

2

非接触微小変位センサーによる歯の動態観察

第1報 装置の概要と測定方法

五十嵐順正 藍 稔

Observation of the Tooth Support Dynamics

Part 1. Non-Contact Sensor System

Yoshimasa Igarashi and Minoru Ai

細
高
賢

非接触微小変位センサーによる歯の動態観察

第1報 装置の概要と測定方法

五十嵐順正 藍 稔

Observation of the Tooth Support Dynamics

Part 1. Non-Contact Sensor System

Yoshimasa Igarashi and Minoru Ai

I. 緒言

歯周組織の機能状態を知ることは、補綴治療に先立っての補綴物の設計に関する基本的なデータとして、また治療後において設計の妥当性、処置の永続性を客観的に評価する方法として有意義である。

今日、歯周組織の機能状態の判定には歯の動揺度測定を行い、これを評価することが広く知られている。歯の動揺度測定を客観的に行う方法については、従来より多くの研究がなされているが、それらは方法的に2つに大別される。

1つは、Mühlemann¹⁾, Dolder²⁾, O'Leary³⁾, Rudd⁴⁾, 石橋ら⁵⁾による機械的な変位測定方式で、ある既知の加重量に対する歯の変位量を、おもにダイヤルゲージなどで読みとる方法である。また1つは1960年頃より行われてきた歯の変位を電気的に変換して測定、記録する方法である。これは電気的変換機構、つまりトランスジューサまたはセンサーの種類によって、(1) ストレインゲージを応用するもの：Picton⁶⁾, 関根ら⁷⁾, 松元ら⁸⁻¹¹⁾, 加藤ら¹²⁾, (2) 小型の差動トランスを応用するもの：Hofmann¹³⁾, Parfitt¹⁴⁾, (3) 磁力を応用するもの：田中¹⁵⁾, (4) 非接触型のセンサーを応用するもの：Körber¹⁶⁾, Christidou¹⁷⁾などに分けられる。このうち(1)(2)(3)は接触プローブを有しており、測定圧は(3)を除いてかなりの

値(10数gf)に達すると思われる。

接触型プローブを有し、測定圧も大きなものでは、接触型であるため測定圧を0とすることができず、したがって歯の動きの自由な様相をとらえることは容易でない。静的な動揺度の測定はともかく、動的な歯の運動測定は困難である。また、機械的な変位伝達機構を有するため、測定結果にアーチファクトを拾いやすく、一方トランスジューサ(センサー)部がかなり大きく、口腔内での使用が困難な場合があるなどの問題があり、総じて機能時の歯の運動測定には適当とはいえない。

しかし、こうした問題は非接触方式のセンサーによれば、かなりの点が克服されるものと考えられる。つまり、非接触方式のセンサーでは、(1) 測定圧を0としうる、(2) 機械的な変位伝達機構が不要であり、センサーを小型化しやすい。また、静的および動的な測定が可能である。(3) 機能時の歯の動態観察が可能となる、(4) 小型センサーを使用して、数歯にわたる同時測定ができる。などの利点が考えられる。こうした非接触方式による歯の運動測定は、すでに Körber 以来 Heners¹⁸⁾, Siebert¹⁹⁾によって行われており、歯周組織の外傷、補綴物の装着による維持歯の動揺の変化などについての研究が行われている。

著者らは Körber らの装置と同様の原理に基づく測定装置を考案し、実用するに至ったが、ここでは装置の概要とそれによる測定法について報告する。

II. 測定装置の概要

1. 原理

本装置の原理は、コイルに交流電流を通じた際に金属

東京医科歯科大学歯学部第1歯科補綴学教室(主任:藍 稔教授)

The First Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University (Chief: Prof. Minoru Ai)

昭和55年5月29日受付

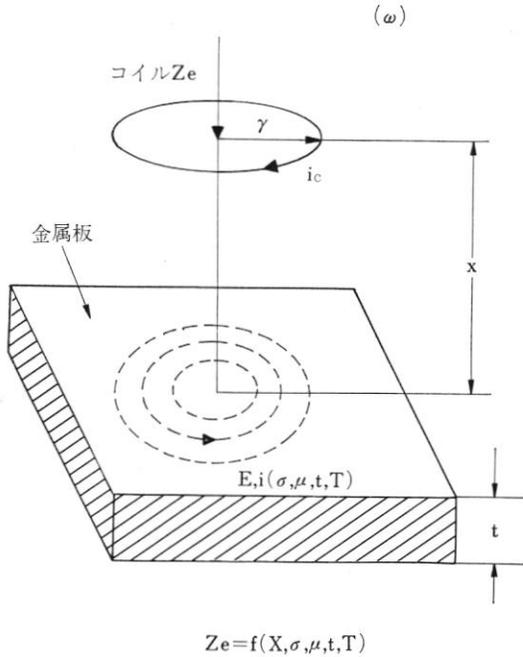
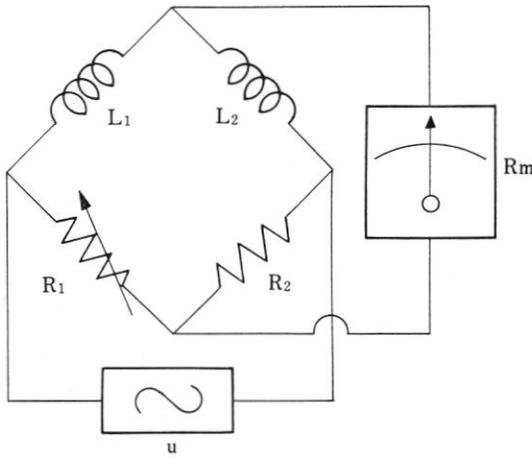


図1 うず電流効果の説明, および関係式



交流ブリッジ回路

図2 交流ブリッジ回路

板と、コイル間に発生するうず電流の効果を変位測定に応用したものである。いま導電率 σ 、透磁率 μ 、厚さ t 、温度 T の金属板に対して、距離 x を隔てて半径 r のコイルに、角周波数 ω の交番電流 i_c (ω) を流す(図1)。このとき、金属板中には図のように誘導電圧 E によってうず電流 i が生じる。このうず電流は必然的にコイルのインピーダンス Z_e に変化分をもたらす。 Z_e は次の関数で表される。

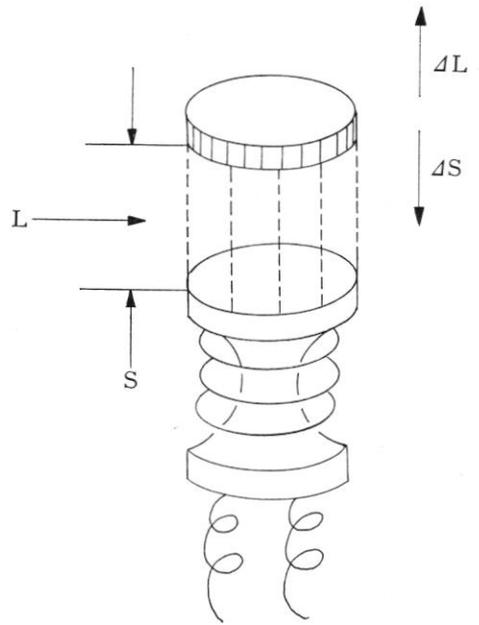


図3 うず電流変位センサー

S: 設定距離 ΔS : 変位
L: コイル容量 ΔL : 容量変化分

$$Z_e = f(x, \sigma, \mu, t, T) \dots \dots \dots \textcircled{1}$$

ここで金属板の σ, μ, t, T = 一定とした場合、これはうず電流変位センサーとしての応用が可能となる。

コイルのインピーダンス変化分は交流ブリッジにより検知できる(図2)。つまり、この交流ブリッジ回路で u を交流入力、 L_1, L_2 をおのおののコイルのインダクタンス、 R_1 を可変抵抗、 R_2 を固定抵抗とすると、 $L_1/L_2 = R_1/R_2$ のとき R_m の電圧は $\pm 0V$ である。いまブリッジ各辺を構成するインピーダンスに変化が生じると、 R_m に流れる電流 I_m は、オーム、キルヒホッフの法則により次式で表わされる²⁰⁾。

$$I_m = \frac{\frac{L_1}{L_1 + L_2} - \frac{R_1}{R_1 + R_2}}{\frac{L_1 \cdot L_2}{L_1 + L_2} + \frac{R_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2} + R_m}$$

したがって、うず電流効果を用いた非接触変位測定の場合、距離の変化をコイルのインピーダンス変化として変換し、ブリッジ回路を組むことによって電氣的に測定できることになる。

図3に示すようにコイルとこれに対向する金属板の距離を S 、コイルのインピーダンス分を L とし、金属板の変位による距離の変化分を ΔS 、これに伴うコイルのインピーダンス変化分を ΔL とすると、次の関係式が実験

的に得られる。

$$\frac{\Delta L}{L} = \frac{\Delta S}{S} = \lambda \text{ (一定)} \dots\dots\dots ②$$

この関係は初めに述べたように式①に示す、 σ, μ, t, T が一定で、 $\Delta S \ll S$ なる場合に成立する。すなわち、初めの距離に対して変位が小さい場合に、歪みのない正確な比例関係が得られる。本装置の場合、 ΔS の範囲は後述のように S の 1/10 ないし 1/5 程度と考えられる。

なお、うず電流変位センサーの特長は非接触、連続測定が可能なることであり、信頼性も高いといわれている。しかし、式①で示したように対応する金属板の物理的性質の影響を直接的に受けるので、それぞれに応じた校正が必要となる。 σ, μ は均質材料の場合には一定とみなしうるが、対応する金属板が特に磁性金属の場合には、残留磁気や外乱磁気の影響を受けやすく、留意する必要がある²¹⁾。

2. センサー

変位を電位に変換するコイルセンサー部の構造は、コイルを可及的に小さく、また磁束が強くなるようにフェライトコアを露出させ、しかもコイルの巻線が機械的に保護されるように、コイルをベークライト小コア中に包埋し、導線接続部はシアノアクリレート接着剤と即時重合レジンで強化、固定した(図 4-a, b, c)。これに対応して変位ターゲットとなる金属板は、コイルコアの直径より大とし、直径 6 mm, 厚さ 0.2 mm, 重さ 0.1 g の鉄板を使用した。

3. ブリッジの構成

インピーダンスブリッジの各四辺を構成するものは、2つのインダクタンスとして 1 mH チョークコイル(TDK, チョークコイル CSL 0609-102K) 2個。固定抵抗として 50Ω/2 W, 可変抵抗として 100Ω ポテンシオメータ(JRM, RR 10)で、コイルの一方を変位変換用センサーとした。ブリッジ電源は歪アンプ(三栄測器, 動ひずみ増幅器 6M 52)を応用し、搬送波交流は 2.5 V, 5 kHz とし、ブリッジ出力は歪みアンプ増幅部を通し、直流に検波して記録計へ送った。ブリッジのバランス調整は増幅器のバランスメータ、およびブリッジ付属のデジタルボルトメータで行った(図 5-a, b)。

4. 測定装置の性能

前述のように、うず電流効果の関係式によればインピーダンス変化分は $Z_e = f(x, \sigma, \mu, t, T)$ なる式から求められるが、本装置における変数 σ, μ, t, T の影響

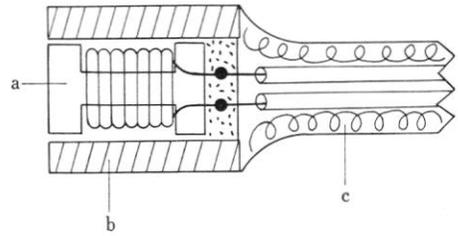


図 4-a

- a : チョークコイル
- b : 5φベークライトコア
- c : 2芯シールド線

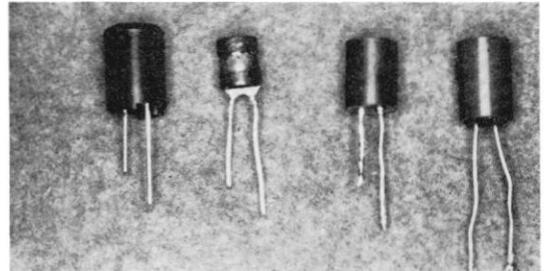


図 4-b チョークコイルをセンサーコイルに調製

- 図左: チョークコイル, カバー付
- 中左: チョークコイル, 単体
- 中右: ベークライトコア中に包埋
- 右: 同上

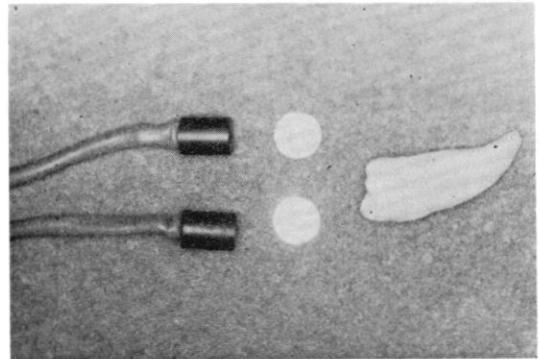


図 4-c センサー, ターゲットの寸法を下顎第2小白歯と比較

については以下のごとく考えられる。

1) 金属板の材質の影響

いま、金属板とセンサー間の距離を一定として、一定温度下でブリッジ回路へ電流を通じ、ブリッジのバランスをとる。その後間もなくブリッジのバランスは崩れていく(図6)。再び調整するとまたバランスは崩れるが、その程度は時間と共に徐々に少なくなっていき、ついに通電後 3.6 分で平衡状態に達する。このようにブリッジ

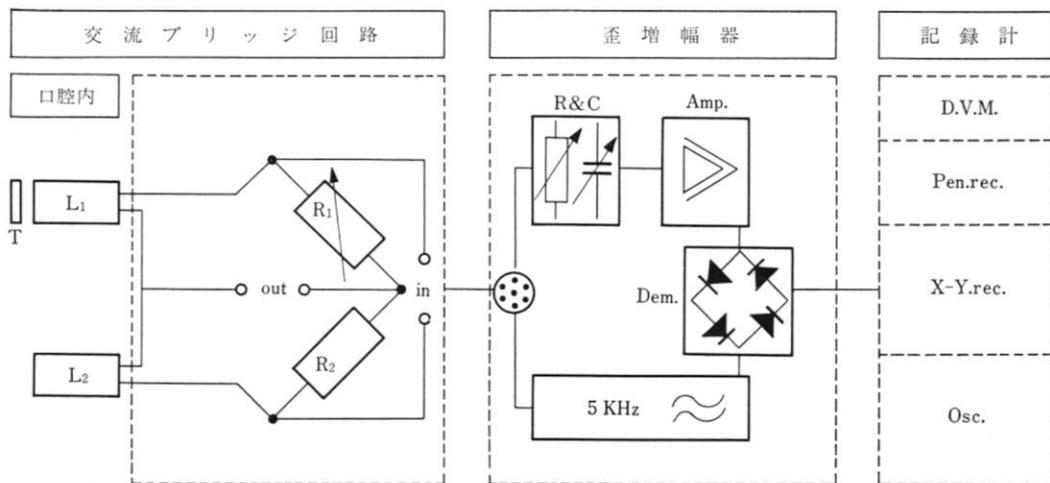


図 5-a 測定装置ブロック図

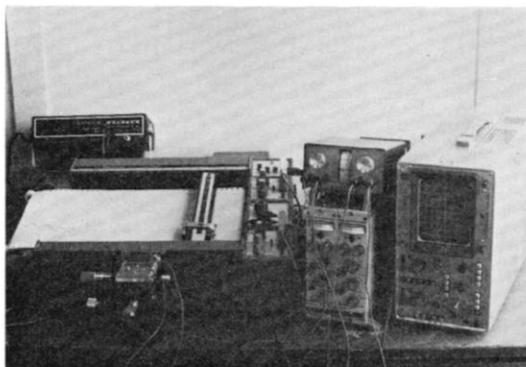


図 5-b 測定装置の1例，歯の脈動測定の場合

のバランスが崩れる原因は、コイルよりの磁界がターゲットである鉄板へ充満する過程であろうとみられ、材質の σ , μ との関連があると考えられるが、ひとたび平衡に達したブリッジバランスは長時間を経過した後も安定であり、8時間後のドリフトは $\pm 17 \text{ mV}$ であった。

2) 環境温度の影響

コイルセンサーおよびターゲットを2組とも、 25°C から 37°C まで加温した際のブリッジの出力は、ターゲットとセンサー間の距離変化が0のときには、各温度において一定である。しかし、距離を $30, 50, 100 \mu\text{m}$ に保った状態では、温度 1°C 上昇あたりの出力は変化して、それぞれ $0.06, 0.3, 0.4\%$ の割合で大きくなっていく。しかし、この変化は再現性があり、同一温度下では常に一定の変位と出力の関係が得られた (図7)。

次に1組のコイルセンサー、およびターゲットに温度変化を与えた場合を検討する。 25°C でバランスしてい

た状態を一気に 36°C まで加温して、すぐに再び 25°C まで冷却する。この温度の変化に応じて出力は $+10 \text{ mV}$ の変化を示すが、約2分で再び平衡状態に戻った (図8)。

3) 環境湿度の影響

28°C の恒温槽において、湿度を気湿付近 (65%) および 100% 、さらに水中という条件下で変位と出力の関係を検討した結果、湿度の高低がブリッジの出力変化に及ぼす影響は全く認められなかった (図9)。

4) ターゲットの側方移動と回転について

うず電流効果を用いる非接触変位測定の場合、測定に用いられるのはコイルの感応面に垂直な方向である。この方向以外にターゲットが変位した際の出力については、以下のごとく考えられる。

(1) ターゲットをコイルの感応面に平行に変位させた場合 (図 10-b)

ターゲットとコイルセンサーを $1,000 \mu\text{m}$ 離して設定し、これよりターゲットをセンサーコイル感応面と、平行に $\pm 200 \mu\text{m}$ まで変位させたときの出力は図11のとおりである。 $\pm 50 \mu\text{m}$ 変位したときの出力は、軸方向変位 $\pm 50 \mu\text{m}$ のときの出力に比べて約 0.8% であった。

(2) ターゲットが回転した場合 (図 10-c)

ターゲットをコイルセンサー感応面から α 度回転変位させた場合、ブリッジの出力は図12のように変化した。ターゲットが 1° 回転すると約 600 mV 、 0.5° 回転すると約 400 mV の出力を生じる (図12)。

5) センサー相互の配置と出力の干渉

近接してセンサーを配置する場合、相互のセンサー間に出力の干渉を生じることが予想される。

ブリッジの平衡性

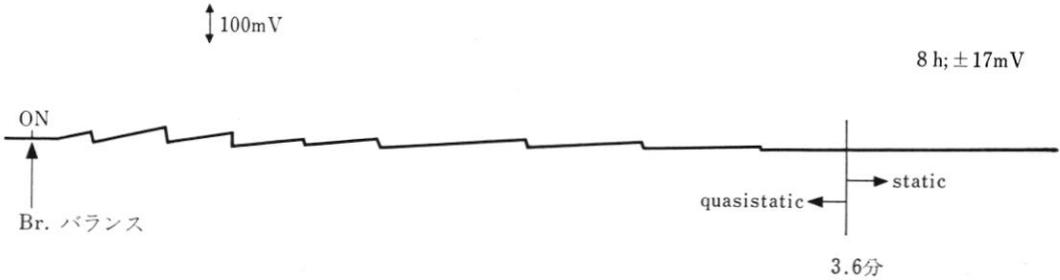


図6 通电後のブリッジの安定性

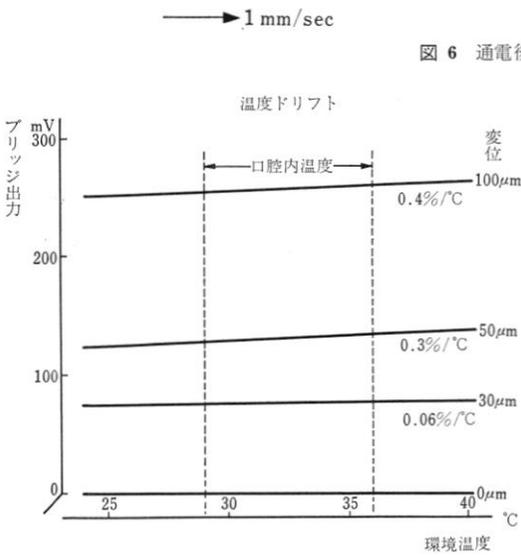


図7 環境温度の変化

センサー，ターゲット2組を加温した場合，各温度における出力は一定である。

- (1) 並行に配置した2つのセンサー間の出力干渉
並行に配置した2つのセンサー相互間の距離を40mmとして，おのおののブリッジのバランスをとり，これより両者を接近させると7mmまでは干渉を生じないが，それ以下に近づくと干渉出力が生じた(図13)。
- (2) 直角に配置した2つのセンサー間の出力干渉
さきと同様にして，2つのセンサー間の距離を小さくしていくと，グラフに実線で示すように15mm以下では常に干渉出力が生じる(図13)。

5. 変位と出力の関係

1) 単一センサーの場合

0~500 μm まで連続的にターゲット，センサー間距離

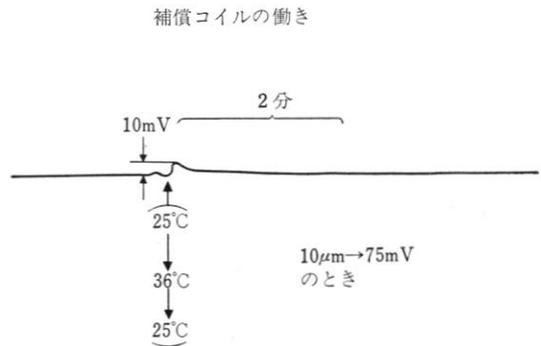


図8 環境温度の変化

センサー，ターゲット1組のみに熱サイクルを与えると約2分でブリッジは平衡となる。

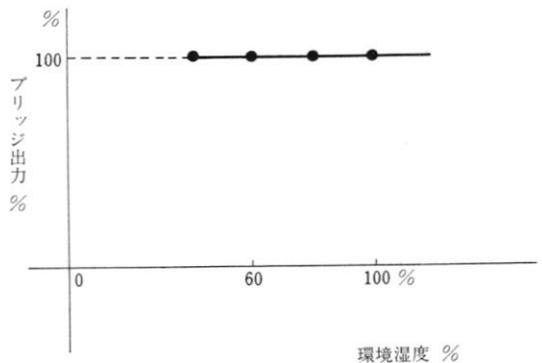


図9 環境湿度の変化とブリッジ出力
湿度変化の影響は認められない。

を変化させた場合のブリッジの出力は曲線的な変化を示す(図14)。しかし，初め一定の距離を設定し，ここより±の変位を与えたときの出力との関係を見ると，設定

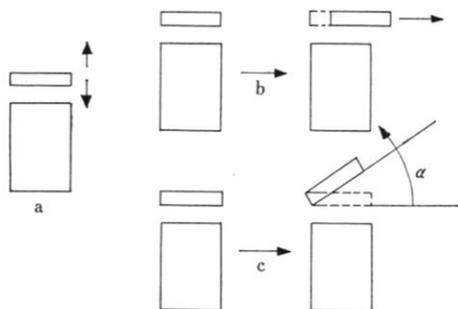


図 10 ターゲットの変位方向

- a : 順方向変位
b : 平行変位
c : 回転変位

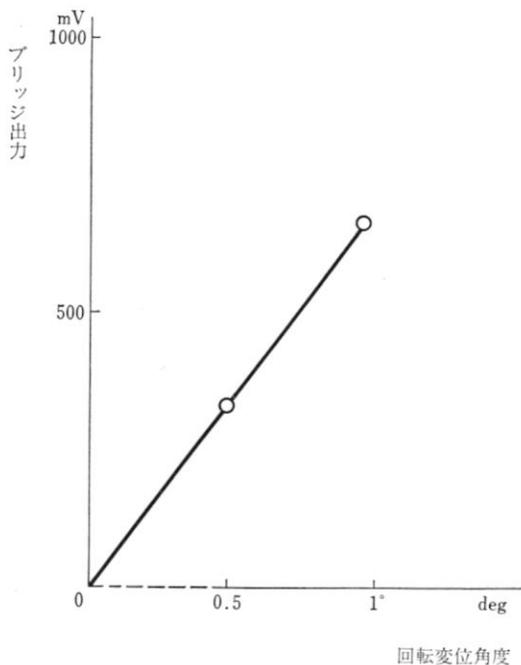


図 12 回転変位の際のブリッジ出力変化

距離 $1,000 \mu\text{m}$ では、 $\pm 100 \mu\text{m}$ の範囲で出力の直線性は最大 $\pm 4\%$ の誤差を示した (図 15)。表 1 には設定距離と測定範囲、および最大誤差を示す。

2) センサーを直角配置にした場合

ターゲット 2 個を直角な面をなすレジンブロック上に設定し、おのおのにセンサーを $1,000 \mu\text{m}$ 離しておく。これより各軸方向に $\pm 50 \mu\text{m}$ の変位を与えた。変位の読みとりには、X-Y ステージに $5 \mu\text{m}$ 直読のマイクロメータ 2 個を送り装置としたもの (共和理研, マニピュレーター K 116 M) を用いた。このときの変位と出力の

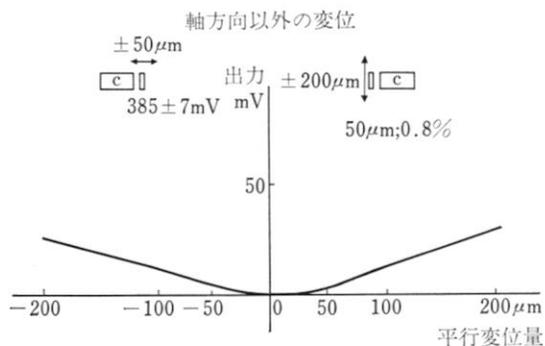


図 11 平行変位の際のブリッジ出力変化

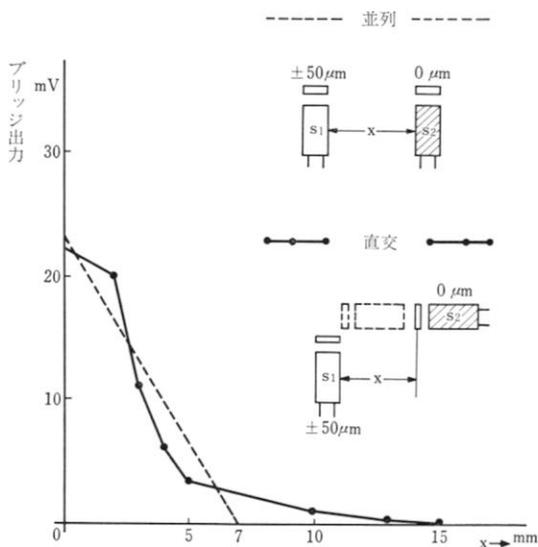


図 13 センサーの配置と相互の出力干渉

並列配置では 7 mm 以下、直交配置では 15 mm 以下で出力干渉を生じる。

関係は X-Y レコーダ上に描くと、一辺 $50 \mu\text{m}$ の四角 4 つとなって表される図形の歪み、すなわち、誤差は約 $\pm 3\%$ であった (図 16-a, b, 図 17)。

III. 測定の方法

1. 固定部

測定装置のセンサーが設定される部分は、測定に際して安静な場所になければならないが、通常は歯列に固定源が求められる。本装置で想定される測定範囲 $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度では、全顎歯列シーネを固定部とし、被験歯を 1 歯とした場合には、固定部自体の動きはほとんど認められず、無視できる程度のものである (図 18)。しかし、

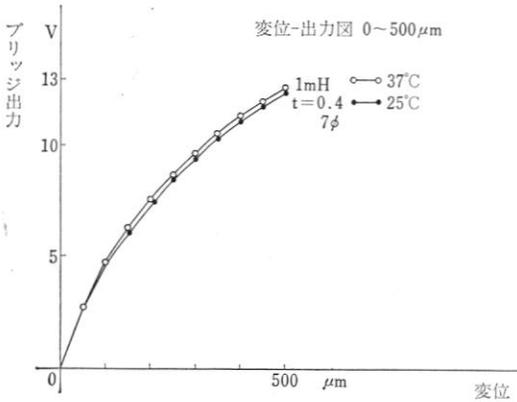


図 14 距離 0 から 500 μm まで連続変化した場合のブリッジ出力

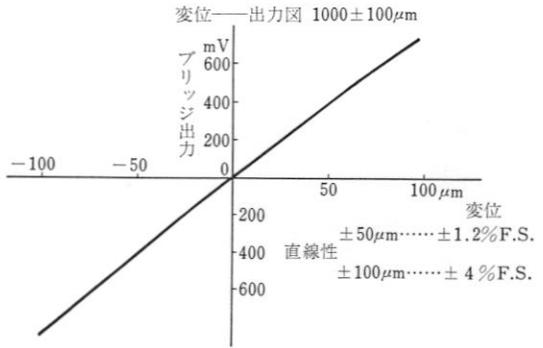


図 15 距離 1,000 μm から $\pm 100 \mu\text{m}$ の変位を与えた場合のブリッジ出力
最大誤差は $\pm 4\%$ である。

表 1 設定距離と変位, および最大誤差

設定距離 (μm)	変位 (μm)	最大誤差 (%)
1,000	± 50	± 2.8
1,000	± 100	± 4.0
2,000	± 200	± 6.0

咬合接触が生じる場合には固定部自体も動揺する。

固定部用歯列シーネには, 上顎口蓋部シーネ, 上, 下顎の頬側パラオクルザルシーネなどが用いられる。このうち歯の静的な動揺や脈動による歯の運動を測定するには, 咬合面にもシーネを延長した方が固定作用はより効果的である。しかし, 咬合接触時の歯の動的な変位量を測定するには, 咬合面を除いた頬側パラオクルザルシーネを固定部とする。二次元的な歯の運動範囲の測定には, 互いに直交するセンサーを固定できるシーネを用いる (図 19-a, b, 図 20)。

2. ターゲットおよびセンサーの定位

ターゲット, センサーはあらかじめ歯列模型上で, すべての調整を行った後に口腔内へ定位する。

1) ターゲットの定位

模型の歯面にレジン分離剤を塗布した後, 筆積法にて少量のレジンを該当歯面へ置き, シアノアクリレート接着剤を塗布したターゲット金属板をレジン泥に圧接する。この際ターゲット面は, 変位方向に対し直角をなしていることを確認する。レジン硬化後, センサー部と同一形状のレジン製ダミーを, ターゲット面にパラフィンワックスで仮着する。ダミーにセンサー用ハウジングを定位させ, あらかじめ製作してあった歯列シーネに, ハ

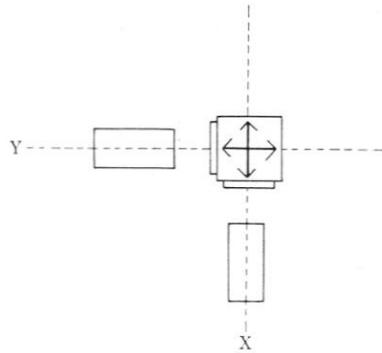


図 16-a 二次元的測定の際のターゲットの動き

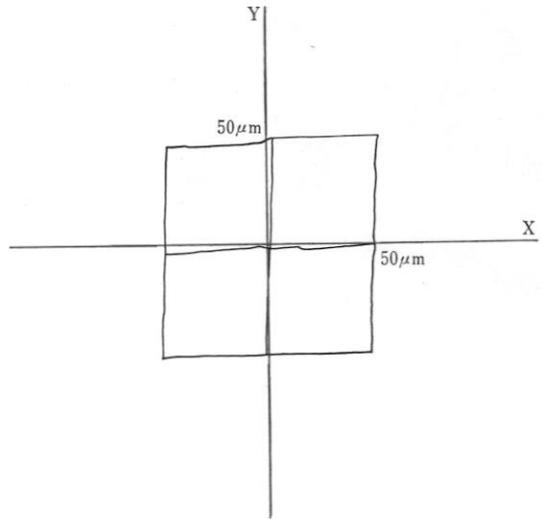


図 16-b 二次元的較正図

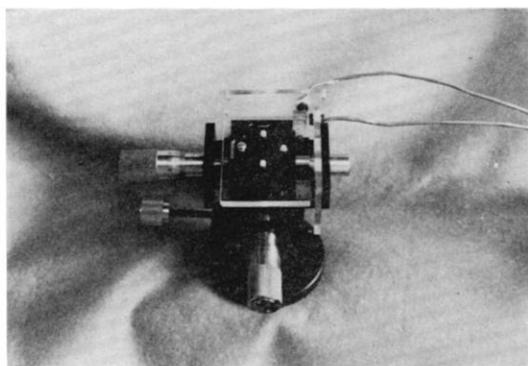


図 17 二次元的測定の際の校正器

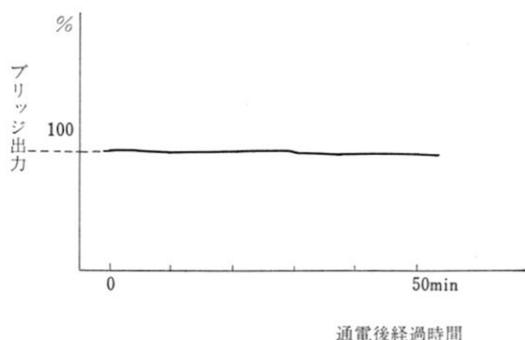
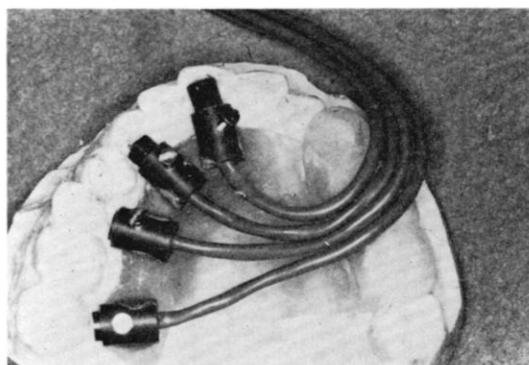
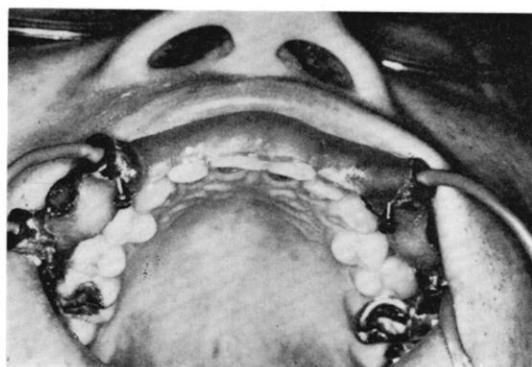


図 18 センサー固定部の安定性
ブリッジの出力は口腔内で安定している。



a : 口蓋部固定シーネ



b : 頬側パラオクルザルシーネ

図 19 固定部歯列シーネ例

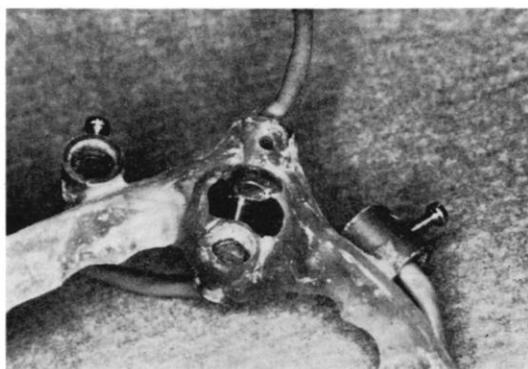


図 20 二次元的測定用シーネ，被験歯上

ウジングを即時重合レジンで固定する (図 21-a)。

二次元的な測定の場合には、直角な面を持つレジンプロックを歯面に定位し、後の操作はさきと同様に行う (図 21-b)。

2) センサーの定位

ターゲットとセンサーの位置関係、および電氣的調整

はあらかじめ口腔外で行い、次いでその関係を口腔内へそのまま移す。口腔外での調整にはダイヤルゲージ応用の校正器や、マイクロメータを用いるが、その具体的な操作は次のとおりである (図 22-a, b)。

まず、ターゲットとセンサー間の距離を固定する。通常 1 mm または 0.5 mm とする。ダイヤルゲージ応用の場合は、この距離をプラスチックスペーサーを用いて決定する。次にブリッジ回路のバランスをとり、出力 $\pm 0V$ とする。校正器を $10 \mu m$ ごとに変化させ、この際の出力をデジタルボルトメータで読み、ペンレコーダ上に記録する (図 23)。その後センサーを校正器より外す。この際ブリッジのバランスは崩れるが調整してはならない。

以上で口腔外の調整が終了する。次に、先に調製したターゲット、センサーおよびシーネを口腔内へ装着する。

ターゲットをシアノアクリレート接着剤で該当歯面に貼付してから、シーネを歯列に装着する。これには接着

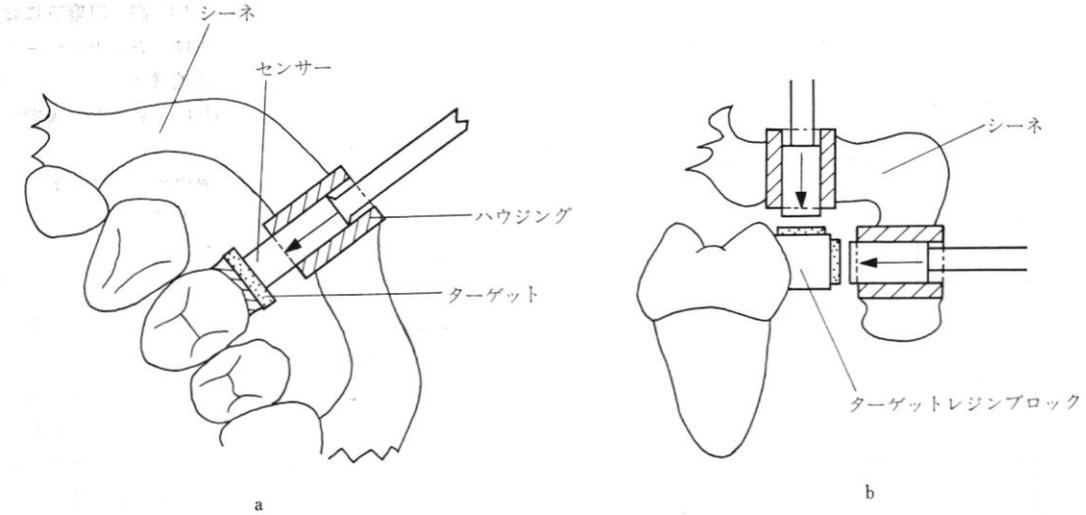
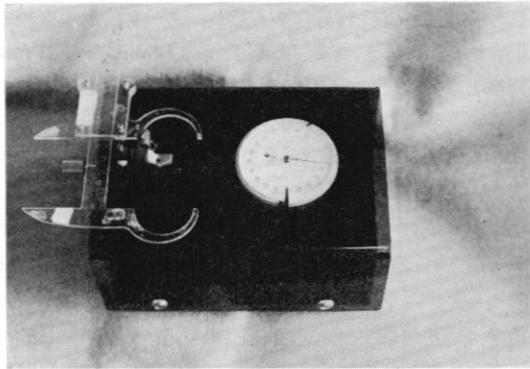
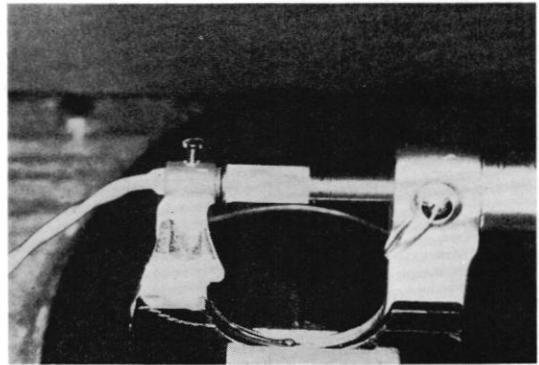


図 21 ターゲットおよびセンサーの定位

- a : 頬側部へ定位する場合
- b : 二次元的測定の場合



a : ダイアルゲージ応用型, 最小 1 μ m 直読



b : マイクロメータ応用型, 最小 10 μ m 直読

図 22 較正器例

剤またはリン酸セメントを用いる。口腔外ですでにターゲットとセンサーの関係は定まっているので、後はターゲット、センサー間の距離をブリッジバランス $\pm 0V$ を目標として、ハウジング内のセンサーを動かして調整する。ブリッジのバランス $\pm 0V$ となったところが初めの設定距離で、この状態から測定が開始できる。

なお、被験歯が多数の場合には操作が複雑になるので、厚さ 1mm ないし 0.5mm のプラスチックスペーサーをセンサーとターゲットの間に介在させ、口腔内で再度バランス調整を行う。

3. 応用例

センサーとターゲットから成るユニットを組み合わせ

ることによって、以下のような種々の目的に使用することが可能である (図 24-a~g)。

- (a) 歯の水平的な動きの測定：舌側にセンサーを固定する。
- (b) 歯の垂直的な動きの測定：歯冠部へ歯軸方向にセンサーを設定する。
- (c) 二次元的な歯の動きの測定：センサー、ターゲットのユニット 2 組を一平面内で互いに直角に配置する。
- (d) 歯の回転量の測定：1つの歯に2つのセンサーを差動的に配置する。
- (e) 機能時の垂直的な歯の動きの測定。
- (f) 機能時の二次元的な歯の動きの測定。
- (g) 連続的かつ同時的な臼歯数歯の動きの測定：セン

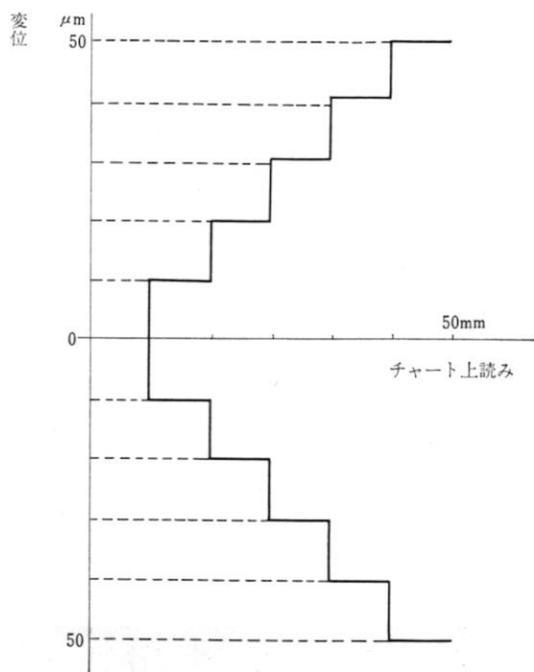


図 23 ペンレコーダーチャート上での変位の校正

センサーは相互の出力干渉を避けて 7 mm 以上、約 1 歯分は離す必要があるため 1 歯おきに頬側、舌側と配置を変える。

IV. 考 察

本装置はうず電流効果を応用し、非接触状態で $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度の微小変位の測定が可能なのである。測定装置、測定方法、および本装置を用いての測定の可能性については次のように考えられる。

1. 測定装置について

ターゲット、センサーから成るユニットに通電すると、数分後にブリッジの出力が安定するようになる。これは既述のようにセンサーよりの磁界が、ターゲットに充満する過程であろうと考えられる。この現象は測定にあたって装置へ通電後、少なくとも 5 分程度経ってから測定を開始すべきであることを示している。

ターゲット、センサー双方に対する環境温度の影響については、同一温度下では常に一定の変位、出力関係が得られるが温度が変化するとこの関係も変化するため、ブリッジのインダクタンス部を構成する 2 つのコイル

(センサー) は、校正時および測定時に同一温度下におく必要がある。また、2 つのコイルは一方をセンサーとして使い、他方は温度変化に対する補償コイルとして考えられるが、温度条件が同一であれば、必ずしも後者は口腔内に設定する必要はない。

環境温度の影響については特に考慮をする必要はなく、口腔内で十分使用に耐えるといえる。ただし、センサー部の電氣的絶縁は留意する必要がある、センサー調製に当たって十分配慮すべきであるといえる。

また、本測定装置は変位量 $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度の歯の動きを測定することを目的としているが、側方へターゲットが移動した場合あるいは回転した場合には、本来の変位方向に変位した場合に比べ、出力の変化は比較的小さい。しかし、歯が大きく傾斜する場合には、ターゲットの回転の影響もかなりあるものと思われる。そこで、これについて本測定の対象となる程度の変位に相当する、歯の傾斜を計算によって求めてみる。

いま、平均的歯牙長を藤田²²⁾に従い、また歯の傾斜回転軸が根尖部 1/3 付近にあるとし、ターゲットの直径を 6 mm としたとき、有効回転軸長は約 14 mm から 21 mm 程度となる。変位を 50, 100, 200 μm とすると、上記の軸長のときそれぞれの変位の場合の傾斜角は表 2 のようになり、変位 100 μm 程度では傾斜回転角は 0.5° 未満である。すなわち、通常の測定範囲内ではターゲットはほとんど平行に、センサーの長軸に沿って変位しているとみなされ、したがって歯の変位測定のような微小変位測定においては、本装置が十分使用に耐えられるものであると考えられる。

センサー相互の配置と出力の干渉については多数のセンサーを並行に配置する場合、出力干渉を避けるためには 7 mm 以上センサーを離して、設定すべきであることが明らかとなった。これは隣在歯の測定を連続的に同時に行う場合には、センサー、ターゲットのユニットを 1 歯おきに頬舌側に配置すれば通常、出力の干渉は出現しないことになる。しかし、個々の症例に応じて調整する必要があることはいうまでもない。

二次元的測定でユニットを直角配置にした場合には、2 つのセンサー間距離は 0~2 mm になるが、いうまでもなくこの場合の変位と出力の関係は、同じ配置で行った校正表によらないと正しい値は得られない(図 13, 図 16)。

変位と出力の関係については、微小範囲でできるだけ直線性の良い測定が行えるように、センサーの出力特性曲線の中で直線部分を選び、あらかじめ一定のセンサ

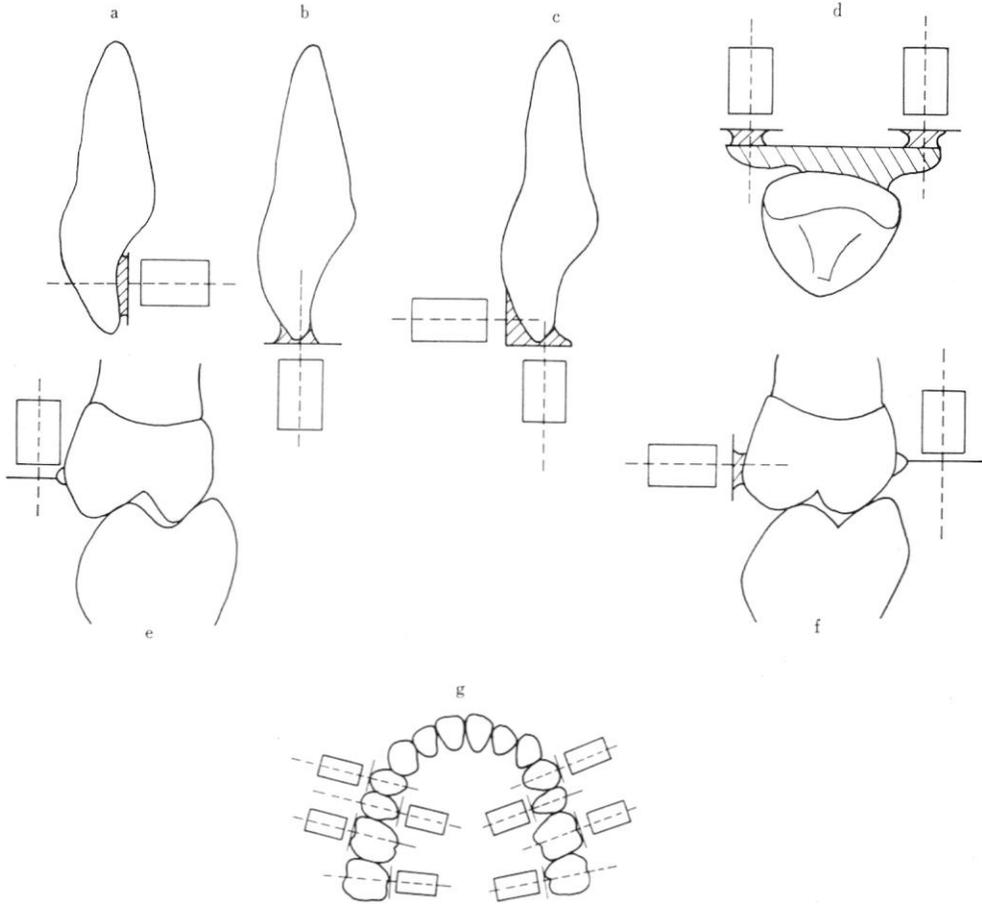


図 24 測定応用例 (本文参照)

一、ターゲット間距離を設定し、これより $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度の変位を測定することにした。その結果、最大 $\pm 4\%$ の誤差が含まれることになるが、これは現在市販の同種の変位変換器に比べると、十分な性能を有するものと考えられる²³⁾。

2. 測定方法について

固定部としての歯列シーネの動揺は、通常の測定ではほとんど無視できるものと考えられる (図 18)。しかし、歯列が咬合接触を行う場合には、固定部自体の動揺も予想される。そこで咬合接触時の歯の運動を測定する際、固定部がどの程度動揺するかを調べてみる。

5.3|3.5 の頬側面にターゲットを、また固定部 (頬側パラオクルザルシーネ) にセンサーをおのおの対応する部位に配置し、自由にタッピングを行わせた。この被験者は咬頭嵌合位では上下犬歯は咬合接触しないにも拘ら

表 2 回転変位の際の回転角
変位量 $100 \mu\text{m}$ 以下では角度は 0.5° 未満である。

		変 位 量		
		$50 \mu\text{m}$	$100 \mu\text{m}$	$200 \mu\text{m}$
有効回転軸長	21mm	0.14°	0.28°	0.43°
	14mm	0.21°	0.42°	0.84°

ず、3|3 の変位が記録されている (図 25)。3|は口蓋側へ $12 \mu\text{m}$ 、|3は口蓋側へ $28 \mu\text{m}$ 動いていることになっている。このことは、固定部全体が頬側へ動揺していることを示すものと考えられる。このように、機能下という条件が加わると固定部の動揺は無視できなくなってくる。

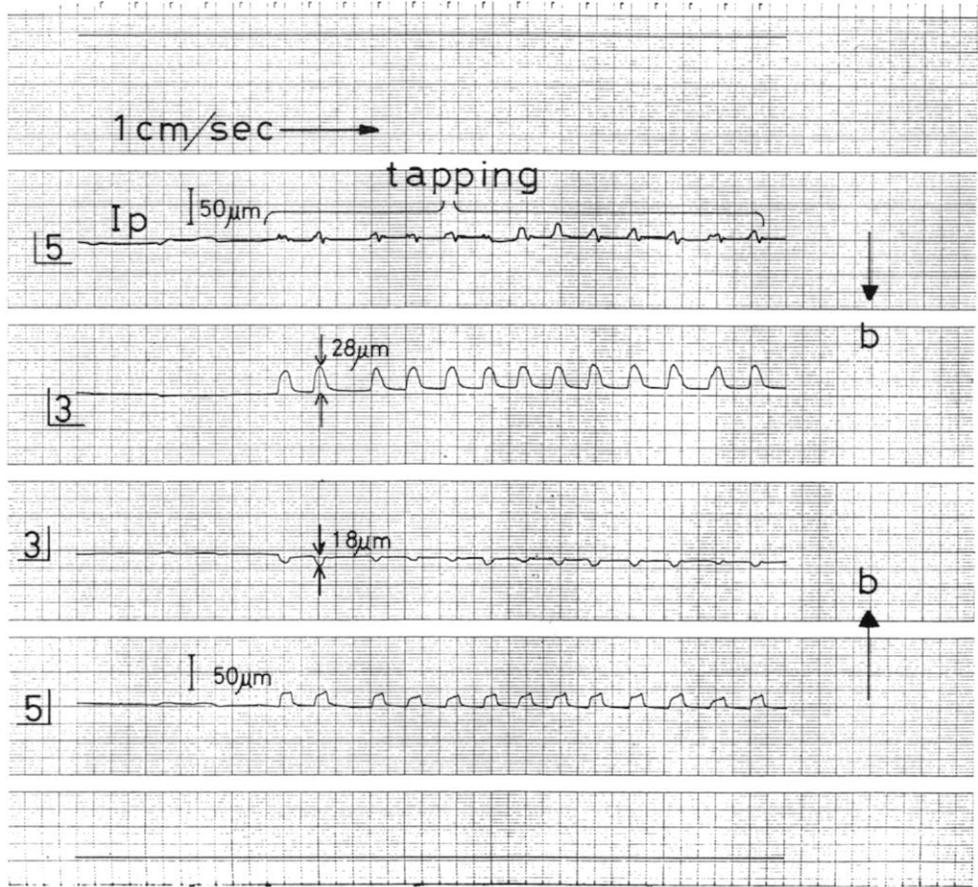


図 25 機能運動時の固定部の動揺

上よりそれぞれ [5], [3], [3], [5] の頬舌的な変位量を表す。

3. 測定応用の可能性

歯の変位の測定に関してこの方法は広く応用できると考えられ、時間、加重量との組み合わせによって種々な測定が可能となる。すなわち、歯へ実験的に加重を加えた場合の時間的な変位の推移、あるいは機能運動時の歯の変位など時間の経過に伴う変位の記録が行える。また、歯へ加重した場合の加重量の変化と歯の変位の関係、あるいは種々な咬合力を加えた時の歯の変位の状態など、加重の変化に伴う変位の記録、さらには二次元的な歯の運動径路の記録や、脈動による歯の運動の記録も可能と考えられる。

なお、記録方法については測定対象、現象の速さを考慮し、必要に応じてペンレコーダ、X-Y レコーダ、オシロスコープなどを選択する。

種々の記録例については第2報で報告する予定であ

る。

V. 総括および結論

歯の静的な動揺度測定のみならず、種々な動的な歯の運動の様相を適確に測定する目的で、うず電流効果を応用した非接触微小変位測定装置を考案した。本稿では装置の概要と使用条件および使用上の留意点を明らかにし、次の測定に使用可能であることを述べた。

1. $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度の歯の動揺度測定
2. 歯の2次元的な運動径路の測定
3. 脈動による歯の運動の測定

本研究の一部は54年度文部省科学研究費によった。

文 献

- 1) Mühlemann, H. R. : Periodontometry : A Method for measuring Tooth mobility. Oral Surg, Oral Med., Oral Path., 4 : 1220, 1951.
- 2) Dolder, E. : Steg-Prothetik, 3 Auflage, 1970, Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg.
- 3) O'Leary, T. J. : An instruments for measuring horizontal tooth mobility, Periodontics, 1 : 249, 1963.
- 4) Rudd, K. D. et al. : Tooth-supported complete dentures : Description and clinical evaluation of a simplified technique, J. Prosthet. Dent., 22, 4 : 414, 1969.
- 5) 木村一雄, 石橋真澄 : ダイヤルゲージを応用した歯牙動揺度測定器について, 口病誌, 19, 1 : 1, 1952.
- 6) Picton, D. C. A. : A Method of Measuring Physiological Tooth Movements in Man, J. Dent. Res., 36 : 814, 1967.
- 7) 関根 弘 : 遊離端義歯における維持装置の設計条件と支台歯の咬合圧負担状態との関係について, 歯科学報, 73 (5) : 977, 1973.
- 8) 松元 誠, 梶井 徹 : 歯牙動揺度測定装置の試作とその補綴臨床における応用について, 補綴誌, 11 : 48, 1967.
- 9) Goto, T. : Changes in abutment tooth mobility by wearing partial dentures, Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 17 : 329, 1970.
- 10) Igarashi, Y. : Selection of retainers in lower overlay denture, Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 22 : 207, 1975.
- 11) Shibuya, T. : An analysis of stress distribution in the free-end saddles on the mandibular model, Bull. Tokyo Med. Dent. Univ., 22 : 221, 1975.
- 12) 加藤 燕, 石田哲彦 : 歯の動揺度に関する研究.
1) 箔ストレインゲージを応用した臼歯の動揺度測定装置について, 日歯周誌, 20(1) : 48, 1978.
- 13) Hofmann, M. : Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn des Zahnes, Dtsch. zahnärztl. Z., 17 : 721, 1962.
- 14) Parfitt, G. J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction, J. Dent. Res., 39 : 608, 1960.
- 15) 田中伐平 : 咬頭嵌合位における補綴物の高さが顎口腔系に及ぼす影響, 補綴誌, 19(4) : 206, 1976.
- 16) Körber, K. H. : Die elastische Deformierung menschlicher Zähne, Dtsch. zahnärztl. Z., 17 : 1961, 1962.
- 17) Christidou, L. et al. : The effects of partial denture design on the mobility of abutment teeth, Brit. dent. J., 135(9) : 9, 1973.
- 18) Heners, M. : Elektronische Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit des okklusaren Traumas, Dtsch. zahnärztl. Z., 32 : 433, 1977.
- 19) Siebert, G. et al. : Zur Kinematik von Pfeilerzähnen bei Teilprothesenträgern, Dtsch. zahnärztl. Z., 33 : 505, 1978.
- 20) Kautsch; R. : Induktive Me β gr β numformung, Teil II, Archiv. für technisches Messen, Blatt J., 86-17, 1970.
- 21) 山田 一 : 磁気利用の変位センサ, 計測と制御, 17(9) : 674, 1978.
- 22) 藤田恒太郎, 桐野忠大 : 歯の解剖学, 金原出版, 東京, 1970.
- 23) 山田 一 : うず電流式変位測定器の開発動向, 非破壊検査, 25(1) : 17, 1976.

