歯の機械インピーダンスの測定

(歯の動揺に関係する歯周組織の粘性と弾性の定量法)

八 島 輝 明

東京医科歯科大学歯学部第 2 歯科保存学教室 (主任指導: 木下四郎教授)

(昭和46年10月15日受付)

Measurement of mechanical impedance of the human tooth
(Quantitative measurements of the periodontal viscosity and
elasticity relating to tooth mobility)

Teruaki Yajima

Department of Periodontology School of Dentistry,
Tokyo Medical and Dental University
(Director: Prof. Shiro Kinoshita)

要旨: 本研究では、歯周組織の粘性や弾性の定量法として、歯周組織が粘弾性体であることを考慮に入れ、「歯の動き難さ」を表わす機械インピーダンスを測定した。この機械インピーダンスの測定は、電気インピーダンスのベクトルの特性点から、粘性、弾性が同時に得られるベクトル・ローカス法を用いた。なお、較正は標準較正器により行なったところ、精度も、再現性も十分維持できた。測定した結果、健康な歯周組織をもつ上顎中切歯では粘性抵抗 $3 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ 、弾性定数 $3.5 \times 10^8 \text{ dyn/cm}$ のオーダーであった。また、動揺の認められた上顎中切歯では粘性抵抗も弾性定数ともに低下する現象がみられた。動揺の認められた歯の弾性の低下および共振振動数の低下は、従来の報告と現象的には類似していた。粘性の低下については、粘性抵抗が外力のエネルギーを消費する働きを考えると考えられるから、歯周組織の機能の低下の現われと見なすことができると考えられる。

以上の結果、歯の動揺は、歯の機械インピーダンスにより、客観的に表現し得るものと思われる。

目 次

I 緒 言

II 実験方法

1. 使用器械

A 測定原理

B 測定方法および測定器械

C 測定器械の較正

(a) 加振器の力係数の検定

(b) 駆動系のインピーダンスの較正

(c) 機械インピーダンスの較正

D 測定装置の再現性

2. 測定の実際

A 測定対象

B 加振器と被験歯の連結方法

(a) 加振器と顎の固定方法

(b) 加振器と被験歯の連結方法

C データの処理法

III 測定結果

IV 考 案

A 測定方法と装置

B 装置の較正および再現性

C 測定結果

D 従来の報告との関連

E 機械インピーダンスによる動揺度の表現

F 歯の機械インピーダンスの臨床的意義

V 総括および結論

記号表

 F : 力 (dyn) V : 振動速度 (cm/sec) Z_m : 機械インピーダンス $\left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}\right)$ Z_{me} : 電気インピーダンスの等価機械インピーダンス $\left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}\right)$ Z_e : 電気インピーダンス (Ω) Z_{em} : 機械インピーダンスの等価電気インピーダンス (Ω) M : 機械モビリティ $\left(\frac{\text{cm}}{\text{dyn} \cdot \text{sec}}\right)$ ω : 角速度 (rad/sec) r : 粘性抵抗 $\left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}\right)$ k : 弾性定数 (dyn/cm) m : 実効質量 (g) K_d : 駆動側コイルの力係数 (V·sec/cm) K_p : 検出側コイルの力係数 (V·sec/cm) I : 電流 (A) E : 電圧 (V)

I. 緒 言

歯周組織は歯を支持し、歯に加わる衝撃的な咬合力を緩和するという機能を持っている。したがって、咀嚼機能の回復を目的とする歯科医学において、咬合圧や、その他の外力に対する歯周組織の応答が、どう現われるかを知ることは、きわめて重要なことである。外力に対する歯周組織の応答の中でも、歯の動揺は、歯周組織の機能の低下の現われであり、その様相を検索することは、臨床歯学、特に歯周病学では、重要な意義をもっている。

歯周病の臨床検査法の一つとして、歯の動揺の測定は、古くから種々の方法¹⁻⁴⁾が試みられて来たが、いまだ決定的な測定法は開発されていない。従来から臨床では、歯の動揺度を1度～3度とか、+、-とか表現しているが、簡便であるため今日でもこの表現法は広く使われている。しかしこれは、測定者の主観に左右され易く、必ずしも客観的なデータは得られてない。一方、歯の動揺を客観的に測定する試みも、古くは1937年に Elbrecht¹⁾によってなされている。さらに Mühlemann²⁾ (1951)、石橋⁴⁾ (1953) らは、ダイヤルゲージを用いて、外力に対する歯の変位量を測定し、歯の動揺度を表わそうとした。Hofmann⁵⁾ (1962)、Körber⁶⁾ (1962) は、歯の変位を連続的に記録した結果、歯の変位量が、経時的に変化することを見出した。それ故ダイヤルゲージ法では安定な値は得難く再現性にも問題があると考えられる。その後 Mühlemann⁸⁾ (1965) も同様のことを観察し、動揺の測定には、その点を考慮しなければならない

ことを指摘している。倉島⁷⁾ (1963) はさらにこの経時変化を詳細に観察し、これが、歯周組織の粘性成分によって起ることを見出した。そして彼は、歯周組織が、粘弾性体であることを考慮に入れ、歯の動揺を「歯の動き易さ」として、機械モビリティの形で表現することを提案した。その一方法として、倉島⁷⁾加藤⁹⁾ (1968) は、歯の共振々動数の測定を行なったが、共振々動数は粘弾性体の誘導量であり、弾性、粘性そのものを物理量として定量化するには至らなかった。しかし、歯の動揺として現われる臨床症状は、粘性成分、弾性成分の変化と考えられ、これらをパラメーターとする測定法が必要であると考えられる。

本研究では、倉島の提案に基づいて、動揺の客観的表現法の一つとして、弾性、粘性をパラメーターとする、機械インピーダンスを測定した。この機械インピーダンスは、物体を一定速度で振動させるのに必要な力を意味し、物体の動き難さを表わす物理量である。Noyes¹⁰⁾ (1968) らもこれと同様な観点から、最近、機械インピーダンスの測定を試みたが、臨床に応用する迄には至っていない。

本研究の目的は、歯の機械インピーダンスを測定することにより、歯周組織の粘性抵抗、弾性定数を定量し、それらの値が歯の動揺の尺度として応用し得るかどうかを検討することである。

II. 実験方法

1. 使用器械

A 測定原理

本実験では、歯の動揺の量的表現法を求めた

めに、歯周組織が粘弾性体であることを考慮に入れ、歯の変位速度を測定した。すなわち一般に機械工学で、**機械インピーダンス**と呼ばれるものを測定した。

この機械インピーダンスは、物理的には次のように表現される。

歯に周期的な振動力 F を加えると、歯の振動速度 V は、振動力 F に比例する範囲で

$$F = Z_m V \cdots \cdots (1)$$

という関係で表わされる。この式で比例定数 Z_m が機械インピーダンスである。式 (1) からわかるように、歯の機械インピーダンス Z_m は、歯の振動速度 V と反比例するから、機械インピーダンス Z_m は、歯の動き難さを表わす値である。機械インピーダンスの逆数をとれば、それは、歯の動き易さを表わし、これを機械工学では、機械モビリティ M と呼んでいる。

$$M = \frac{1}{Z_m} = \frac{V}{F}$$

ある振動数帯において、歯および歯周組織が集中一定数系であるとみなせば、図 1 に示すように、質量 m は、弾性定数 k と粘性抵抗 r の粘弾性体である歯周組織により、支持されて振動すると思われる。これを歯の機械インピーダンス Z_m で表わすと、

$$Z_m = \frac{F}{V} = r + j\left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right) \cdots \cdots (2)$$

$$\begin{cases} \omega : \text{振動角速度 (rad/sec)} \\ J : \sqrt{-1} \end{cases}$$

となり、実部（粘性抵抗 r ）と虚部（実効質量 m および弾性定数 k のベクトル和）からなる複素数で表わされる。そこで歯の動揺を機械インピーダンスで表わせば、それは粘弾性体である歯周組織の「動き難さ」を表わし、物理的にも時間の因子を含んだ妥当な表現方法と考えられる。そこで本実験では、歯の機械インピーダンスの測定を、比較的容易な電氣的測定法によって行なった。

図 2 に示すように、変換係数（力係数） A の電磁変換器に、測定する機械インピーダンス Z_m を

図 1 歯の支持様式の模式図
歯周組織の粘性 r および弾性 k により歯は図の如く歯槽骨から支持されていると考えられる。

A : 力係数

Z_m : 機械インピーダンス

Z_{e0} : 駆動回路の内部インピーダンス

図 2 機械インピーダンスと電気インピーダンスの関係

力係数 A の電磁変換器に接続された機械インピーダンス Z_m は電気回路から見た場合

$Z_{em} = \frac{A^2}{Z_m}$ となる。 Z_{em} : 電気インピーダンス

接続すると、電気回路から見た機械インピーダンス Z_m は、等価電気インピーダンス Z_{em} として

$$Z_{em} = \frac{A^2}{Z_m} \cdots \cdots (3)$$

で表わされる^{11), 12)}。そこで変換係数 A がわかれば機械インピーダンスは、電気インピーダンスから逆算できる。

機械インピーダンスの測定法には、種々の方法があるが、本実験では、ベクトル・ローカス法を用いた。

ベクトル・ローカス法とは、共振点付近で起る振動の、位相角のずれと、振幅の変化から、ベク

トル・ローカスを描かせ、その円の特性点から機械インピーダンスを算出する方法である。

本測定法による歯の等価電気インピーダンス Z_m を変換器の力係数 A と、歯の機械インピーダンス $r + J\left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right)$ で表わすと、式(2), (3)より

$$Z_m = \frac{A^2}{r + J\left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right)} \quad \dots\dots\dots (4)$$

となる¹²⁾。歯に周期的振動(角速度 ω)を加えると

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} = \omega_0 \quad \dots\dots\dots (5)$$

において共振が起り^{11), 12)}、その点では虚部がゼロとなり、実部 r だけになる。また共振点 ω_0 を中心にして上下に実部と虚部の絶対値が等しくなる ω_1, ω_2 ($\omega_1 < \omega_2$) が存在し、

$$r = \omega_2 m - \frac{k}{\omega_2} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$$r = \frac{k}{\omega_1} - \omega_1 m \quad \dots\dots\dots (7)$$

となる。したがって図3より明らかなように、実部に対する機械インピーダンスの位相角は、 ω_1 において $-\frac{\pi}{4}$, ω_2 において $\frac{\pi}{4}$ となる。これより $\omega_0, \omega_1, \omega_2$ を知れば、(5), (6), (7)式より誘導した次の関係から、実効質量 m , 粘性抵抗 r ,

図3 特性点における機械インピーダンスのベクトル

機械インピーダンスが ω_0 に対して $\frac{\pi}{4}$ の位相角を持つ ω_1, ω_2 において、実軸 Re に対して鏡像となることを示す。

弾性定数 k を求めることができる。

$$\begin{cases} Ze = \frac{A^2}{r} \quad \dots\dots\dots (8) \\ \omega_2 - \omega_1 = \frac{r}{m} \quad \dots\dots\dots (9) \\ k = \omega_0^2 m \quad \dots\dots\dots (10) \end{cases}$$

次に電気インピーダンス Ze のベクトルを描かせると、次のような理由で円になる。

$$Ze = \frac{A^2}{Z_m} = \frac{A^2}{r + J\left(\omega m - \frac{k}{\omega}\right)}$$

Ze を実部 $Re(Ze)$ と虚部 $Im(Ze)$ に分け、 $Ze = Re(Ze) + Im(Ze)$ とし、 $\omega m - \frac{k}{\omega} = i$ とおけば

$$Ze = \frac{r}{r^2 + i^2} A^2 - J \frac{i}{r^2 + i^2} A^2$$

となる。これは複素平面上的のベクトルであるから、これを $X-Y$ の実軸に移せば、

$$X = \frac{r}{r^2 + i^2} A^2 \quad Y = \left| -\frac{i}{r^2 + i^2} A^2 \right|$$

とおくことが出来る。そこで両式より、 i を消去

図4(a) Ze と Z_m の Vector locus の位相関係

図は ω を増加した場合。機械インピーダンスに相当する電気インピーダンスが時計まわりに原点から $\omega_1, \omega_0, \omega_2$ を経て回転することを示す。

すれば<注 I>電気インピーダンス Z_e は

$$\left(x - \frac{A^2}{2r}\right)^2 + Y^2 = \left(\frac{A^2}{2r}\right)^2$$

となる。このことは、図 4 に示すように、 Z_e が中心 $\left(\frac{A^2}{2r} \cdot O\right)$ で半径 $\frac{A^2}{2r}$ の円になることを示している。したがって適当な電気回路を用いて、 Z_e のベクトル・ローカスを描かせると、それより m , r , k をそれぞれ求めることが出来る。

以上のような関係から、測定対象である歯の機械インピーダンスを、電気インピーダンスに変換するため、本実験では、電磁変換器として、動コイル型加振器を用いた。

動コイル型加振器の振動軸を歯にあてて、歯を振動させると、駆動側に発生する振動力 F および、検出側コイルの発生電圧は次の式から得られる¹²⁾。

駆動側；

$$F = Kd \cdot I \times 10^{-8} \dots\dots\dots (11)$$

$$\begin{cases} F: \text{駆動力 (dyn)} \\ Kd: \text{駆動側コイルの力係数 (V} \cdot \text{sec/cm)} \\ I: \text{駆動電流 (ab A)} \end{cases}$$

検出側；

$$E = Kp \cdot V \times 10^{-1} \dots\dots\dots (12)$$

$$\begin{cases} E: \text{検出端の電圧 (ab V)} \\ Kp: \text{検出側コイルの力係数 (V} \cdot \text{sec/cm)} \\ V: \text{振動速度 (cm/sec)} \end{cases}$$

前述の定義 (式 (1)) より $Z_m = \frac{F}{V}$ であるから、式 (11), (12) より

図 4(b) Z_m の Vector の位相関係

図は機械インピーダンスの各パラメーターの位相関係を示す。

$$Z_m = \frac{F}{V} = \frac{Kd \cdot Kp}{Z_e} \times 10^{-9} \dots\dots\dots (13)$$

但し

$$Z_e = \frac{E}{I} \dots\dots\dots (14)$$

となる。そこで $Kd \cdot Kp$ を予め検定しておけば、上の関係から Z_e を求めて、 Z_m を換算出来る。また式 (12), (14) から、 $Z_e = \frac{E}{I} = \frac{Kp \cdot V}{I} \times 10^{-1}$ の関係があるから、駆動電流を一定にしておけば、 Z_e は、駆動側コイルの振動数に比例した値として得られる。

次にベクトル・ローカスから、機械インピーダンスを換算するために、既知の機械インピーダンスをもつ標準校正器 (後述) のベクトル・ローカスを描かせた。このように予め、既知のベクトル・ローカスにより、装置を校正しておけば、円の直径より、ただちに Z_m の実部、すなわち r は、共振点の Z_e から

$$r = \frac{Kp \cdot Kd}{Z_e} \times 10^{-9} \dots\dots\dots (15)$$

の関係より求められる。またそれより $\frac{\pi}{4}$ の位相差における ω_1, ω_2 を求めれば、先にあげた式 (9), (10) より m, k が求まる。ただしこの m, r, k には駆動系の機械インピーダンスも含まれている。そのためデーターの処理にあたっては、後述のように、予め駆動系の機械インピーダンスを求めておいて、測定値から差し引く必要がある。

以上、ベクトル・ローカス法について述べて来たが、このベクトル・ローカス法は、次のような前提条件を満足せねばならない^{11), 12)}。第一に歯および歯周組織からなる振動系を線型とみなすことである。つまり粘弾性体である粘性を、ニュートンの法則に従う理想的な粘性とみなし、弾性をフックの法則に従う理想的な弾性とみなすことである。したがって振動速度が大きくなれば、当然非線型になることを考慮に入れねばならない。このため測定にあたっては、振幅を小さく抑える必要があった。

第二には、振動系そのものを、集中単一定数系とみなすことである。したがって、測定した振動

速度より著しく遅い速度、あるいは著しく速い速度における歯の機械インピーダンスは、当然異なることが考えられる。本実験では、電氣的測定が、比較的容易な 300~600 Hz の低周波領域で、共振点付近の機械インピーダンスを測定した。

B 測定方法および測定器械

電気インピーダンスの測定装置を図5に示し、そのブロック・ダイアグラムを図6に示す。被験歯を、駆動側コイルによって周期的に振動する。このとき検出側コイルに発生した歯の振動速度に比例する電圧は、増幅した後、二組の Analogue gate 回路に加えられる。この Analogue gate の switching 信号は、図7に示すように二相低周波発振器 (Osc.) のゼロ度および $\frac{\pi}{2}$ 出力から得た gate pulse を用いている。二組の Analogue gate の出力は integrator に加えられ、そこで平均化される<注2>。ゼロ度出力により switching された側の出力は、電気インピーダンスの実部（電気抵抗）であり、一方 $\frac{\pi}{2}$ 出力により switching された側の出力は、電気インピーダンスの虚部（電気リアクタンス）である。この両出力のうち、実部を X-Y レコーダーの X

図5 機械インピーダンスの測定装置

軸に入れ、虚部を Y 軸に入れると、X-Y 軸にベクトル・ローカスが描かれる。

本測定に使用した装置の主な定格は、次のとおりである。

P. S. D=phase sensitive detector.

図6 Block diagram of measuring instrument

信号は矢印の方向に伝えられ、P.S.D. の出力が X-Y レコーダによりベクトル・ローカスとなって描かれる。

図 7 Block diagram of phase sensitive detector

位相差検出器はこのブロック・ダイアグラムの様に構成されている。なお comp. は比較器, s.t. はシュミット・トリガーである。

(1) 動コイル型加振器 (Coral 製 G-3 A 型)

公称最大加振力 0.3Kg・G

公称固有振動数 59Hz

検定結果より

検出側コイル力係数(Kp)

$5.31 \times 10^6 \text{ abV} \cdot \text{sec/cm}$

駆動側コイル力係数(Kd)

$3.53 \times 10^6 \text{ abV} \cdot \text{sec/cm}$

(2) 発振器 (松下通信工業製 VP-720A 型)

周波数レンジ 20Hz~200KHz

出力 600Ω ゼロ度および $\frac{\pi}{2}$ の位相差を有する。

(3) 位相差検出器

Analogue gate の出力を平均して、検出器の出力とする方式を用いた。自家製のものです、ブロック・ダイアグラムを図 7 に示した。

C 測定器械の較正

(a) 加振器の力係数の検定

本測定では、歯の機械インピーダンスを、電気インピーダンスに変換して求める方法をとった。そこで、両者の変換係数となる加振器の力係数の

検定を行なった。まず一定の振動数により、コイルを振動させ、検出側コイルの出力を測定し、その力係数 Kp を算定する。次に、同じ振動速度における、駆動側コイルと、検出側コイルの出力電圧比, Kd/Kp を測定し、これから駆動側コイルの力係数 Kd を求めた。

なお、検出側コイルの出力は、偏光顕微鏡および微小変位計により、振動変位の最大振幅を求めたものであり、力係数はその出力を振動角速度 ω と振幅で除して得られたものを示した。測定結果は、表 1、表 2 に示す通りであり、式 (15) より

表 1 検出側力係数 Kp の検定

発振周波数	1.10×10^2	Hz
発生電圧	1.99×10^{-1}	V
振動振幅	7.64×10^{-3}	cm

単位速度あたりの実効発生電圧(=力係数 Kp) の換算

ω : 発振周波数の角速度

$$Kp = \frac{E}{\omega W}$$

E : 発生電圧(波高値)

W : 振動振幅

$$Kp = 5.31 \times 10^6 \text{ abV} \cdot \text{sec/cm}$$

表 2 駆動側力係数 Kd の検定

検出側出力	5.00×10^{-2}	1.00×10^{-1}	1.50×10^{-1}	2.00×10^{-1}	V
駆動側出力	3.30×10^{-2}	6.60×10^{-2}	1.01×10^{-1}	1.32×10^{-1}	V
駆動側出力／ 検出側出力	6.60×10^{-1}	6.60×10^{-1}	6.75×10^{-1}	6.60×10^{-1}	

平均駆動側出力，検出側出力比 $\frac{Kd}{Kp} = 6.63 \times 10^{-1}$

$$Kd = \frac{\text{駆動側出力}}{\text{検出側出力}} \times Kp \text{ より}$$

$$Kd = 3.53 \times 10^6 \text{ abV} \cdot \text{sec/cm}$$

$$Zm = \frac{1.87 \times 10^4}{Zem}$$

であった。(測定値は5回測定の平均値を示す)

(b) 駆動系のインピーダンスの較正

歯の機械インピーダンスを測定する場合，被験歯と共に振動する駆動系のインピーダンスの影響を考慮しなければならない。すなわち，測定された機械インピーダンス Zm は，歯の機械インピーダンス Zt と，駆動系の機械インピーダンス Zd および，駆動コイルの換算機械インピーダンス Zme との和である。

$$Zm = Zt + Zd + Zme$$

$$\left(\text{ただし } Zme = \frac{A^2}{Zem} \right)$$

このことから，求める歯の機械インピーダンスは，測定値から駆動系の機械インピーダンス Zd および，駆動コイルの換算機械インピーダンス Zme を差し引いたものである。そこで，駆動系の機械インピーダンス Zd に相当する加振器の粘性抵抗，弾性定数，実効質量を求めた。結果は表3に示す。(測定値は，5回測定の平均値を示す。)

まず，加振器の粘性抵抗は，加振器の共振点における電気インピーダンスを測定し，この値で力係数を除して得た。この値は， $r = 4.23 \times 10^2 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ であった。

一方，加振器の実効質量および弾性定数は，附加質量法により求めた¹²⁾。すなわち駆動系に既知の質量 m_1 を附加すると，その共振々動数は，式

$$(5) \text{ より } \omega = \sqrt{\frac{k}{m_0 + m_1}} \text{ となる。そこで既知の}$$

表 3 測定装置の機械インピーダンスの測定

1. 粘性抵抗

共振振動数	駆動側電流	検出側電圧	電気インピーダンス	粘性抵抗
$6.59 \times 10^1 \text{ Hz}$	$5.00 \times 10^{-3} \text{ A}$	$2.21 \times 10^{-1} \text{ V}$	$4.42 \times 10^1 \Omega$	$4.23 \times 10^2 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$

2. 実効質量 (附加質量法による)

附加質量	$m_0 = 0$	$m_1 = 5.46$	$m_2 = 1.55 \times 10^1$	$m^3 = 2.05 \times 10^1$	g
共振振動数	6.59×10^1	6.05×10^1	5.35×10^1	5.08×10^1	Hz

付加質量	$\left(\frac{m_1}{m_2} \right)$	$\left(\frac{m_2}{m_3} \right)$	$\left(\frac{m_1}{m_3} \right)$
実効質量	$3.04 \times 10^1 \text{ g}$	$3.03 \times 10^1 \text{ g}$	$3.04 \times 10^1 \text{ g}$

平均 実効質量 $m_0 = 3.04 \times 10^1 \text{ g}$

3. 弾性定数

$$k = \omega^2 m_0 \text{ より}$$

$$\text{弾性定数 } k = 5.21 \times 10^6 \text{ dyn/cm}$$

質量 m_1, m_2 をそれぞれ附加した時の共振々動数 ω', ω'' を知れば

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{k}{m_0}} \dots \dots \dots (5)$$

$$\omega' = \sqrt{\frac{k}{m_0 + m_1}} \dots \dots \dots (16)$$

$$\omega'' = \sqrt{\frac{k}{m_0 + m_2}} \dots \dots \dots (17)$$

の関係より，加振器の実効質量 m_0 は，

$$m_0 = \frac{(\omega'')^2 m_2 - (\omega')^2 m_1}{(\omega')^2 - (\omega'')^2} \dots \dots \dots (18)$$

から求められる。このようにして得た値は $m_0 = 3.04 \times 10^1 \text{ g}$ であった。

式 (5) より弾性定数を求めた結果は $k = 5.21 \times 10^6 \text{ dyn/cm}$ であった。

次に駆動コイルの電気インピーダンスによる換算機械インピーダンス Zme を求めた。まず，コイルを自由に振動させた時の自由電気インピーダンスと，コイルをクランプした時の制動電気インピーダンスを測定した。これを機械インピーダンスに換算したものを表4および図8に示した。(測定値は，各3回の平均値を示す。) 図8に示す通り，機械インピーダンスは，振動数の増加に伴って減少する。このことは，駆動コイルの電気イ

表 4 測定振動数帯における加振器の機械インピーダンスの測定

(1) 自由機械インピーダンス

振動数	3.00 $\times 10^2$	3.50 $\times 10^2$	4.00 $\times 10^2$	4.50 $\times 10^2$	5.00 $\times 10^2$	Hz
電気インピーダンス	1.25 $\times 10^1$	1.35 $\times 10^1$	1.50 $\times 10^1$	1.62 $\times 10^1$	1.73 $\times 10^1$	Ω
機械インピーダンス	1.50 $\times 10^3$	1.39 $\times 10^3$	1.25 $\times 10^3$	1.15 $\times 10^3$	1.08 $\times 10^3$	dyn/cm

(2) 制動機械インピーダンス

振動数	3.00 $\times 10^2$	3.50 $\times 10^2$	4.00 $\times 10^2$	4.50 $\times 10^2$	5.00 $\times 10^2$	Hz
電気インピーダンス	1.27 $\times 10^1$	1.39 $\times 10^1$	1.50 $\times 10^1$	1.64 $\times 10^1$	1.75 $\times 10^1$	Ω
機械インピーダンス	1.47 $\times 10^3$	1.35 $\times 10^3$	1.25 $\times 10^3$	1.14 $\times 10^3$	1.07 $\times 10^3$	dyn/cm

図 8 振動数に対する機械インピーダンスの変化

実線：自由機械インピーダンス
点線：制動機械インピーダンス

ンピーダンスは、ほとんどコイルのインダクタンスに由来するものであり、 $\frac{k}{J\omega}$ からわかるように、この場合の換算機械インピーダンスは、弾性定数に相当することを意味している。

(c) 機械インピーダンスの校正

本測定装置で測定した場合、駆動系および電気系の経時変化により、求めた電気インピーダンスに誤差が生ずるおそれがある。そこで共振点が実際の歯に近く、一定の機械インピーダンスをもつ、標準校正器、図 9 を製作し、図 10 に示すように、測定の前後に測定器の校正を行なった。

図 9 標準校正器の構造と実寸法

図 10 標準校正器による測定器の校正

本校正器は、内径 54.0mm、高さ 53.0mm、肉厚 2.5mm の真鍮製の円筒の上縁に、厚さ 1.5mm、幅 12.0mm、長さ 59.0mm の真鍮製の梁を、両端

支持の形に溶接したものである。この梁の中心には、振動軸を設け、その先端に直径23.0mmの円板を付け、この円板が、粘性液中で振動するように設計した。粘性液には、JIS規格により検定済みの、500c. st. の標準粘度液を用いた。この系を振動させた時の、系全体の機械インピーダンスを次の理論式より求めた¹³⁾。

$$Z_m(oil) = 2a\sqrt{\frac{\omega\eta\rho}{2}}$$

- a : 振動板の面積 (cm²)
 η : 液体の動粘度 (c. st.)・温度補正が必要
 ρ : 液体の密度 (g/cm³)・温度補正が必要
 ω : 振動角速度 (rad/sec)

次にこの振動系の機械インピーダンスを実測し、較正器自身の機械インピーダンスを差し引いて、粘性抵抗に相当する機械インピーダンスを求めた。これを上式より得た機械インピーダンスと比較した。その測定結果は表5（測定値は15回測定の平均値を示す。）に示す通りであり、実験値は、その理論値に対して6.91%の差であり、本装置による実験値は、かなり精度が高いと考えられる。なお理論値は、無限の広さの容器を用いたと

表5 標準較正器による理論値と実験値の比較

粘性抵抗	empty	5.00×10 ²	c.st. 20°C
共振振動数	4.70×10 ²	4.67×10 ²	Hz
電気インピーダンス	3.57	3.26	Ω
標準粘度液の温度	25.5	25.5	°C

(1) 実験値

$$Z_m = \frac{1.87 \times 10^4}{4.98 \times 10^2 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}} \text{ より}$$

(2) 理論値

$$Z_m = 2a\sqrt{\frac{\omega\eta\rho}{2}} \quad \begin{array}{l} a: \text{振動板の面積} \\ \omega: \text{共振角速度} \\ \eta: \text{動粘度} \\ \rho: \text{密度} \end{array}$$

$$Z_m = 5.35 \times 10^2 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$$

(3) 理論値に対する実験値の差の割合

$$\frac{5.35 - 4.98}{5.35} \times 100 = 6.91\%$$

仮定したものであり、計算式で得られたものは、近似値である。また、標準粘度液に500c. st. のものを用いたのは1000c. st. 以上の粘性液は、1×10⁴ Hz以下の剪断速度で、非ニュートン流動を示し、見かけの粘度が低下するためである¹⁴⁾。

D 測定装置の再現性

本装置の再現性は、二つの要因に左右されると考えられる。一つは、本装置に多く用いられている半導体の発熱によって、駆動系および電気系

図11 標準較正器のベクトル・ローカスループは真円に近く、3回描かせたループは重複した。ループが閉じないのは位相差検出器の不感帯の影響と発振器の周波数レンジに制限があるためである。

表6 標準較正器の再現性

(1) 経時的変化

経過時間	0	1	2	3	4	5	hour
粘性抵抗	1.04	1.04	1.02	1.04	1.04	1.06	×10 ⁴ dyn·sec/cm

平均値 1.04×10⁴

標準偏差 1.26×10²

$$\frac{\text{標準偏差}}{\text{平均値}} \times 100 \div 1.2 (\%)$$

(2) 接続状態の変化による変化

接続の変化	I	II	III	IV	V
粘性抵抗 (×10 ⁴ dyn·sec/cm)	1.04	1.07	1.01	1.05	1.04

平均値 1.042×10⁴

標準偏差 2.140×10²

$$\frac{\text{標準偏差}}{\text{平均値}} \times 100 \div 2.1 (\%)$$

に経時変化が起こり、求めた電気インピーダンスに誤差が生ずることである。もう一つは、被験体と測定装置の接続状態の変化による誤差の問題である。この両者による再現性の問題を検討するために次の実験を行なった。

まず、標準較正器に、比較的粘度の経時変化や温度変化が少ないと言われるシリコーン・オイル（東レシリコーン SH 200：10,000c. st.）を注入し、室温に保ってこれを5時間にわたり測定し、1時間毎の変化を測定した。この結果は、図11および表6の（1）に示す。次に同じ標準較正器について、接続の状態を変え、それぞれ5回測定したものを表6の（2）に示す。（表6の（1）、（2）とも各回の測定は3回行なったが、3回とも同一の値であった。）

平均値に対する標準偏差の百分率を実験誤差としたところ、経時変化では、1.2%、接続状態による変化では2.1%であった。

以上のことから、本測定器の再現性は十分と考えられる。

2. 測定の実際

A 測定対象

測定対象には21歳から35歳の被験者、男女6人（表7のAからF）の上顎中切歯7歯を用いた。そのうちA、B、C、Dの上顎左側中切歯は、臨床的に健康と思われるもので、肉眼的にも、X線学的にも健康であり、歯の動揺はなかった。またEの上顎右側中切歯は、軽度の辺縁性歯周炎の認められたもので、X線学的には、歯槽骨の吸収が、歯根長の $\frac{1}{3}$ 以下であり、軽度の動揺（1度）が見られた。FとEの上顎左側中切歯は、中等度の辺縁性歯周炎の認められるもので、X線学的には、歯槽骨の吸収が、歯根長の $\frac{1}{3}$ から $\frac{1}{2}$ 程度見られ、動揺（2度）が見られた。

B 加振器と被験歯の連結方法

検出電圧に、人為的誤差が入らぬようにするために、次のような連結方法を行なった。

（a）加振器と顎の固定方法

加振器は図12に示すように、懸架装置のアームから鎖で吊り下げ、被験歯に、加振器の重量が直

表 7 上顎中切歯の測定結果

1. 臨床的健康歯の場合

被験者	部位	共振振動数 (Hz)	粘性抵抗 ($\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}$)	弾性定数 (dyn/cm)	実効質量 (g)
A	1	4.97×10^2	2.46×10^4	3.42×10^8	3.51×10^1
B	1	5.63×10^2	3.12×10^4	3.99×10^8	3.19×10^1
C	1	5.31×10^2	2.49×10^4	3.55×10^8	3.20×10^1
D	1	5.40×10^2	2.49×10^4	3.74×10^8	3.25×10^1

2. 軽度な辺縁性歯周炎の罹患歯の場合

被験者	部位	共振振動数 (Hz)	粘性抵抗 ($\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}$)	弾性定数 (dyn/cm)	実効質量 (g)
E	1	4.50×10^2	1.78×10^4	2.70×10^8	3.37×10^1

3. 中等度な辺縁性歯周炎の罹患歯の場合

被験者	部位	共振振動数 (Hz)	粘性抵抗 ($\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}}$)	弾性定数 (dyn/cm)	実効質量 (g)
F	1	2.24×10^2	5.84×10^8	6.15×10^7	3.09×10^1
E	1	2.27×10^2	7.79×10^8	4.77×10^7	2.34×10^1

図 12 被験歯測定の実際

接加わらないようにした。

一方、被験者の上顎には、即時重合レジンで作った個人トレーを、ユージノール系の印象材で固定し、さらに、加振器とトレーを、コネクティングロッドを用いて、機械的に安定に連結した。

(b) 加振器と被験歯の連結方法

被験歯には図12に示すように、即時重合レジンで作ったチップを、燐酸セメントで取りつけた。一方加振器の振動軸を、歯面の中央で、歯面と垂直になるように位置を決め、前述の即時重合レジンで作ったチップと、即時重合レジンで固定、連結した。この結果、歯を加振器の振動軸と、接触圧ゼロの状態で連結できた。

C データの処理法

測定値の記録は、X-Yレコーダーで行なった。測定に先だって、標準較正器のベクトル・ローカス(図11)をX-Yレコーダーで描かせ、次いで、被験歯のベクトル・ローカスを描かせる。このベクトル・ローカス上で、共振点 ω_0 を求め、作図により共振点から位相角が、 $-\frac{\pi}{4}$ 変化する ω_1, ω_2 を求める($\omega_1 < \omega_2$)。標準較正器の機械インピーダンスは既知であるから、そのベクトル・ローカスの直径と、被験歯で描いたベクトル・ローカスの直径の比から、粘性抵抗 r が求められる。またこの r と ω_1, ω_2 から、弾性定数 k と、実効質量 m を求めた。(測定値は、ベクトル・ローカスを3回描かせ、平均値をとった。)

III. 測定結果

測定例として、被験者Aの上顎左側中切歯と、被験者Eの上顎右側中切歯のベクトル・ローカスと、X線写真を図13(a)(b)、図14(a)(b)に示した。なお、これらのベクトル・ローカスは、平滑な円にならなかったが、これは、歯の脈動が影響するためと思われる¹⁵⁾。このように、ベクトル・ローカスが単一ループとして描かれることは、本実験を行なった振動数帯では、歯の動揺が集中単一定数系とみなせることを物語っている。

これらのベクトル・ローカスから、 $\omega_0, \omega_1, \omega_2$ を測定し、粘性抵抗、弾性定数および実効質量を求

図 13(a) 臨床的に健康と思われる歯(Aの[1])のベクトル・ローカス

図 13(b) 健康な歯のX線写真(被験歯Aの[1])

歯槽骨の吸収はほとんどみられず、臨床的に健康と思われる例。

図 14(a) 軽度な辺縁性歯周炎罹患歯(Eの1)のベクトル・ローカス。

図 14(b) 軽度の動揺があった歯の X線写真(被験歯 E の 1)

歯槽骨には軽度の吸収がみられ、軽度の辺縁性歯周炎に罹患していると思われる例。

図 15 実測例

- 臨床的健康歯
- 軽度な辺縁性歯周炎の罹患歯
- ◎ 中等度の辺縁性歯周炎の罹患歯

動揺の認められる歯は、粘性も弾性も低下する傾向にある。

めた。同様にして、他の被験歯についてもそれぞれの値を求めた結果を表 7、および図 15 に示す。

健康と思われる歯については、共振振動数が $4.97 \times 10^2 \sim 5.63 \times 10^2$ Hz, 粘性抵抗が $2.46 \times 10^4 \sim 3.12 \times 10^4$ dyn·sec/cm であり、弾性定数が $3.42 \times 10^8 \sim 3.99 \times 10^8$ dyn/cm であり、実効質量が $3.19 \times 10^1 \sim 3.51 \times 10^1$ g であった。軽度の辺縁性歯周炎に罹患していると思われる一例については、共振振動数 4.50×10^2 Hz, 粘性抵抗 1.78×10^4 dyn·sec/cm, 弾性定数 2.70×10^8 dyn/cm, 実効質量 3.37×10^1 g であった。中等度の辺縁性歯周炎に罹患していると思われる二例については、共振振動数 $2.24 \times 10^2 \sim 2.27 \times 10^2$ Hz, 粘性抵抗 $5.84 \times 10^3 \sim 7.79 \times 10^3$ dyn·sec/cm, 弾性定数 $4.77 \times 10^7 \sim 6.15 \times 10^7$ dyn/cm, 実効質量 $2.34 \times 10^1 \sim 3.09 \times 10^1$ g であった。

以上のことから臨床的に動揺が大きいと認められた歯は、粘性抵抗、弾性定数が低下する傾向がみられた。一方測定値に含まれる駆動系の粘性抵

図 16 測定値に対する駆動系の機械インピーダンスの割合
ハッチした部分が駆動系の機械インピーダンスの値を示す。

抗, 弾性定数の割合は,

$$\text{駆動系の粘性抵抗: } 4.23 \times 10^2 \left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}} \right)$$

$$\text{弾性定数: } 5.21 \times 10^8 (\text{dyn/cm})$$

健康歯の最低値

$$\text{粘性抵抗: } 2.46 \times 10^4 \left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}} \right)$$

$$\text{弾性定数: } 3.42 \times 10^8 (\text{dyn/cm})$$

罹患歯の最低値

$$\text{粘性抵抗: } 5.84 \times 10^3 \left(\frac{\text{dyn} \cdot \text{sec}}{\text{cm}} \right)$$

$$\text{弾性定数: } 4.77 \times 10^7 (\text{dyn/cm})$$

から求めた。これから得た割合いを図16に示す。

この結果, 健康歯の場合, 駆動系の粘性抵抗は 1.7%, 弾性定数は 1.5% であり, 無視し得るものであった。一方, 罹患歯の場合, 駆動系の粘性抵抗は 7.2%, 弾性定数は 10.9% であり, 粘性抵抗や弾性定数が著しく低下したものでは駆動系の影響が大きく, 無視し得なくなる。さらに駆動コイルの電気インピーダンスが, 測定値の弾性定数に含まれる。この値は 300Hz において, $1.50 \times 10^3 \text{ dyn/cm}$ であり, 罹患歯の弾性定数に対して 0.003% と著しく小さく, 無視し得るものであった (表 4 参照)。

駆動系の実効質量は $3.04 \times 10^4 \text{ g}$ であった。歯の実効質量は, これに比較してきわめて小さく, $1/10$ 程度と考えられる。そのため, 測定値から歯の実効質量を分離することは, 困難であった。

IV. 考 察

A 測定方法と装置

本実験では, 歯の動揺度を表わす値として歯周組織の粘性抵抗と弾性定数の定量を試みた。原理的には歯の機械インピーダンスを電気インピーダンスに変換し, ベクトル・ローカスを描かせることにより, 粘性や弾性を求める方法である。

機械インピーダンスを電気インピーダンスに変換して測定する方法には, この方法以外にも¹¹⁾

(イ) ヒステリシス・ループ法

(ロ) 附加質量法

(ハ) 共振法

などがある。

本測定には, ベクトル・ローカス法を用いた。この方法は, 装置が複雑となる欠点があるが, 共振点附近において, 電気インピーダンスが著しく変化することを利用しており, 機械インピーダンス

が比較的容易に得られる利点がある。すなわち、共振点附近では、機械インピーダンスがきわめて小さくなり、それに相当する電気インピーダンスが大きくなるから、機械インピーダンスのわずかな変化をも、電氣的にとらえることが出来る。このためこの方法は、測定時間を記録装置の追従速度の範囲内で、十分短かくすることが出来るし、電氣的な方法により測定条件を安定に出来る。さらに描かれたベクトル・ローカスの直径と、特性点から簡単な計算により、粘性抵抗、弾性定数、実効質量が得られる利点もある。しかし、本測定法には、二つの前提条件がある。一つは、歯周組織の変形が線型であるとみなしたこと、もう一つは、振動系を集中単一定数系とみなしたことである。すでに知られているが¹⁶⁾、歯に加えられる力が、500g 程度になると、歯根膜の変形に、歯槽骨の変形が加わり、線型ではなくなって来る。そこで本実験では、接触圧をゼロにし、加振力を1～2g 程度におさえた。その結果 20Hz～200KHz の範囲では、振動波形の波形歪が全く認められず、歯周組織の変形は、線形であることをオシロスコープで確認した。一方20Hz～200KHz の範囲では、歯の共振以外に、測定に影響するような副次的な共振も全く認められなかったことから、集中単一定数系であることも確認した。以上のことから、ベクトル・ローカス法による、歯の機械インピーダンスの測定法は妥当であると考えられる。このように、ベクトル・ローカス法は優れた方法ではあるが、その反面、装置が複雑であり、加振器は、小型化できない欠点がある。そのため適応範囲が限られ、主に前歯部にしか使えなかった。

人間の歯の測定にあたって、被験歯と加振器を確実に連結することは、安定した測定結果を得るために、大切なことである。本実験では、このことを考慮に入れ、顎と加振器を堅固に連結し、被験歯と、加振器の振動軸を、即時重合レジンで確実に連結したところ、安定した状態が得られた。しかし歯面と振動軸の位置関係について、一定の規格を設けなかったため、その変動による誤差の可能性は否定出来ず、今後の改良が必要であ

ろう。

B 装置の較正および再現性

本装置の較正と再現性は、自作した標準較正器により検定した。その結果、標準較正器の実験値は、理論値と比べて、その差は6.91%以内であった。さらに、装置の経時変化による実験誤差は、1.2%であった。また加振器と較正器の接続方法を変えた時の実験誤差は、2.1%であった。以上のことから、本測定装置の再現性はよいと思われる。

C 測定結果

測定の結果、臨床的に健康と思われるものについては、粘性抵抗が $2.46 \times 10^4 \sim 3.12 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ であり、弾性定数は、 $3.42 \times 10^8 \sim 3.99 \times 10^8 \text{ dyn/cm}$ であった。これに比べて、動揺の認められた歯では、粘性抵抗も弾性定数も、著しく低下する傾向が認められた。

なお、こうして得られた値には、駆動系の機械インピーダンスが含まれている。これは、コイルの電気インピーダンスと加振器の粘性抵抗、弾性定数、実効質量である。本実験で使用した振動数帯では、コイルの換算機械インピーダンスは、主として弾性定数に相当するものであった。これは測定した弾性定数の最低値に対して、0.003%であり、全く無視し得るものであった。加振器の粘性抵抗および、弾性定数は、健全歯の場合のそれぞれの最低値に対して1.7%および1.5%であり、ほとんど無視し得る値であった。しかし、動揺歯の場合は、測定した粘性抵抗、弾性定数そのものの値が著しく小さくなるので、加振器の影響を無視することは出来なくなる。したがって必要によっては、測定値から加振器の値を差し引かなければならない。歯の実効質量は、測定器自身の値が、著しく大きいので、分離することは不可能であった。この問題は、加振器の設計上、一定レベルの加振力を得るためには、やむを得ないことであり、加振器自身の改良を待たねばならない。

D 従来の報告との関連

歯の機械インピーダンスの測定は、すでにNoyes¹⁰⁾が、別の方法によって試みており、わずかな

から測定値が報告されている。その測定値と比較すると、Noyes による弾性定数は、 $1 \times 10^8 \text{ dyn/cm}$ で、比較的本実験値と類似しているが、粘性抵抗について Noyes は、 $5.0 \times 10^3 \sim 5.4 \times 10^5 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ の値を出しており、本実験値と約 10 倍の差がある。このことは、振動系の定数が、本装置と異なることに一因があるものと考えられる。事実、彼のデーターを見ると $50 \text{ Hz} \sim 5,000 \text{ Hz}$ までに、幾つかの副共振をもつ振動様相が在存するようである。そのため、駆動系の共振がかなり大きく影響し、集中単一定数系とは言えないようである。しかしながら、駆動系の影響について、考慮が払われていないので、得られた値が、歯周組織そのものの値であるかどうか判断しがたい。

次に本実験では、共振振動数の測定も合わせ行なったが、粘性抵抗や弾性定数の低下が見られた歯については、共振振動数の低下も見られた。このことは、倉島⁷⁾、加藤⁹⁾の報告とよく一致した所見である。また、動揺歯における弾性定数の低下は、ダイヤルゲージ法で測定した場合の、一定力に対する変位量の増大とも、現象的には一致していた¹⁶⁾。

E 機械インピーダンスによる動揺度の表現

既に繰り返した述べてように、歯の機械インピーダンスは、歯周組織の粘性抵抗、弾性定数および歯と歯周組織の実効質量をパラメーターとする物理量であり、それは「歯の動き難さ」を表わすものである。これに対して、従来歯の動揺度と言われたものは、一定力に対する歯の変位量である。したがって、機械インピーダンスは、従来の動揺度とは、全く次元の異なるものである。しかし従来の方法では、歯の変位の経時的変化が、そのまま測定値の変動となってあらわれ、測定法にも、表現法にも、不備な点が多かった。

これに対して、機械インピーダンスは、弾性定数の中に、時間の次元を含み、しかも、経時変化の要因となる粘性抵抗をも含むので、歯の外力に対する物理的応答を、最も忠実に表わすものと考えられる。したがって、歯の機械インピーダンス

によって、歯の物理的支持様相が適確に表現し得る。従来、動揺度と言われていたものは、必ずしも厳密な定義はなく、ただ臨床的に簡便な表現法として用いられて来た。しかし、歯の機械インピーダンスの測定が可能になった時点では、改めて動揺度を定義しなおす必要があろう。そこで、すでに1963年に倉島も提案しているが、筆者も歯の動揺度を機械インピーダンスで表現する事を、提案したい。

F 歯の機械インピーダンスの臨床的意義

今回の測定では、症例数が少なく、必ずしも即断は出来ないが、動揺の認められた歯には、粘性抵抗も弾性定数も、低下する傾向が見られた。この弾性定数の低下は、従来 Mühlemann¹⁶⁾ (1967) らによって報告されたものと、現象としては同じものであるが、粘性抵抗の減少については、従来全く報告がなかった。一般に振動エネルギーは、粘性抵抗によって吸収される。粘性抵抗が減少することは、歯に加えられる種々な外力が、歯周組織の粘性成分によって弱められずに、そのまま直接骨に伝えられると考えられる。臨床的な面から見れば、外傷性咬合の成立機転と密接な関係があると思われる。今後、歯の機械インピーダンスの測定によって、歯の動揺現象と歯周組織の病態との関係を明らかにしたい。

V. 総括および結論

本研究は、歯の機械インピーダンスの測定法の開発と、その臨床応用を目的として行なった。測定法は、機械インピーダンスを、電気インピーダンスの形でとらえるため、ベクトル・ローカス法を採用した。この方法は、一つのループの特性点から、機械インピーダンスのパラメーターである粘性抵抗、弾性定数、実効質量が容易に算出出来る利点がある。

標準較正器を製作し、検定したところ、再現性は十分であった。この方法を数例の臨床例に応用したところ、動揺の認められた歯は、健康なものに比べて、粘性抵抗も、弾性定数も低下する傾向が見られた。なお健康歯の場合、粘性抵抗は、

$2.46 \times 10^4 \sim 3.12 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ であり、弾性定数は、 $3.42 \times 10^8 \sim 3.99 \times 10^8 \text{ dyn/cm}$ であった。しかし実効質量については、測定装置の設計上の制限から、算出するには至らなかった。

以上のことから次の結論を得た。

1. ベクトル・ローカス法は、歯の機械インピーダンスの測定にあたって、測定法が容易であり、粘性抵抗、弾性定数、実効質量がループから容易に算定出来るものであることを知った。

2. 標準較正器で、装置の再現性を検討したところ再現性は十分だった。

3. 健康な人間の上顎中切歯の粘性抵抗は、 $3 \times 10^4 \text{ dyn} \cdot \text{sec/cm}$ 、弾性定数は $3.5 \times 10^8 \text{ dyn/cm}$ のオーダーであった。

4. 動揺が認められた歯では、健康な歯に比べて、粘性抵抗も、弾性定数も低下する傾向が見られた。

5. 動揺のみられる歯の弾性定数の低下は、ダイヤルゲージ法による報告と類似した現象であった。

6. 機械インピーダンスは、粘性抵抗や、弾性定数をパラメーターとし、歯周組織の機能的な表現法として、適切であると考えられる。

<注 1>

$$X = \frac{r}{r^2 + I^2} A^2 \dots \dots \dots (1)$$

$$Y = \left| \frac{I}{r^2 + I^2} A^2 \right| \dots \dots \dots (2)$$

$$(1) \text{ より } r^2 + I^2 = \frac{r}{X} A^2 \dots \dots \dots (3)$$

$$I^2 = \frac{r}{X} A^2 - r^2 \dots \dots \dots (4)$$

$$(2) \text{ より } Y^2 = \frac{I^2}{(r^2 + I^2)^2} A^4 \dots \dots \dots (5)$$

(5)に(3)(4)を代入して、

$$Y^2 = \frac{\frac{r}{X} A^2 - r^2}{\left(\frac{r}{X} A^2 \right)^2} A^4$$

$$Y^2 \left(\frac{r}{X} A^2 \right)^2 = \left(\frac{r}{X} A^2 - r^2 \right) A^4$$

$$Y^2 \left(\frac{r}{X} \right)^2 = \frac{r}{X} A^2 - r^2$$

$$Y^2 \cdot \frac{r}{X} = A^2 - XY$$

$$Y^2 r = A^2 X - X^2 Y$$

$$Y^2 r + X^2 r - A^2 X = 0$$

$$\therefore Y^2 + X^2 - \frac{X}{r} A^2 = 0$$

両辺に $\left(\frac{A^2}{2r} \right)^2$ を加えて

$$X^2 - \frac{X}{r} A^2 + \left(\frac{A^2}{2r} \right)^2 + Y^2 = \left(\frac{A^2}{2r} \right)^2$$

$$\therefore \left(X - \frac{A^2}{2r} \right)^2 + Y^2 = \left(\frac{A^2}{2r} \right)^2$$

直交座標軸においてX軸上の点(a, 0)を中心とする半径 a (a>0)の円の方程式は

$$(x-a)^2 + y^2 = a^2$$

故に中心がX軸上の点 $\left(\frac{A^2}{2a} \cdot 0 \right)$ にある半径 $\frac{A^2}{2r}$ の円となる。

<注 2>

加振器の駆動入力に対し、検出出力は、加振器、およびその負荷(被験歯)の機械インピーダンスによる位相差をもつ。いま、駆動電流として $I_d \sin \omega t$ を与えたとすると、検出電圧は、位相角 ϕ を持つとして、 $E_p \sin(\omega t + \phi)$ となる。この電圧を二組の Gate 回路の入力として与え、それぞれの Gate を、駆動と同相、および $-\frac{\pi}{2}$ 位相で Switching し、Gate 出力を積分して平均すれば、その平均出力として

$$\text{同相出力} = -\frac{\omega}{2\pi} \int_0^{2\pi} E_p \sin(\omega t + \phi) dt = -\frac{1}{\pi} E_p \cos \phi$$

$$\frac{\pi}{2} \text{ 位相出力} = \frac{\omega}{2\pi} \int_{\pi}^{2\pi} E_p \sin(\omega t + \phi) dt = \frac{1}{\pi} E_p \sin \phi$$

がそれぞれ得られる。ここで得られた同相出力は、電気インピーダンスの抵抗、すなわち機械インピーダンスの粘性抵抗に比例した電圧であり、 $-\frac{\pi}{2\omega}$ 位相出力は、電気抵抗のリアクタンス、すなわち機械インピーダンスの実効質量、および弾性定数のベクトル和に比例した電圧となる。そこで前者をX軸入力、後者をY軸入力として、X-Y レコーダーに入れば、ベクトル・ローカスが描かれる。

稿を終るにあたり、終始御懇篤な御指導を賜りました木下教授に、深甚な謝意を表します。また種々な御援助を賜りました口腔生理学教室市岡教授、歯科矯正学教室三浦教授に感謝いたします。さらに温い励しと、御指導、御援助を賜りました歯科矯正学教室倉島晃一講師に心からの感謝と、敬意を表します。装置組立てにあたりましては、日本電気株式会社の江森氏、太田氏に試供品を御提供いただきました。また較正器の製作にあたり、

御助言いただきました東京工業大学工学部松尾助手に感謝いたします。最後に本学第2歯科保存学教室の皆様、歯科矯正学教室の皆様に心より感謝の意を表する次第であります。

文 献

- 1) Elbrecht, E.: Beitrag zur Bestimmung der Lockerungsgrade der Zähne. *Paradentium* 7: 138, 1939.
- 2) Mühlemann, S.: Periodontometry, A method for measuring tooth mobility. *J. Oral Surg. Oral Med. Oral Path.*, 4: 120, 1951.
- 3) 高野英夫: 歯の動揺の研究 (I), *歯科学雑誌*, 7: 147, 1950.
- 4) 石橋真澄: 歯牙の動揺に関する実験的研究 (I), *口病誌*, 20: 187, 1953.
- 5) Hofmann, M.: Ein Gerät zur quantitativen und qualitativen Bestimmung der Bewegungsbahn der Zahnes. *D. Z. Z.* 17: 721, 1962.
- 6) Körber, K. H.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. *D. Z.* 16: 605, 1962.
- 7) 倉島晃一: 歯周組織の力学的性状に関する研究, *口病誌*, 30: 361. 1963.
- 8) Mühlemann, S.: Tooth mobility; Its causes and significance. *J. Perio.* 36: 148, 1965.
- 9) 加藤 熙: 正常および病的な歯周組織の共振振動数の測定, *口病誌*, 35: 58, 1968.
- 10) Noyes, H. Clark, J. & Watson, E.: Mechanical input impedane of human teeth in vivo. *Med. & Biol. Eng.* 6: 487, 1968.
- 11) 中川鶴太郎, 神戸博太郎: レオロジー, 東京, 1960, みすず書房, p. 432.
- 12) 早坂寿雄: 石井鈴枝, 吉川昭吉郎: 音響工学概論, 東京, 1970, 日刊工業新聞社, p. 71, p. 219.
- 13) Woodward, J. G.: A vibrating plate viscometer., *J. Acoust. Soc. Am.*, 25: 147, 1953.
- 14) トーレシリコン: トーレシリコーン SH 200 オイル, 東京, トーレシリコーン 技術資料, No. 464-133.
- 15) 近藤勝義: インピーダンスプレチスモグラフィーによる歯根膜循環動態の研究, *口病誌*, 36: 20, 1969.
- 16) Mühlemann, S.: Tooth mobility: A review of clinical aspects and research findings, *J. Perio.* 38: 686, 1967.