Diaphragm Pressure Sensor を応用した 局所負担圧測定装置について

高橋 宏嘉 棚木 徹也 森戸 光彦
細井 紀雄 滝新 典生* 尾花 甚一*

Application of Diaphragm Pressure Sensors to Measuring Pressures Against Tissues Supporting Dentures

Hiro Yoshi Takahashi, Genya Tochigi, Mitsuhiro Morito,
Toshio Hosoi, Norio Takishin*, Jin-ichi Obana*

I. 緒 言

粘膜負担性義歯の機能時における状態を解明するために、義歯の動き¹⁻⁶⁾、床のたわみ⁷⁻¹¹⁾、咬合力¹²⁻²³⁾などに関する研究が従来数多く報告されている。しかし、床下粘膜が実際に負担している咬合圧、咀嚼圧の測定に関しては、研究者により測定方法が異なり、測定値の信頼性もかならずしも高いとは言えないのが、現状である²⁴⁻³²⁾。

そこで、我々は、義歯床下粘膜が咬合力を支える際の負担圧について、より正確な測定を行うために、Diaphragm Pressure Sensor の応用を試みた。

Diaphragm Pressure Sensor (図1) は、本来、液体や気体の圧力測定に用いられている圧力素子である。したがって粘膜などの粘弾性体の圧力を測定するためには、粘弾性体の Sensor 出力電圧感度を知る必要がある^{28,31,33)}。さらに、測定に影響を与える可能性のある因子についても検討を加えなければならない。

今回は、主として、Diaphragm Pressure Sensor の粘

図1 Diaphragm pressure sensor (PS-10KB) の断面模式図

弾性体における出力電圧感度と、Sensor に影響を与えると思われる種々の因子に関する実験を行い、本装置の実験精度、ならびに信頼性について知見が得られたので報告する。

II. 装置および実験方法

1. 局所負担圧測定装置

局所負担圧測定装置のブロック・ダイアグラムを図2

鶴見大学歯学部歯科補綴学第三講座（主任：細井紀雄教授）

* 鶴見大学歯学部歯科補綴学第一講座（主任：尾花甚一教授）
The Third Department of Prosthetic Dentistry, School of Dental Medicine, Tsurumi University (Chief: Prof. Toshio Hosoi)

* The First Department of Prosthetic Dentistry, School of Dental Medicine, Tsurumi University (Chief: Prof. Jin-ichi Obana)

昭和57年4月23日受付

図 2 局所負担圧測定装置のブロック・ダイアグラム

図 3 顎粘膜模型

図 4 加圧子の主要寸法

に示す。

Diaphragm Pressure Sensor (共和電業社製 PS-10 KB) の出力電圧は、動歪測定器 (共和電業社製 DPM-210A) で増幅され、これをデジタル電圧計 (John Fluke Mfg. CO. 製 8024 A) で読み取り測定した。なお圧力の経時変化などを記録する場合は、電磁オシログラフ (共和電業社製 RMS-11) を用いれば容易に測定できる。

図 5 顎粘膜模型上での荷重試験

2. 粘弾性体における Sensor 出力電圧感度の測定

顎粘膜は、粘弾性体の一種と考えられている^{35,36)}。この粘弾性体に対する PS-10 KB の出力電圧感度を知るため、顎粘膜に硬さが近似したゴムから成る顎粘膜模型 (a, b, c) を製作した³⁵⁻³⁹⁾ (図 3)。なお、顎粘膜模型の硬さは、佐藤⁴⁰⁾の被圧縮度計で 83.8, 75.2, 62.2 の 3 種とした。加圧子は、義歯床を想定したアクリル樹脂製とし、加圧面は縦 4.0 cm 横 1.5 cm とした (図 4)。なお、Sensor は加圧面の中心点に取り付けた。この加圧子を顎粘膜模型上に乗せ、荷重を加え、Sensor の出力電圧を測定した。荷重量は 3, 6, 12, 18, 24, 30, 36 kg の 7 段階とした (図 5)。

さらに口腔内での測定においては唾液の影響を考慮する必要があるため、加圧子と顎粘膜模型の間に水を介在させて上記の荷重量による荷重試験を行った。なお、実験室の温度は、 $20 \pm 1^\circ\text{C}$ とした。

図 6 Sensor 受圧面が加圧面と同一平面にあるもの、0.1 mm 突出しているもの、0.1 mm 陥凹しているもの、3 種の加圧子 (A,B,C)

3. 測定における誤差因子

測定の際、考慮する必要があると思われる誤差因子として、以下の 5 項目について実験を行った。

1) Sensor 受圧面が加圧面と同一平面に設定されなかった場合の影響

Sensor を加圧子に取り付ける際、Sensor 受圧面が加圧面よりも陥凹して取り付けられたり、逆に加圧面よりも突出して取り付けられた場合、測定に影響を及ぼすと考えられる。このため、Sensor 受圧面が加圧面と同一平面にあるもの、0.1 mm 突出しているもの、0.1 mm 陥凹しているものの 3 種の加圧子を用い、その影響を検討した (図 6)。

2) Sensor を長時間水中に係留した場合の影響

義歯床に Sensor を取り付け、実際に口腔内で測定を行う場合、Sensor は長時間、唾液中に置かれることになる。このように唾液中あるいは水中において Sensor が受ける影響を調べるため、加圧子に取り付けた Sensor 受圧部を 48 時間水中 (室温) に放置した後、顎粘膜模型 b を用い水介在下で荷重試験を行い、測定した。

3) 温度の影響

Sensor (PS-10 KB) は、周囲の温度変化によって 0 点および感度に影響を受けると言われている。0 点のシフトに関しては、Sensor を測定部の温度と同一にしてからホイストン・ブリッジの平衡をとれば良いので問題はないと考えられる。しかし、感度の変化があると測定値の温度補正が問題になる³⁴⁾。そこで、20°C と 37°C 水介在下で荷重試験を行い比較した。

なお、37°C における測定は、37°C 温水中にて加圧子、顎粘膜模型を加温し、取り出した後、ただちに荷重試験

図 7 顎粘膜模型の硬さの違いによる Sensor 出力電圧の比較

を行った。

4) リード線の長さによる影響

動歪測定器付属の同軸ケーブルの端子と Sensor を結ぶリード線は、その抵抗値が測定に影響を与えるので、リード線の線径、長さについて考慮する必要がある³⁴⁾。そこでリード線は線径 0.2 mm、10 心の銅線を使用し、長さを 100 cm と 200 cm の 2 種類として両者を比較した。

5) Sensor の接着固定による影響

Sensor を加圧子に取り付ける場合、接着固定により Sensor 出力電圧感度に影響を与える恐れがある。そこで Sensor 単体の場合と、加圧子に接着固定した後での Sensor 出力電圧感度を比較するため、2 個の Sensor を加圧子に取り付ける前と後で油圧を加え、Sensor 出力電圧を測定した。油圧は 2, 4, 6, 8, 10 kg/cm² の 5 段階とした。なお加圧子への接着には、シアノアクリレート系接着剤を用いた。

III. 結 果

1. 粘弾性体における Sensor 出力電圧感度の測定

結果を図 7 に示す。図中 d は、油圧に対する Sensor 出力電圧である。顎粘膜模型における Sensor 出力電圧感度は、油圧の場合と差が認められた。(Analysis of Variance P(0.001))

加圧子と顎粘膜模型の間に水を介在させた場合 (in Water) は、水を介在させなかった場合 (in Air) と比較すると a, b, c すべての顎粘膜模型において、Sensor 出力電圧感度は油圧の場合に近づいた (図 8)。

2. 測定における誤差因子

1) Sensor 受圧面が加圧面と同一平面に設定されなかった場合の影響

図 8 顎粘膜模型の硬さの違いによる Sensor 出力電圧の比較

図 11 温度による影響

図 9 Sensor 受圧面が加圧面と同一平面上に設定されなかった場合の影響

図 12 リード線の長さの影響

図 10 Sensor 受圧部を 48 時間水中に保留した場合の影響

結果を図 9 に示す. Sensor 受圧面の位置がずれている場合の Sensor 出力電圧感度は, 正しく取り付けられた場合と比較して有意の差が認められた (Analysis of Variance $P < 0.01$).

2) Sensor を長時間水中に保留した場合の影響

Sensor 受圧部を 48 時間水中に保留した後も, Sensor 出力電圧感度に差は認められなかった (図 10) (Analysis of Variance $P > 0.05$).

3) 温度の影響

Sensor 周囲の温度が 20°C と 37°C における Sensor

表 1 Sensor の接着固定による影響

SENSOR: No. 1

圧 力 kg/cm ²	出力電圧・前 mV/V	出力電圧・後 mV/V	出力電圧の変化 %
2	0.186	0.185	-0.54
4	0.371	0.371	0.00
6	0.557	0.557	0.00
8	0.742	0.744	0.27
10	0.928	0.929	0.11

SENSOR: No. 2

圧 力 kg/cm ²	出力電圧・前 mV/V	出力電圧・後 mV/V	出力電圧の変化 %
2	0.182	0.183	0.54
4	0.364	0.362	-0.55
6	0.546	0.546	0.00
8	0.728	0.728	0.00
10	0.910	0.910	0.00

出力電圧感度は, 図 11 に示す通りであり, 差は認められなかった (Analysis of Variance $P > 0.05$).

4) リード線の長さの影響

リード線の長さ 100 cm と 200 cm における Sensor 出力電圧感度は, 図 12 に示す通りで差は認められな

った (Analysis of Variance $P > 0.05$).

5) Sensor の接着固定による影響

Sensor を加圧子に接着固定する前と後では、油圧における Sensor 出力電圧感度の差は最大 0.55% であった (表 1).

IV. 考 察

1. 粘弾性体における Sensor 出力電圧感度について

Diaphragm Pressure Sensor は、主に液体や気体の圧力の測定に用いられる。油圧に対する Sensor 出力電圧感度は、Oil Chamber に Sensor を封入して圧力を加え、各圧力に対する Sensor 出力電圧を測定することによって得られる。

本実験のように、顎粘膜模型で加圧子に荷重を加えた時の Sensor 出力電圧感度は、油圧の場合と比較すると高い値となり、しかも硬い顎粘膜模型ほど高くなる傾向が認められた。しかし、これらの比較は加圧面下の顎粘膜模型が、圧力を均等に負担していることを前提条件としている。この圧力を均等に負担しているかという点に関して佐久間⁴¹⁾は、粘膜が義歯床から受ける圧力は、均一にならないことを示唆しており、黒田²⁹⁾は実験的に円板型の加圧子を用い、中央部と辺縁部では局所負担圧に差の生じることを報告している。

今回の実験においても、加圧面下における応力分布が一定でないことが考えられるため、加圧面の中心点における Sensor 出力電圧の測定だけで、粘弾性体における圧と油圧に対する Sensor 出力電圧感度に差がある、と断定するのは危険である。

粘弾性体における PS-10 KB の Sensor 出力電圧感度を決定するには、加圧面下の負担圧の分布等に関しても検討を加える必要があると考えられる。

2. 測定における誤差因子の影響

1) Sensor 受圧面が加圧面と同一平面に設定されなかった場合の影響

顎粘膜などの粘弾性体においては、Sensor の受圧面が突出している場合は、周囲の部分よりも高い圧を受け、陥凹している場合は、粘弾性体の Flow が悪いので周囲よりも低い圧を受けることが考えられる。実験の結果も予想を裏づけた結果となった。なお今回は、被圧縮度 75.2 の顎粘膜模型における実験結果を報告したが、Sensor 受圧面の取り付け誤差の影響は、硬い顎粘膜模型ほど大きくなる傾向が認められた。したがって負担圧の

測定にあたっては、可及的に Sensor 受圧面を加圧面と同一平面上に取り付けるよう注意を払う必要がある。

2) Sensor を長時間水中に保留した場合の影響

Sensor の接合部などからの水の漏洩があった場合、測定値に影響する可能性がある。実験の結果、水中保留の後でも測定値への影響は認められなかった。本実験に用いた PS-10 KB は、接合部のシーリングに問題はないと考えられる。

3) 温度の影響

PS-10 KB に用いられている Strain gage は、自己温度補償型ではなく、周囲の温度変化によって、0 点のシフトや Sensor 出力電圧感度の変化がおこる。実際、臨床において用いる際の口腔内温度は 37°C 以下と考えられるので、20°C と 37°C における測定値の比較を行った。

結果は前述したごとく、0 点のシフト、および Sensor 出力電圧感度の変化に関して影響はないと考えられるが、口腔内での測定の際は、温度の変化をできるだけ少なくする配慮が必要である。

4) リード線の長さによる影響

リード線も長くなるとそれ自身の抵抗値が測定に影響を及ぼすと言われている。実際臨床で用いる場合、Sensor を結ぶリード線は長くても 200 cm くらいと考えられるので、100 cm と 200 cm のリード線を用いて比較したが、Sensor 出力電圧感度に差は認められなかった。したがって、200 cm 程度の長さまでは長さの違いによる影響は受けないと考えて良い。

5) Sensor の接着固定による影響

Diaphragm Pressure Sensor は、Diaphragm 部が外圧によって歪み、その歪みを Strain gage が感知するため Diaphragm 部以外から Sensor に強い力を受けると測定に誤差を生じる可能性がある。今回の実験においても、Sensor 出力電圧感度に影響が出る可能性があったので、接着固定する前と後とで測定値を比較したが、差は極めて少なかった。しかし、臨床に应用する場合、義歯床が薄く、床が歪みやすい部位に Sensor を取り付けると応力集中が起り、Sensor の出力電圧を変化させる可能性があるので取り付けには十分な配慮が必要である。

V. 結 論

義歯床下粘膜の局所負担圧を測定することを目的として、Diaphragm Pressure Sensor に着目し、その応用を試みた。

Sensor ならびに装置の概要を紹介し、さらに臨床応用への前段階として、粘弾性を有する顎粘膜模型上で Sensor の感度特性、および測定に影響を与える因子について実験を行い、以下の結論を得た。

1. 加圧面の中央に Sensor を取り付けた場合、同一の荷重量に対し Sensor 出力電圧は顎粘膜模型が硬くなる程高くなった。
2. 粘弾性体における PS-10 KB の Sensor 出力電圧感度を決定するには、さらに加圧面下の負担圧の分布に関しても検討を加える必要が認められた。
3. Sensor 受圧面と顎粘膜の間に水を介在させた場合、水を介在させなかった場合よりも sensor 出力電圧は低くなった。
4. Sensor 受圧面が義歯床基底面と同一平面でない場合、Sensor 出力電圧に差が生じた。したがって、Sensor の取り付けには細心の注意を要する。
5. Sensor を長時間、水中に保留しても、Sensor 出力電圧感度に変化は認められなかった。
6. 臨床において考えられる温度範囲では、Sensor 出力電圧感度の変化は認められなかった。
7. リード線の長さの違いによる Sensor 出力電圧感度の差は認められなかった。
8. Sensor を加圧子に接着固定することによる Sensor 出力電圧感度の変化は 1 % 以下であった。

本研究の要旨の一部は第 68 回日本補綴歯科学会学術大会において発表した。

文 献

- 1) 内山洋一：下顎運動時における全部床義歯の動揺について、第 1 報 頭部 X 線規格写真による研究、補綴誌、9：40~63, 1965.
- 2) 内山洋一：下顎運動時における全部床義歯の動揺について、第 2 報 電気的記録装置による研究、補綴誌、9：64~82, 1965.
- 3) 宮下恒太：顎粘膜の局所被圧変位度と咬合力による義歯床の沈下度とに関する研究、歯科学報、70：38~68, 1970.
- 4) 岸 正孝：歯槽堤粘膜の被圧変位性に関する加圧面の面積と変位量との関係についての実験的研究、歯科学報、72：1043~1071, 1972.
- 5) 大草洋志：下顎両側性遊離端義歯の咀嚼時の移動量、補綴誌、20：551~562, 1976.
- 6) 細見洋泰：下顎両側性遊離端義歯の人工歯形態が咀嚼時の義歯動態におよぼす影響、補綴誌、24：284~300, 1980.
- 7) Regli, C.P. and Goskill, H.L. : Denture base deformation during function, J. Prosthet. Dent., 4：548~554, 1954.
- 8) Lambrecht, J.R. and Kydd, W.L. : A functional stress analysis of the maxillary complete denture base, J. Prosthet. Dent., 12：865~872, 1962.
- 9) Kydd, W.L. : Complete denture base deformation with varied occlusal tooth form, J. Prosthet. Dent., 6：714~718, 1956.
- 10) 杉田英雄：応力塗料による義歯床の応力分布、歯理工誌、8：126~137, 1967.
- 11) 宮入裕夫：義歯床の変形と破折、DE, 39：33~39, 1976.
- 12) Boos, R.H. : Intermaxillary relation established by biting Power, J.A.D.A., 27：1192~1199, 1940.
- 13) Howell, A.H., Manly, R.S. : An electronic strain gauge for measuring oral forces, J.D. Res., 27：705~712, 1948.
- 14) Howell, A.H., Brudevold, F. : Vertical forces used during chewing of food, J.D. Res., 29：133~136, 1950.
- 15) Brudevold, F. : A basic study of the chewing forces of a denture wearer, J.A.D.A., 43：45~51, 1951.
- 16) 森谷良彦：総義歯の咬合力に関する研究補遺、補綴誌、17：223~237, 1967.
- 17) 佐々川明：局部床義歯の設計と同義歯の咀嚼力との関係について、補綴誌、12：53~75, 1968.
- 18) 森谷良彦、深水皓三：半導体歪素子を応用した各歯の咬合力・咀嚼力の測定装置の新考案、開発、補綴誌、17：223~231, 1973.
- 19) 深水皓三：総義歯の第 1 大臼歯部における咀嚼力および咬合力に関する研究、補綴誌、17：491~515, 1974.
- 20) 平林健彦：種々な下顎位における咬合力に関する研究、補綴誌、18：337~360, 1975.
- 21) 遠藤憲史：総義歯における咬合高径の相違による咀嚼力および咬合力に関する研究、第 1 報 第 1 大臼歯について、補綴誌、20：755~771, 1976.
- 22) 久松正洋：総義歯における人工臼歯の咬合面形態の相違による咀嚼力および咬合力に関する研究、補綴誌、22：15~35, 1978.
- 23) 岡根秀明、橋田博文、津島隆司、佐々木元、長沢 亨、津留宏道：総義歯の床面積が咬合力の発現に及ぼす影響に関する実験的研究、補綴誌、23：428~436, 1979.
- 24) Frechette, A.R. : Masticatory forces associated with the use of various types of artificial teeth, J. Prosthet. Dent., 5：252~267, 1955.

- 25) Stromberg, W.R. : A method measuring forces of dentur bases against supporting tissues, J. Prosthet. Dent., 5 : 268~288, 1955.
- 26) Kaires, A.K. : Partial denture design and its relation to force distribution and masticatory performance, J. Prosthet. Dent., 6 : 672~683, 1956.
- 27) Kaires, A.K. : A study of partial denture design and masticatory pressures in a mandibular bilateral distal extension case, J. Prosthet. Dent., 8 : 340~350, 1958.
- 28) Lawson, W.A. : The validity of a method used for measuring masticatory forces, J. Prosthet. Dent., 10 : 99~111, 1960.
- 29) 黒田昌彦 : 義歯床下粘膜の負担圧の分布状態に関する実験的研究, 歯科学報, 71 : 1445~1474, 1971.
- 30) Cutright, D.E., Brudvik, J.S., Gay, W.D. and Selting, W.J. : Tissue pressure under complete maxillary dentures, J. Prosthet. Dent., 35 : 160~170, 1976.
- 31) Kelsey C.C., Reid, F.D. and Coplowitz, J.A. : A method of measuring pressures against tissues supporting functioning complete dentures, J. Prosthet. Dent., 35 : 376~383, 1976.
- 32) Roedema, W.H. : Relationship between the width of the occlusal tube and pressures under dentures during function, J. Prosthet. Dent., 36 : 24~34, 1976.
- 33) Fitzgerald, J.E. and Hufferd, W.L. : Interaction of a Diaphragm pressure gage with a viscoelastic halfspace, Experimental Mechanics, July : 247~265, 1970.
- 34) 渡辺 理 : ひずみゲージとその応用, 9 版, 日刊工業新聞社, 東京, 1978.
- 35) Kydd, W.L. and Mandley, J. : The stiffness of paratal mucoperiosteum, J. Prosthet. Dent., 18 : 116~121, 1967.
- 36) Kydd, W.L., Daly, C.H. and Wheeler, J.B. : The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo, Int. Dent. J., 21 : 432~441, 1971.
- 37) 田中資郎 : 口蓋粘膜のクリープに関する研究, 補綴誌, 14 : 358~379, 1973.
- 38) 高橋宏嘉, 三輪悦子, 滝新典生, 森戸光彦, 細井紀雄, 尾花甚一 : ホワイト・シリコーンの物理学的性質について, 第 3 報 被圧縮度の異なる顎粘膜型における非膜厚さ, 補綴誌, 25 : 649~658, 1981.
- 39) 三輪悦子 : 義歯床の適合試験に関する実験的研究—顎堤の形態と咬合力の影響について—, 鶴見歯学, 8 : 35~54, 1982.
- 40) 佐藤 裕 : 改良を施した顎粘膜被圧縮度測定装置, 補綴誌, 8 : 14~27, 1959.
- 41) 佐久間孔毅 : 無歯顎印象採得のレオロジーによる検討, 歯材器誌, 12 号, 79~124, 1965.