原 著 論 文

赤外線応力画像法による下顎骨の力学的対応 に関する基礎的研究

—第1報 ストレインゲージ法との比較による赤外線応力画像法の有効性—

岡野 雅一 小林 喜平 城野 利盛 藺田 一成
林 幸男 村上 洋 中村 一郎 加藤 吉昭
尾崎 公* 立石 哲也** 兵藤 行志**

Studies on Stress Distribution under Simulated Muscles on Dry Skull Utilizing Thermoelastic Stress Imaging Method

—Part I. Comparison of Thermoelastic Stress Imaging Method and Strain Gage Method—

Masakazu Okano, Kihei Kobayashi, Toshimori Shirono, Kazunari Sonoda,
Yukio Hayashi, Hiroshi Murakami, Ichirou Nakamura, Yoshiaki Kato,
Tadashi Ozaki*, Tetsuya Tateishi** and Kouji Hyodo**

Abstract : In this paper in order to analyze the stress distribution on human dry skull through a thermoelastic stress imaging method the observation patterns was compared with those of strain gage method and discussed. As a result, the following conclusions have been reached :

1. The thermoelastic stress imaging method allowed the measurement of the mandibular stress distribution upon positioning the bone similar to the in vivo mechanism.
2. It was found that stress distribution pattern through the thermoelastic stress imaging method was similar to those through the strain gage method.
3. It was considered that the thermoelastic stress imaging method was useless for measuring transverse stress or shearing stress.
4. It was possible to make up for defects of each of these by using both the thermoelastic stress imaging method and the strain gage method in combination.

These results showed that the thermoelastic stress imaging method may have an analyzing ability under the condition that is closer to the actual natural state than conventional methods.

日本大学松戸歯学部補綴学第I講座

*日本大学総合科学研究所

**通産省工業技術院機械技術研究所

Department of Complete Denture Prosthodontics, Nihon University School of Dentistry at Matsudo

*Research Institute of Sciences, Nihon University

**Mechanical Engineering Laboratory, MITI

平成5年2月11日受付

Key words : biomechanics, thermoelastic stress imaging method, strain gage method, mandible

I. 緒 言

上下歯列が咬合する時、下顎骨は咬筋、側頭筋、内側翼突筋および外側翼突筋などの咀嚼筋群により左右顎関節部を支点として引き上げられる。この際、主に歯列上に集中する咀嚼筋群の力は、歯、歯周組織あるいは欠損部顎堤粘膜を介して顎骨内に吸収されていく¹⁾。そして、この伝達機構は補綴物を作製するにあたり支台歯および顎堤の保護という観点より重要な問題となる。したがって、下顎骨が咀嚼時に咬合力に対してどのような力学的対応を示すかを考察することは補綴学的に意義あると考えられる。

咬合力による顎骨のひずみ状態あるいは応力分布状態については応力塗料法²⁻⁴⁾、光弾性試験法⁵⁻⁷⁾、ホログラフィー干渉法⁸⁻¹⁰⁾、有限要素法¹¹⁻¹³⁾ならびにストレインゲージ法¹⁴⁻¹⁷⁾などを応用し数多くの研究がなされてきた。しかし、これらの研究に使用した実験モデルは、顎骨に歯を植立した状態を想定した、いわゆる歯槽骨模型であり^{2,6-8)}下顎骨全体を対象とした研究は数少ない^{12,15)}。しかも、ヒトは、咀嚼時に片側で噛むことが多い¹⁸⁾にもかかわらず、この点を踏まえた研究はほとんど見当たらない。一方、近年工業分野における応力測定の一方法として赤外線応力画像法が開発され、一般医科¹⁹⁻²¹⁾ならびに歯科領域^{22,23)}においても応用されるようになった。

そこで著者らは、下顎骨全体を咬合時における一機能体として捉え、咬合力に対するその力学的対応を考究する目的で、咀嚼筋のうち走行状態および下顎骨への付着状態を考慮して咬筋を主に考え、片側荷重時における下顎骨の力学的対応について赤外線応力画像法を用いて検討を加えている。

今回、著者らは、赤外線応力画像法の有効性を確認するために、従来より力学的研究に多用されてきたストレインゲージ法を併用し、両者の結果を比較検討し若干の成績を得た。

II. 研究方法

1. 被験乾燥下顎骨

日本大学松戸歯学部補綴学第 I 講座所蔵のインド人成人乾燥頭蓋骨の中から、咬耗が少なく第二大臼歯ま

で健在する下顎骨 1 個体を選んだ。

2. 実験モデルの作製 (図 1)

1) 各歯をシアノアクリレート系接着剤 (東亜合成化学社製、アロンアルファ) にて歯槽に固定した。

2) 厚さ 10 mm の真鍮板を用いて 150×200×150 mm のボックスを作製した。この際、ボックス上部には下顎骨に荷重が加えられるように中央部に 70×100 mm の窓を開けた。

3) 咬筋設置は解剖的な走行に沿った可変構造にした。すなわち、咬筋を想定した直径 1.3 mm のコバルトクロム合金線 (以下、合金線と略す) を用いて、下顎角咬筋粗面中央部よりボックス上部にかけて、下顎骨をボックス内に釣り下げた。この時、ボックス上部に直径 1.4 mm の保持穴を左右 3 点、計 6 点付与して、合金線と咬合平面とのなす角度を 80°, 90° なら

図 1 実験モデルの模式図

びに 95° に設定可能にした。

4) 顎関節部は側頭骨下顎窩部を即時重合レジン(松風社製, QUICK RESIN B) にて複製して, 金属ブロックに接合し再現した。また下顎頭と下顎窩との間隙はエチレンビニルアセテート共重合体を補填材として介在させた。

3. 合金線の走行および荷重量

咀嚼筋の走行ならびに活動量については, 三谷²⁴⁾の報告を参考として, 弱荷重時ならびに強荷重時の 2 条件を設定し, 各条件下の咀嚼筋力の合成ベクトルを以下のように算出した。すなわち, 三谷の報告のなかで安静位, 中等度咬みしめ時および強い咬みしめ時の咬筋, 側頭筋前縁ならびに後縁のパワー値を参考として, まず中等度咬みしめ時から安静位を引いた時の各筋の割合を弱荷重時における咀嚼筋の割合, および強い咬みしめ時より安静位を引いた時の割合を強荷重時における割合とした。そして, このとき最も値の小さかった中等度咬みしめ時の側頭筋後縁の値を基準とし, 側頭筋後縁, 側頭筋前縁および咬筋の割合を弱荷重時では, 1:3.8:4.8, 強荷重時では 6.2:24:12 の比率とした。総荷重量は, 骨のひずみ量と荷重量との間に比例関係の成立する 10 kg の範囲内として, 片側の咀嚼筋における荷重量を弱荷重時では, 0.1 kg:0.38 kg:0.48 kg, 強荷重時では 0.62 kg:2.4 kg:1.2 kg とした。

また, 今回使用した乾燥頭蓋骨における各筋と咬合平面との角度は, 側頭筋前縁(フランクフルト平面に垂直な線を想定し, これを平行移動させて, 最前方にて前頭骨上の側頭線と接する点と筋突起とを結んだ線)では 85° ならびに側頭筋後縁(フランクフルト平面に垂直な線を測定し, これを平行移動させて, 最後方にて頭頂骨上の側頭線と接する点と筋突起とを結んだ線)では 160° である。

一方, 咬筋では浅部と深部を想定し前者(頬骨外側面の下縁の midpoint と下顎角咬筋粗面中央部とを結んだ線)では 65°, 後者(側頭骨頬骨突起の下縁の midpoint と下顎角咬筋粗面とを結んだ線)では 85° である。したがって, 合金線の方向ならびに荷重量はこれらの筋の合成ベクトルとし, 4 条件を設定した。すなわち, ① 弱荷重時における咬筋の起始を頬骨外側面の下縁の midpoint とした場合, 合金線の方向は咬合平面に対して 80°, 荷重量 2 kg (以下, 条件 A とする), ② 弱荷重時における咬筋の起始を側頭骨頬骨突起の下縁の midpoint

図 2 赤外線カメラと被験下顎骨との位置関係

とした場合, 合金線の方向は咬合平面に対して 90°, 荷重量 2 kg (以下, 条件 B とする), ③ 強荷重時における咬筋の起始を側頭骨頬骨突起の下縁の midpoint とした場合, 合金線の方向は咬合平面に対して 90°, 荷重量 8 kg (以下, 条件 C とする) ならびに ④ 強荷重時における咬筋の起始を側頭骨頬骨突起の下縁の midpoint とした場合, 合金線の方向は咬合平面に対して 95°, 荷重量 8 kg (以下, 条件 D とする) とした。

4. 赤外線応力画像法による測定

図 2 に加振機と被験下顎骨との位置関係を示す。撮影方法は, まず下顎骨外側表面の全体像を得るために, 下顎骨正中矢状断面より 20 cm の位置に赤外線カメラを設置した。次いで, 赤外線カメラの光軸が下顎骨正中矢状断面に直角で, かつ第一大臼歯の遠心隣接面を通り咬合平面に垂直な直線とオトガイ孔の上縁を通り咬合平面に平行な直線との下顎骨表面上の交点に焦点が合うようにした。赤外線カメラの温度上昇を抑え安定させるため, 液体窒素 80 cc を注入した。

図 3 左に赤外線応力画像法のブロックダイアグラムを示す。加振機である電気油圧サーボ弁式疲労試験機(東京試験機社製)により下顎骨に 2 ± 1 kgf ならびに 8 ± 1 kgf の sin 波垂直荷重を 1 Hz の周期で加え, 熱弾性効果により生ずる温度変化を赤外線カメラで測定

図 4 ストレインゲージの貼付部位

した。その際、加振機からの荷重信号と赤外線カメラからの垂直走査同期信号をデータ処理機により同調させ、得られた温度差情報をコントローラーを介して図 3 右の応力分布を TV モニターにカラー表示するとともにパーソナルコンピュータに入力して解析を行った。

5. ストレインゲージ法による測定

下顎骨の力学的対応を可及的に詳しく求めるため、図 4 に示すように外面に 54 枚のロゼットゲージ（共和電業社製、KFG-1-120-D 17-11 N 30 C 2）を接着し 24 時間放置後実験を行った。ひずみ量は、テンシロン万能試験機（東洋ボールドウイン社製、UTM-10 T）により下顎骨に 2 kgf ならびに 8 kgf の荷重を加え、ゲージより多点測定用スキャナ（共和電業社製、USB-50 A）を介して静ひずみ測定器（共和電業社製、UCAM-10 A）にて測定し、さらにパーソナルコンピュータ（日本電気社製、NEC-9801 VX）に入力してロゼット解析²⁵⁾を行い、最大主ひずみ量、最小主ひずみ量および主応力方向の方向を求めた。測定回数は、5 回ずつ測定し、その平均値をもって最大主ひずみ、最小主ひずみおよび主応力方向の角度とした。

6. 測定項目

今回は、赤外線応力画像法とストレインゲージ法との比較検討を目的とするため、条件 A についてのみ行った。すなわち、条件 A において右側第一小臼歯遠心小窩ならびに右側第一大臼歯中心窩に荷重を加えた場合の計 2 項目である。

III. 成 績

1. 赤外線応力画像法による結果について

1) 条件 A において第一小臼歯を荷重した場合

荷重側では、下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を、下顎角部付近および第一小臼歯部から前歯部にかけて圧縮応力域を示した（図 5）。一方、非荷重側では荷重側と同様に下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を示し、その範囲は荷重側に比べ小となった（図 6）。

2) 条件 A において第一大臼歯を荷重した場合

荷重側では第一小臼歯荷重時と同様に、下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を、また前歯部に圧縮応力域を示した（図 7）。

一方、非荷重側では下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を示し、その範囲は荷重側に比べ小となった（図 8）。

2. ストレインゲージ法における結果について

ストレインゲージ法における各測定点のひずみ量およびひずみ方向を図 9 ならびに 11 に示した。黒丸は圧縮ひずみ、白丸は引っ張りひずみを示している。また、最大主ひずみ、最小主ひずみ量の和をもって各測定点における面積ひずみ²⁶⁾の判別を行った結果を図 10 および 12 に示した。

1) 条件 A において第一小臼歯を荷重した場合（図 9, 10）

荷重側では、斜線部および切痕部において引っ張りひずみを示した。また、隅角部および第一小臼歯より前歯部にかけて圧縮ひずみを示した。

図 9 条件Aにおいて第一小臼歯を加重した場合

図 10 条件Aにおいて第一小臼歯を加重した場合

図 11 条件Aにおいて第一大臼歯を加重した場合

また、非荷重側では、荷重側と同様に斜線部において引っ張りひずみを示したが、そのひずみ量は、荷重側に比べて小なる傾向が認められた。さらに下顎枝後縁および前歯部において圧縮ひずみを示した。下顎頭頸部から下顎枝後縁にかけての圧縮ひずみは荷重側よりも大なる傾向であった。

2) 条件Aにおいて第一大臼歯を荷重した場合 (図 11, 12)

荷重側では斜線部および切痕部において第一小臼歯荷重時と同様に引っ張りひずみを示した。また、隅角部および第一大臼歯部から前歯部にかけて圧縮ひずみを示した。この時、ひずみ量は第一小臼歯荷重時のひずみ量よりも小となった。

一方、非荷重側では荷重側と同様に斜線部において

図 12 条件Aにおいて第一大臼歯を加重した場合

引っ張りひずみを示したが、そのひずみ量は荷重側に比べ小なる傾向であった。また、下顎枝後縁および前歯部において圧縮ひずみを示した。この時、下顎頭頸部から下顎枝後縁にかけての圧縮ひずみは荷重側よりも大となったが、第一小臼歯荷重時に比べ小なる傾向であった。

IV. 考 察

咬合力に対する下顎骨の力学的対応について咀嚼筋の走向および筋活動量などを考慮し、応力分布状態をストレインゲージ法および赤外線応力画像法を用いて検討した。下顎骨についての応力分布状態に関する研究には、応力塗料法²⁻⁴⁾、光弾性試験法⁵⁻⁷⁾、ホログラフィー干渉法⁸⁻¹⁰⁾、有限要素法¹¹⁻¹³⁾ならびにストレインゲージ法¹⁴⁻¹⁷⁾などを応用した研究がみられる。応力塗料法は、被測定体の表面にきわめて脆い塗料を一樣に塗りひずみが生じた時塗膜に生ずる亀裂の方向、密度から応力分布を知ろうとするもので、実際の構造物の応力分布と主応力の方向を肉眼的に知ることができるが、定量的なひずみ測定は難しく、しかも取り扱いに熟練を要し、測定の際にはかなり大きな荷重を必要とする欠点がある。また、光弾性法は、応力分布状態が3次的に観察できる、内部応力の解析が可能である、応力集中係数を求めるのに最適であるおよび複雑な構造物の解析が可能であるなどの利点を有するため、以前よりこの方法を用いた数多くの研究がある。しかし、この方法は均一な合成樹脂のモデルに置き換えたあるいは合成樹脂を取り付けた模型実験であり、実験技術ならびに模型作製が煩雑である。一方、レーザーホログラフィー法は、粗面でも干渉縞が得られる、立体面の変形が測定できる、しかも物体の変形状

態を非接触、高精度、そして高感度で測定できる唯一の方法として歯科領域でも利用され、いくつかの研究がなされてきた。しかし、測定系の振動に注意が必要であり、解像力の良いホログラムを得るのが難しく、また解析も煩雑であるという欠点を有している。このように、これらのひずみ分布測定法は、実験が難しくかつ解析も複雑であるという欠点を有しているようである。一方、ストレインゲージ法は加えられた外力に比例して金属材料の電気抵抗が変化する原理を利用したもので、歯科領域においても数多くの研究がある。この理由として、実際の構造物のひずみを直接計測できる、測定精度が高い、応力の急激な変化に追従できるならびに多点同時測定ができるなど数多くの長所を有し、単に物体表面のひずみ量測定のみならず、実験目的に合った変換器やセンサー受感素子作製の容易さがあげられる。しかし、感度が小さくまた点測定であるのでそれぞれの試料体ごとの応力パターンを知るには非常に多くのゲージを必要とするという欠点がある。

そこで、著者らはひずみ分布の測定に赤外線応力画像法の応用を試みた。この原理は以下のようなものである。すなわち、物体に急激な外力が加わると物体と外部との熱エネルギーの交換なしに、断続的な状態変化が行われる。つまり、熱弾性効果²⁷⁾として知られる現象である。この時の物体の体積ひずみ (ϵ) と温度差 (ΔT) には、次のような関係が成立する。

$$\Delta T = -K\epsilon \quad K = \frac{K_T \beta TV}{C_V}$$

K_T : 等温体積弾性率, T : 絶対温度,

β : 体積膨張係数, V : 体積

C_V : 定積モル比熱

これにより温度変化は応力変化に比例することがわ

かる。そして、物体表面の主応力と温度差との関係には、

$$\sigma_x + \sigma_y = -\frac{1}{K} \cdot \frac{E}{1-2\nu} \cdot \Delta T$$

ν : ポアソン比, E : ヤング率

が成立する。よって、この時の ΔT を測定し、応力値に変換することが本測定法の原理である。さらに、この ΔT は、赤外線放射温度計で測定するので、画像として応力分布の結果が得られる。すなわち、物体に応力が加わった時に生ずる微妙な温度変化を捉えることにより、物体全体の応力分布像を計測するものであり、応力分布がパターンとして得られるため測定もれがなく測定でき、しかも次のような利点を有している。すなわち、① 応力変化量の応力分布を表示する、② 繰り返し測定が可能である、③ 画像分解能が高い、④ 形状が複雑なものでも測定が可能である、などである。

上記の利点により、近年医学領域においても Duncan ら¹⁹⁾は、力学的適合性を持った整形外科インプラント材の開発に応用することを、立石ら²⁰⁾は人工関節のシステムおよびソケットの変形解析に、兵藤ら²¹⁾は人工関節の設計・評価に応用して、骨盤のように表面が粗面である物体の変形解析に有効と報告している。一方、歯科領域においては城野²²⁾が人工臼歯の応力分布測定に用い、繰り返し荷重を加えるために咀嚼時を想定でき、補綴領域においても有効であると報告している。

そこで、著者らは赤外線応力画像法の有用性を調べる目的で従来の力学研究に用いられた研究方法のうち最も多用されたと考えられるストレインゲージ法による結果と比較検討した。ストレインゲージ法はロゼット解析²³⁾することにより最大主ひずみ、最小主ひずみおよび基準軸に対する主応力の方向が求められる(図9, 11)。一方、赤外線応力画像法は、最大ならびに最小主応力の和のみ測定可能であるので、ストレインゲージ法で求めた最大および最小主ひずみの和をもってゲージ貼付部位における面積ひずみ²⁴⁾の判別を行った(図10, 12)。その結果、条件Aにおいて第一小臼歯を荷重した場合を赤外線応力画像法により測定すると、荷重側では、下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を、下顎角隅部付近および第一小臼歯部から前歯部にかけて圧縮ひずみを示した(図5)。一方、ストレインゲージ法では下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張りひずみを、下顎角隅部付近およ

び第一小臼歯部から前歯部にかけて圧縮ひずみを示した(図9)。また、第一大臼歯を荷重した場合を赤外線応力画像法により測定すると、非荷重側では下顎枝前縁部から斜線部にかけて引っ張り応力域を示し、ストレインゲージ法では同部位において引っ張りひずみを示すとともに下顎枝後縁部および前歯部に圧縮ひずみを示した。すなわち、赤外線応力画像法の結果とストレインゲージ法によるそれとはほぼ一致した。しかし、第一小臼歯を荷重した場合におけるストレインゲージ法による面積ひずみ²⁴⁾の判別結果(図10)は、測定部位20, 23, 26, 30ではひずみ分布の結果(図9)より、最大主ひずみである引っ張りひずみならびに最小主ひずみである圧縮ひずみともに大きい値を示し、実際には同部位にずり応力が働いていることが推察されるが、その和をもって面積ひずみ²⁵⁾の判別を行っているため、赤外線応力画像法の結果と一致したものと考えられる。いい換えれば赤外線応力画像法は、ずり応力を求めるには適さないといえる。しかも、今回のように骨の塑性変形を防止するために低荷重で実験を行う時には測定可能となるには長時間を要する。

以上より、赤外線応力画像法は、上記のような欠点を有するものの、従来の応力塗料法およびホログラフィー干渉法に比べその実験方法の簡便さならびに測定精度の面より被験体全体の応力パターンを知るのに適したものと考えられる。特に、繰り返し荷重下および荷重周期が生体の咀嚼時のそれとほぼ同じ条件で画像が得られたことより、咀嚼時を想定した実験に最適と考えられ、ストレインゲージ法と併用することにより、相互の欠点を補えるものと考えられる。

なお、今回の実験により得られた下顎骨のひずみ分布ならびに応力分布の結果については次報にて検討する所存である。

V. 結 論

赤外線応力画像法を用いて下顎骨の力学的対応を研究する上で、まず同方法の有用性を確認するために、従来より多用されているストレインゲージ法と、得られた結果について比較検討した結果、以下の結論を得た。

1. 生体により近い条件下、すなわち繰り返し荷重および荷重周期で応力分布画像を得ることが可能であった。

2. ストレインゲージ法により得られた面積ひずみの結果と赤外線応力画像法により得られた応力分布画像はほぼ一致した。

3. 赤外線応力画像法は、ずり応力の観察には困難と考えられた。

4. 赤外線応力画像法とストレインゲージ法とを併用することにより相互の欠点を補うことが可能であると考えられた。

以上のことより、赤外線応力画像法は従来の研究方法よりもより生体に近い条件下での解析が可能であることが示唆された。

文 献

- 1) Körber, K.: Zahnärztliche Prothetik BD 1, Funktionslehre, Gnathologie, Traumatologie, 88~95, Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1975.
- 2) Sharry, J.J., Askew, H.C. and Hoyer, H.: Influence of artificial tooth forms on bone deformation beneath complete dentures, J Dent Res, 39: 253~266, 1960.
- 3) Huelke, D.F.: Mechanics in the production of mandibular fractures: A study with the "Stress-coat" technique I. Symphyseal impacts, J Dent Res, 40: 1042~1056, 1961.
- 4) Weiss, L.: Static loading of the mandible, Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 19: 253~262, 1965.
- 5) Mongini, F., Preti, G., Calderale, P.M. et al.: Experimental strain analysis on the mandibular condyle under various condition, Med Biol Eng Comput, 19: 521~523, 1981.
- 6) Standlee, J.P., Caputo, A.A. and Ralph, J.P.: The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint, J Oral Rehabil, 8: 391~400, 1981.
- 7) Pezzoli, M., Rossetto, M. and Calderale, P.M.: Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity, J Prosthet Dent, 56: 329~337, 1986.
- 8) 飯原 仁: 歯の3次元的動きに関する研究—種々の隣接接触関係における模型実験—, 補綴誌, 24: 735~756, 1980.
- 9) 南 暢彦: 側方荷重に対する歯および下顎骨の力学的反応について, 補綴誌, 24: 703~715, 1980.
- 10) Sugimura, T., Kakudo, Y., Matsumoto, T. et al.: Dynamic responses of the tooth and mandible to occlusal force, J Osaka Dent Univ, 17: 51~64, 1983.
- 11) 大曲孝治, 岡本隆士, 池田 博ほか: 咬合力の歯槽骨吸収・歯牙欠損のみられる歯牙・歯周組織および下顎骨に及ぼす応力に関する力学的研究, 補綴誌, 23: 445~452, 1979.
- 12) 渡瀬状子, 高村 浩, 岩田 徹ほか: 顎関節を含む下顎骨における咬合力の力学的影響に関する研究, 補綴誌, 25: 569~575, 1981.
- 13) 鈴木弘之, 井口修一郎, 宮川 修ほか: 咬筋の付着部位および走向が下顎骨の応力分布および咬合力に与える影響, 日矯歯誌, 43: 497~506, 1984.
- 14) 鹿島隆雄: 咀嚼によって顔面頭蓋に生ずる応力分布から見た, 人顔面頭蓋の形態学的研究 第一編: 顔面頭蓋に生ずる応力と特色, 及び主応力方向と Spalt-line との関連性について, 歯科学報, 66: 693~714, 1966.
- 15) 尾上祐悦, 前田憲昭, 石川俊明ほか: 顔面骨の骨折に関する生体力学的研究—第1報 静的荷重下の歪分布の計測—, 日口外誌, 33: 1932~1937, 1987.
- 16) 岡野雅一: 下顎骨の力学的対応に関する基礎的研究, 日大口腔科学, 15: 258~275, 1989.
- 17) 白井英俊: J-hook head-gear 牽引による顔面頭蓋への影響に関する研究—ストレインゲージ法による研究—, 日大口腔科学, 16: 274~293, 1990.
- 18) 沖野節三: 総義歯補綴学, 644~646, 永末書店, 京都, 1980.
- 19) Duncan, J.L. and Cummings, W.M.: Thermoerastic stress analysis of fresh bone, first international conference stress analysis by thermoerastic techniques, 10: 1~4, 1984.
- 20) 立石哲也, 兵藤行志, 福林 徹: 赤外線応力画像法の人工関節設計評価への応用 (第一報), 日整会誌, 61: 118, 1987.
- 21) 兵藤行志, 立石哲也, 福林 徹: 赤外線応力画像法の人工関節設計評価への応用 (第二報), 日整会誌, 61: 118, 1987.
- 22) 城野利盛: 赤外線応力画像法の補綴学領域への応用—人工臼歯の応力分布に関する基礎的研究—, 日大口腔科学, 14: 246~257, 1988.
- 23) 城野利盛, 佐藤正喜, 園田一成ほか: 赤外線応力画像法の補綴領域への応用 (第2報)—唾液の存在を踏まえた人工臼歯の応力分布に関する基礎的研究—, 日大口腔科学, 16: 302~309, 1990.
- 24) 三谷春保: 咀嚼筋の筋電図とその臨床応用: 顎運動とそのメカニズム, 東京医科歯科大学歯学部顎口腔総合研究施設編, 242~256, 日本歯科評論社, 東京, 1976.
- 25) 共和電業企画部編: ひずみゲージ基礎講習会テキスト (講義編), 107~112, 共和電業, 東京, 1984.
- 26) 水野正夫: 材料力学大要, 32~36, 養賢堂, 東京, 1981.
- 27) John, Wulff (大塚類三・生嶋 明): Structure and Property of Material III (Mechanical Behavior) (材料科学入門III (機械的性質)), 42~45, 岩波書店, 東京, 1967) 1965.

図 3 赤外線応力画像法のブロックダイアグラムおよび TV モニタに表示される応力分布のカラー表示

図 5 条件Aにおいて第一小臼歯を荷重した場合の荷重側の応力分布パターン

図 7 条件Aにおいて第一大臼歯を荷重した場合の荷重側の応力分布パターン

図 6 条件Aにおいて第一小臼歯を荷重した場合の非荷重側の応力分布パターン

図 8 条件Aにおいて第一大臼歯を荷重した場合の非荷重側の応力分布パターン