧縮応力があらわれ, 圧縮応力の最大値は, 5] 根尖近心であらわれた。

顎堤部における力の分布は, いずれのスライスにおいても, 3 つの直接維持装置のなかで最大になる傾向を示した。

3) 双子鉤

図 16 に双子鉤の内部応力分布図を示す。スライス 1, 3 においては, 顎堤部で σ_x が引張応力, σ_y が圧縮応力となった。それぞれの最大値は, σ_x , σ_y ともに, 荷重点直下であらわれた。スライス 2 においては, σ_x で, 荷重点直下で引張応力の最大値を示した。一方, σ_y では荷重点直下で大きな圧縮応力があらわれ, 圧縮応力の最大値は, 5] 根尖直下であらわれた。また, 4] 根尖直下でも大きな圧縮応力があらわれた。

顎堤部における力の分布は, いずれのスライスにおいても, 3 つの直接維持装置のなかで最小になる傾向を示した。

IV. 考 察

1. 実験方法について

生体において, 義歯に咬合力が加わったときに, 鉤

歯や歯槽骨に生じる内部応力の大きさや方向を生体を損傷せずに解明することは困難である。また、いろいろな要因が存在し、複雑に絡み合う生体において、実験条件を一定にすることも容易ではない。そこで、本研究では、生体を損傷せず、かつ条件を一定にすることが容易である光弾性実験法を選択した。

生体は、エナメル質、象牙質、歯髄、歯根膜、粘膜、皮質骨、海綿骨、骨髄など、種々の組織からなり、複雑な異方性を示す。しかし、等質、等方な光弾性模型を用いても、等質、等方からの相違が、現実には、予想されるよりもはるかに小さな定量的誤差しかきたさないとされている¹⁸⁾。したがって、歯牙、歯槽骨を均質な物体とみなして、エポキシ樹脂で置換した。

2. 歯・歯槽骨の応力分布について

1) R.P.I.について

R.P.I. 維持装置は F.J. Kratochvil³⁾ を先達とし、A. J. Kroil³⁶⁾ によって確立したものである。R.P.I. を直接維持装置に用いた義歯に咬合力が加わると、近心レストを通る鉤間線を軸として I バー先端とガイドプレートは歯面から離れる方向に移動してわずかに緩圧性をあらわし、鉤歯を遠心に引き倒すような有害な力は緩和されるといわれている。また、顎堤の圧負担も近遠心的に分配され、鉤歯の支持力負担が軽減されるといわれている^{34,37)}。

本研究では、5) 根尖部に強い応力分布があらわれており、5) の歯槽窩においても、根尖直下で最大 9.0 F.O. の応力集中を示している (図 8)。また、主応力線も、5) 近心レストシート部から σ_2 が根尖に向かって流れ、歯槽骨内でも、5) の根尖部から σ_2 が垂直方向に放射状に流れている (図 11)。これは、義歯の人工歯部にかけられた荷重が、レストを通して 5) に伝わり、5) を歯軸方向に移動させて、歯槽骨に垂直的に伝わったことを示しており、内部応力分布図において、 σ_y で 5) の根尖直下の歯槽骨に大きな圧縮応力があらわれていることから実証される (図 14)。歯牙の側方圧に対する耐圧限界は、垂直圧に対する耐圧限界に比べきわめて低く、鉤歯にかかる側方圧を軽減して、垂直圧を主とすることが、鉤歯に支持を求める場合の重要な原則となる³⁴⁾が、R.P.I. はこの原則を満たしていることがわかる。また、顎堤部における力の分布が双子鉤より大きい傾向を示すことから、R.P.I. は双子鉤よりも粘膜負担が大きいと考えられる (表 1)。

すなわち、R.P.I. は、義歯の人工歯にかかった咬合力を鉤歯と顎堤に分散させることによって、鉤歯の支持負担を軽減させていることがわかる。

2) 遠心エーカーについて

遠心エーカーは、鉤歯の床寄りの小窩にレストが設定されるので鉤歯を遠心方向に倒す回転モーメントを発生させ、さらに鉤尖が近心部のアンダーカットに設定されるので、咬合力によって義歯床が沈下するたびに鉤歯を床寄りに倒すような外力を誘導すると考えられる。この結果、鉤歯は動揺し、ついには喪失を招く可能性があるといわれている^{37,38)}。

本研究では、5) で、歯根近心側から根尖部に高次の応力を中心とする強い応力分布があらわれており、5) 歯槽窩においても、根尖近心側に最大 12.0 F.O. の応力集中がみられる (図 9)。また、主応力線も、5) 根尖部から発した σ_2 が近心方向に向かい、緩やかに方向を変えて垂直方向に流れており (図 12)、義歯の人工歯部にかけられた荷重が、5) の歯冠を遠心方向に、歯根を近心方向に移動させて回転させたことを示している。一方、内部応力分布図において、 σ_x では 5) の根尖に大きな引張応力が発生し、 σ_y では 5) の根尖よりも近心の歯槽骨に大きな圧縮応力が生じている (図 15)。これは、5) の遠心傾斜により、根尖付近の歯槽窩が押し上げられ、また、同時に、5) の歯根が近心方向に移動し、根尖近心部が根尖よりも近心の歯槽骨と歯根膜を介して強く接したためと考えられる。この位置での σ_y の値を R.P.I. や双子鉤の同じ位置での値と比較すると、R.P.I. の 1.92 倍、双子鉤の 3.83 倍となり、鉤歯にかかる力のうち、側方圧を軽減して垂直圧を主とするという原則からすると好ましい状態とはいえない。

以上のことより、遊離端義歯の直接維持装置として遠心エーカーは、鉤歯の遠心への傾斜をひきおこし、鉤歯根尖近心の歯槽骨に大きな応力を発生させるという点から不適当と思われる。

3) 双子鉤について

双子鉤は、エーカークラスプを鉤体部で連結したような形態であり、複数のアンダーカットが利用できる所以で大きな維持力が期待できる。また、鉤歯への負担を分散することができるとされている³⁹⁾。

本研究では、4) と 5) で、根尖部を中心とした強い応力分布があらわれており、4) の歯槽窩で、根尖部と歯根近心側に最大 3.0 F.O. の応力集中を示し、5) の歯槽窩で、根尖部に最大 5.0 F.O. の応力集中を示

している(図10)。また、主応力線も、 $\overline{4}$ および $\overline{5}$ 根尖部から σ_y が近心寄りに出て緩やかに方向を変えて垂直方向に流れており(図12)、 $\overline{4}$ と $\overline{5}$ がやや遠心方向に回転したことを示している。しかし、内部応力分布図をみると、 σ_y において、 $\overline{4}$ と $\overline{5}$ の根尖直下の歯槽骨で大きな圧縮応力がみられることから(図16)、 $\overline{4}$ と $\overline{5}$ は、やや遠心方向に回転させられたものの、それぞれの根尖の近心歯槽骨に、圧縮応力を生じさせるほどの変位ではなく、人工歯部にかけられた荷重は、レストを介して、根尖直下の歯槽骨へ垂直に伝わったと考えられる。また、 $\overline{5}$ 根尖直下の歯槽骨の σ_y の値を、R.P.I.の同じ位置での値と比較すると、R.P.I.の0.7倍となる。これは、R.P.I.が1本の鉤歯で歯牙負担を受け持っているのに対し、双子鉤は2本の鉤歯で歯牙負担を受け持っているので、1本の鉤歯あたりの内部応力は、R.P.I.よりも小さくてすむことを示している。一方、顎堤部における力の分布においても、3つの直接維持装置のなかで、最小になる傾向を示し(表1)、双子鉤は、3つの直接維持装置のなかで、最も粘膜負担の割合が少ないと考えられる。

以上のことより、双子鉤は、遊離端義歯の直接維持装置として、鉤歯1本あたりの負担が少なく、粘膜負担も少なくすむことから、好ましい維持装置といえる。

V. 結 論

直接維持装置の相違が鉤歯および歯槽骨の応力分布に与える影響を、下顎片側遊離端欠損症例に片側性遊離端義歯を装着した場合を想定して、臨床で使用されることの多い、3種類の直接維持装置(R.P.I., 遠心エーカーズ, 双子鉤)について、三次元光弾性実験法を用いて荷重時の応力解析を行い、以下の結論を得た。

1. R.P.I.では、人工歯部に加わった力が $\overline{5}$ のレストを通して鉤歯と歯槽骨に垂直的に伝わり、 $\overline{5}$ 根尖直下の歯槽骨に大きな応力がみられた。

2. 遠心エーカーズでは、 $\overline{5}$ は遠心に倒され、 $\overline{5}$ の根尖近心の歯槽骨に大きな応力がみられた。

3. 双子鉤では、 $\overline{4}$ と $\overline{5}$ は、やや遠心方向に倒されたが、人工歯部に加わった力は、 $\overline{4}$ と $\overline{5}$ の根尖直下の歯槽骨に分散され、鉤歯一本あたりの応力は3つの直接維持装置の中で最も小さくなった。

4. 顎堤部における力の分布は、双子鉤が3つの直

接維持装置の中で最も小さく、R.P.I., 遠心エーカーズの順で大きくなる傾向を示した。

稿を終えるにあたり終始ご懇篤なご指導とご校閲を賜りました、恩師鹿児島大学歯学部歯科補綴学第一講座自見 忠教授に深甚なる謝意を捧げます。また、専門の立場よりご親切なご指導をいただきました、九州大学応用力学研究所福田重久講師に深く感謝いたします。さらに、研究遂行上多大なご支援をいただきました井上勝一郎教授をはじめ歯科理工学講座教室員各位、また、鬼塚 雅助教授、南 弘之先生をはじめ歯科補綴学第一講座教室員各位に心から感謝いたします。

文 献

- 1) 中沢 勇：部分床義歯学 増補版, 31, 永末書店, 京都, 1981.
- 2) 松元 誠：遊離端義歯一咬合構成の臨床一, 1~150, 医歯薬出版, 東京, 1980.
- 3) Kratochvil, F.J. (平沼謙二, 松元 誠) : Partial removable prosthodontics (クラトビルパーシャルデンチャー, 43~62, 医歯薬出版, 東京, 1989), 1988.
- 4) 榎本善保：遊離端義歯におけるクラスプの設計条件が支台歯の咬合負担状態に及ぼす影響に関する実験的研究, 歯科学報, 72 : 1072~1106, 1972.
- 5) 河野修巳：局部床義歯の維持装置に関する実験的研究一維持歯ならびに床支持組織に与える影響一, 歯学, 59 : 578~629, 1972.
- 6) 山田 亨：有限要素法によるコーヌスクローネの基礎的研究 第2報 下顎遊離端欠損症例における応力解析, 補綴誌, 31 : 186~199, 1987.
- 7) 川崎貴生, 山田 亨, 星井 守ほか：有限要素法を利用した遊離端欠損症例における応力解析 第1報 維持装置の連結機構の違いによる応力分布, 補綴誌, 31 : 287~295, 1987.
- 8) 川崎貴生, 山田 亨, 野川哲義ほか：有限要素法を利用した遊離端欠損症例における応力解析 第2報 固定法の違いが与える応力分布への影響, 補綴誌, 31 : 853~867, 1987.
- 9) 野川哲義：有限要素法による遊離端義歯の力学的研究 第1報 二次元非線形弾性解析の導入, 補綴誌, 33 : 952~965, 1989.
- 10) 野川哲義：有限要素法による遊離端義歯の力学的研究 第2報 レストの設定位置と顎堤粘膜の被圧変位性の違いによる応力分布への影響, 補綴誌, 33 : 1313~1327, 1989.
- 11) 水川一広：鉤歯, その槽窩骨および床支持歯槽堤骨にあらわれる咬合荷重の三次元的光弾性研究 (その1), 補綴誌, 9 : 183~202, 1965.

- 12) 水川一広：鉤歯，その歯槽窩骨および床支持歯槽堤骨にあらわれる咬合荷重の三次元的光弾性研究（その2），補綴誌，10：26～35，1966.
- 13) Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A.：Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures, J Prosthet Dent, 32：52～61, 1974.
- 14) Thompson, W.D., Kratochvil, F.J. and Caputo, A.A.：Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures, J Prosthet Dent, 38：261～273, 1977.
- 15) McDowell, G.C.：Force transmission by indirect retainers during unilateral loading, J Prosthet Dent, 39：616～621, 1978.
- 16) Myers, R.E., Pfeifer, D.L., Mitchell, D.L. et al.：A photoelastic study of rests on solitary abutments for distal-extension removable partial dentures, J Prosthet Dent, 56：702～707, 1986.
- 17) 堤 定美，井田一夫，野首孝詞ほか：有限要素法による歯，歯根膜および歯槽骨の力学解析（第2報）—三次元弾性解析—，歯材器誌，33：419～427, 1976.
- 18) 辻 二郎，西田正孝，河田幸三：光弾性実験法，51～393，日刊工業新聞社，東京，1974.
- 19) 益田義治：入門光弾性実験，34～142，日刊工業新聞社，東京，1976.
- 20) 新井 泉：咬合力の歯牙，歯周組織に及ぼす応力に関する力学的研究，補綴誌，22：865～874, 1978.
- 21) Ast, D., Diemer, R. und Hofmann, M.：Untersuchungen über das elastische Verhalten der Wurzelhaut, des alveolären Knochens und der Wurzelhartschubstanz, D. D.Z., 20：639～647, 1966.
- 22) Tomlin, H.R., Wilson, H.J. and Osborne, J.：The thickness and hardness of soft tissues, Br Dent J, 124：223～226, 1968.
- 23) Phillips, R.W.（三浦維四，林 一郎，川上道夫ほか）：Skinner's Science of Dental Materials（スキナー歯科材料学，553～565，医歯薬出版，東京，1975），1973.
- 24) 南 弘之：Castable Glass Ceramics-Porcelain Jacket Crownの荷重時の応力解析—三次元光弾性実験による応力解析—，補綴誌，36：629～643, 1992.
- 25) 倉島晃一：歯周組織の力学的性状に関する研究（とくに歯根膜および歯槽骨について），口病誌，30：361～385, 1963.
- 26) 佐藤志貴：口蓋粘膜のクリープと荷重量との関係，補綴誌，23：103～125, 1979.
- 27) 藤田恒太郎：歯の解剖学 第21版，27～88，金原出版，東京，1976.
- 28) 上條雍彦：口腔解剖学 骨学 第2版，101～273，アナトーム社，東京，1982.
- 29) 三宅茂樹，鰐見進一，城戸寛史ほか：無歯顎顎堤の形態的特徴について，補綴誌，34：422～452, 1990.
- 30) 黒川博行：成人歯根膜の厚さと線維の走行方向，日組織学記録，1：227～230, 1950.
- 31) 寺倉 健：顎粘膜厚径に関する研究—無歯顎補綴における診断への可能性について—，補綴誌，32：546～560, 1988.
- 32) 山崎良一，尼田正男：光弾性ガイドブック No.1 光弾性実験用材料製作の手引，1～66，フソー株式会社出版部，東京，1982.
- 33) 藍 稔，津留宏道，根本一男ほか：パーシャルデンチャーテクニック 第1版，33～127，医歯薬出版，東京，1982.
- 34) 三谷春保編：歯学生のパーシャルデンチャー 第2版，107～298，医歯薬出版，東京，1988.
- 35) 西園直幸：半固定性ブリッジの荷重下における支台歯および支持組織の三次元光弾性実験による応力解析，補綴誌，32：887～901, 1988.
- 36) Krol, A.J.（関根 弘，岸 正孝，小宮山彌太郎ほか）：Removable partial denture design outline syllabus（クローパーシャルデンチャーデザイン—アイ・パークラスブ教本—，61～80，医歯薬出版，東京，1972），1976.
- 37) Stratton, R.J. and Wiebelt, F.J.（五十嵐順正）：An atlas of removable partial denture design（パーシャル・デンチャー設計アルバム—R.P.I.を中心に—，16～61，クインテッセンス出版，東京，1989），1988.
- 38) 末次恒夫：支台歯の負担軽減と人工歯排列，長澤 亨，宮田孝義編，補綴臨床別冊ワンポイントアドバイス パーシャルデンチャーの臨床，70～73，医歯薬出版，東京，1990.
- 39) 大番敏行，名倉 誠：双子鉤の歯科技工，奥野善彦，亀井輝彌，阿部八郎編，歯科技工別冊 クラスプの歯科技工，215～223，医歯薬出版，東京，1983.