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)

倉 島 晃 一

東京医科歯科大学歯学部矯正学教室 (指導: 三浦不二夫教授)

(昭和 38 年 10 月 15 日受付)

The Viscoelastic Properties of the Periodontal Membrane and Alveolar Bone

Koichi Kurashima

Department of Orthodontics, School of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University (Director: Prof. Fujio Miura)

I 緒 言

歯周組織の力学的な性状を解明することは、歯科医学の中でも特に臨床歯科医学において極めて重要な意義をもつものである。歯科矯正学においては、不正咬合の治療に際し、矯正力に対する歯周組織の力学的な応答を明確に把握する必要があり、また歯の移動に伴って歯周組織の機能がどのように変化するかを知らなければならない。

歯周組織の機能は、いうまでもなく歯を支持することにある。この支持様式がいわゆる可撓性支持であることは、歯が生理的にも動揺し得るという事実からみても明らかであろう。したがって、歯の動揺様相は歯周組織の力学的性状を表現するものであるといえる。

動揺とは広義の運動に属すると考えられる。ゆえに、歯の動揺様相を観察し、歯周組織の力学的性状を追究するにあたっては、歯に加えた力、およびその変位の時間的変化を検索する必要がある。

これに反して、従来行なわれてきた歯の動揺に関する研究¹⁻⁵⁾では、単に力と変位の関係のみを観察しうる方法が採られていたもので、それらの時間

的变化についてはなんら知るところがなかった。したがって、これらの方法を踏襲する限り、真の歯の動揺様相を把握することは不可能であろう。

そこで本研究は、歯に加えた力、および歯の変位を時間的に追跡しうる方法を新たに考案し、*in situ* における健全歯の歯周組織、特に歯根膜、および歯槽骨の力学的な性状を検索することを目的としたものである。

II 研究方法

歯周組織の力学的な性状を検索するにあたって歯に加えた力(荷重)、歯の変位、および時間の3者の相互関係を定量的に観測する必要がある。そこで、これら3つの次元、すなわち[力]、[長さ]、および[時間]における物理量を次のような組合せの関係において観察することとした。

すなわち: 力を一定にしたときの変位と時間との関係: 力を一定にし、かつその持続時間を変えたときの変位と時間との関係: 力を繰り返し加えたときの変位と時間との関係: 変位を一定にしたときの力と時間との関係のそれぞれについて観察した。力の方向は上顎中切歯の唇側面に垂直とした。

一定力としては、矯正力と同程度の 50 g の力、および歯の動揺度測定のため Mühlemann¹⁾ が用いたと同じ大きさの 500 g の力の 2 種類を選び、前者を小荷重、後者を大荷重として歯に加えた。また予備実験により、50 g の力では 20~30 μ の変位量が観察され、500 g の力では 80 μ 程度の変位が記録されたので、これらの変位量を一定変位として選び、前者を小変位、後者を大変位として与えた。

さらに歯の変位様相を動的にも観察するために大きさだけでなく方向が時間的に変化する力として周期的な振動力を加えた。

以上の研究方法を列挙すると次のようになる。

(1) 一定の力(荷重)を加え、瞬間的にそれを除いたとき(以下これを除重という)の変位様相の観察

- (a) 小荷重 (50 g) について
- (b) 大荷重 (500 g) について

(2) 持続時間を変えた一定小荷重を加えたとき

の変位様相の観察

(3) 繰り返し大荷重を加えたときの変位様相の観察

(4) 一定変位を与えたときの力の観察

(a) 小変位 (40 μ 程度) について

(b) 大変位 (80 μ 程度) について

(5) 周期的な振動力を加えたときの変位様相の観察

被験歯としては、年齢 20~23 歳の成人女子の上顎左右中切歯を 10 歯用いた。これらは、視診、触診、およびレントゲン診査により、歯根が完成し、う蝕がなく、また歯周組織にも疾病が認められなかった健全歯である。

III 実験装置および方法

1. 実験装置

実験装置は 2 種類のものを用いた。装置 I は前記の測定項目(1)~(4)に、装置 II は測定項目(5)に使用した。

図1 実験装置 I

図2 Measuring head の構造.

GP: ゲージ板, DT: 差動トランス,
P: 加重用真鍮棒, KT: Kreuztisch,
TR: トレー

図3 被験歯への荷重方法 (模型)

唇側面に垂直に真鍮棒を接触させる

1) 装置 I (図1, 2)

測定ヘッド (Measuring head), 歪増幅器, 変位

増幅器 (Dif. Trans Amp.), および ペンレコーダーの4者によつて構成されている。

被験者の上顎に測定ヘッドを固定し, そのゲージ板先端に取付けた真鍮棒を介して被験歯に荷重を加える (図3)。力量はゲージ板から検出され, 同時に変位量は差動トランス (図2: DT) により変換して取り出される。それぞれの電氣的な出力は歪増幅器 (力量), および変位増幅器に加えられ, 増幅, 整流される。これらの直流出力は二系統の記録素子を有するペンレコーダーに入れられて記録される。

この記録紙上における全装置の総合感度は次の通りである。

力量感度: 250 mm/500 g 最大

変位量感度: 250 mm/400 μ 最大

これらの感度は, 力量を天秤の分銅, 変位量を最小目盛 1 μ のダイヤル・ゲージにより校正した値である。直線性は 0~500 g, 0~400 μ の範囲において十分良好であつた。全系統における測定器の零点移動は記録紙上には全く認められない (図4)。

図4 計器の零点復帰

ゲージ板に荷重を加え, 除重すると完全に零点へ復帰する。

各装置は次の通りである。

(a) ゲージ板 (自家製 図2: GP)

歯に加えられた力量を検出する。素材は磷青銅

板(縦10 mm, 横15 mm, 厚さ1.7 mm)である。その表裏には strain gauge (120 Ω , ゲージ・ファクター1.98)を一板ずつ貼布してある。その先端には、円錐形に先の尖った真鍮棒(径10 mm, 長さ10 mm, 15 mm, 20 mm の3種)が取付けられている。これは被験歯に荷重を加えるためのものである。ゲージ板全体は、後述する顕微鏡の Kreutztsch の carriage 先端に片持梁の形に固定されている。

被験歯に荷重を加えると、このゲージ板に僅かな曲げ歪(真鍮棒の位置で500 g に対し5 μ 程度)が生ずる。この歪が strain gauge により電気信号に変換されるわけである。

(b) 差動トランス(新光電機製 DS-24 L 型, 図2: DT)

歯の変位量を検出する装置である⁹⁾。内部には一次コイル、および二次コイルがあり、これらの中心空隙においてコアが自由に動き得るような構造になっている。一次コイルに交流を通じ、コアを動かすと、その変位量に比例した電圧が二次コイルに発生する。

差動トランスの本体(コイル)は Kreutztsch の carriage の方に取付けられ、コアは Kreutztsch の本体に固定されている。したがって、Kreutztsch 本体と carriage との相対的な位置の変化、つまり歯の変位量は差動トランスのコイルとコア軸の相対的な位置の変化となる。このようにして、歯の原位置からの変位量が電氣的に検出される。

(c) Kreutztsch (顕微鏡用のものを改造, 図2: KT)

これには、ゲージ板、差動トランス、トレーが取り付けられており、これら全体が測定ヘッドを構成する。

トレーは、本装置を被験者の上顎に固定するために用いられたものである。トレーにはモデリング・コンパウンドを盛り、被験者の上顎の印象をとる。印象材が硬化したのち、被験歯の舌側相当部を十分に削除し、被験歯が舌側へ動けるようにしておく。

実験に際しては、トレーの把柄部を carriage の取付金具に挿入し、被験者の上顎に合わせゲージ板の真鍮棒が被験歯の唇側面中央部に垂直に接するようにノブ N_3 (図2)で角度を定めてから、トレーを固定する。次にノブ N_2 で近遠心位を調節しつつ、ノブ N_1 を廻し、carriage を被験歯へ向って前進させ、真鍮棒の先端を被験歯の唇側面中央に接触させる。このとき、ノブ N_4 で差動トランスの位置を調節し、また変位増幅器の電氣的な零点調節を行なう。

(d) 歪増幅器(新興通信社製 DS6-RX 型)(図1)

ゲージ板の歪によつて生じた交流電圧を増幅、整流し、力量に比例した直流出力を得る装置である。

(e) 変位増幅器(三栄測器製 CA-105 歪増幅器を一部改造)(図1)

差動トランスに発生した交流電圧を増幅、整流し、歯の変位量に比例した直流出力を得る装置である。

(f) ペンレコーダー(理化電機製 B-20 型)

二系統の増幅器、および記録ペンを備えた自動平衡式記録計である。感度は250 mm/10 mV, 記録紙送り速度は60, 120, 240 mm/min & hr である。この装置により力量、および変位量が連続的に記録される。

2) 装置 II (図5)

歯に動的な力として周期的な振動力を加え、歯の変位様相、つまり振動様相を観測する装置である。この装置は、低周波発振器(Oscillator), vibrator, 増幅器(Amplitude displayer), 周波数計(Frequency meter), およびペンレコーダーから構成されている。

実験にあたっては、低周波発振器の出力を vibrator の駆動コイルに加え、これにより生じた周期的な振動力を被験歯の唇側面中央部に加える。このとき、駆動コイルと歯が同時に振動することによつて、その振動速度に比例した電圧が発電コイルに発生する。これを増幅器、および周波数計に加え、そこで増幅、整流したのち、ペンレ

図5 実験装置Ⅱ Oscillator の出力を vibrator に加え、歯に振動を与える。振動速度は amplitude displayer, 振動数は frequency meter で検出し, pen recorder にて記録する。

コーダーに入れて振動速度および振動数を同時に記録する。

各装置は次の通りである。

(a) 低周波発振器 (横河電機製 OV-21 A 型, および菊水電波製 ORC-44 型)

駆動コイルに加える交流電流の発生装置である。一台はデカード・ステップで周波数可変の構造になっている (横河電機製, 公称周波数精度 $\pm 0.2\% + 0.5 \text{ c/s}$)。これは主に周波数較正に用いられた。他の一台 (菊水電波製) は連続的に周波数を変化させるために用いられた

(b) Vibrator (福洋音響製 G-3 A 型)

歯に振動力を加え、同時にその振動速度を電気的に変換する装置である。内部には駆動コイル, 発電コイルがあり, 駆動電流を流すと, 両者は磁極の間を運動するようになっている。

実験に際しては, ロッドの先端に径 8 mm のポリスチロール円筒を接着し, これを被験歯にあて

て振動力を加えるようにした。

(c) 増幅器 (Amplitude displayer, 自家製)

Vibrator の発電コイルにより検出された歯の振動速度に比例する交流電圧を増幅, 整流する装置である。

(d) 周波数計 (Frequency meter, 自家製)

Vibrator の発電コイルの発生電圧を加え, 歯の振動数に比例した直流電圧を得る装置である。

2. 実験方法

(1) 一定荷重を加え, 瞬間的に除重したときの変位様相の観察。

(2) 一定の小荷重を加え, その持続時間を変えたときの変位様相の観察。

(3) 繰り返し荷重を加えたときの変位様相の観察。

以上 3 種目の実験方法では, 装置の操作法が同じであるので, ここに一括して述べる。

まず, 差動トランスのコア軸の被験歯に向つ

た側に真鍮棒を取り付け、その先端が被験歯の唇側面中央部に接するようにノブ $N_1 \sim N_3$ を調節しておく。

次に差動トランスのコア軸の反対側から、矯正用ゴム張力計（最大目盛、50 g、および 500 g の 2 種、較正済）を用いて荷重を加える。(1) では 50 g あるいは 500 g になった瞬間に張力計を取り除いた(除重)。実験(2) では一定時間押しただままにして持続時間を変え、(3) では繰り返し押しした。

なお、(1)、(2)では力量を一定にしたため、ゲージ板を用いながつたが、(3) では一部併用した。

(4) 一定変位を与えたときの力の観察

Kreuztisch の carriage 先端に力量を検出するためゲージ板を取り付けておく。また前述のごとく調整を行つて、真鍮棒の先端を被験歯の唇側面中央部に触れさせておく。

次にノブ N_1 を廻し、carriage を被験歯に向つて動かし、ペンレコーダーの記録をしながら一定の変位量になつたところで止める。carriage と Kreuztisch の本体はウォームギヤーの噛み合わせになつているから、ノブ N_1 を廻わさない限り、それらの相対的な位置は変化しない。つまり歯は原位置から一定距離だけ隔たつた位置に保持されるわけである。

(5) 周期的な振動力を加えたときの変位様相の観察

実験装置 II の vibrator のロッドに取り付けたポリスチロール円筒を、被験歯にあてた。その部位は(1)~(4)と同じである。

低周波発振器の発振周波数を連続的に変化させ

て歯に振動力を加える。同時にその振動速度、および振動数をペンレコーダーで記録する。

なお、この実験では被験歯の数を増し、健全な上顎左右中切歯(選定基準は前述と同様)をそれぞれ 33 歯、合計 66 歯を用いた。また 2 例ではあるが、排膿および著るしい動揺がみられ、歯槽突起の吸収が $\frac{1}{3}$ 程度に認められたいわゆる歯槽膿漏症の罹患歯を対照として用いてみた。

IV 実験成績

1. 一定荷重を加え、瞬間的に除重したときの変位様相の観察。

(a) 小荷重について

図 6 A は上顎左側中切歯に唇側から 50 g の荷重を加え、直ちに除重したときの記録例である。

変位量は 1~2 秒で 17.5μ に達した。除重後は、もはやなんらの力が加わっていないにもかかわらず、歯は瞬間的には原位置に復帰しなかつた。すなわち、図 6 A にみられるように、変位量は次第に減少し、原位置へ完全に復帰したのは約 4 秒後であつた。(以後、除重してから原位置へ復帰するのに要する時間を復帰時間とよぶ)。

図 6 B は、図 6 A と異なり、除重後の変位量の減少が極めて緩やかであり、また復帰時間がもつとも長かつた例である。すなわち、50 g の荷重を加えると、1~2 秒後 20μ の変位量が現われた。そのとき直ちに除重すると、変位量は徐々に減少し、約 22 秒を経過して変位量は 7μ までに減少したが、それ以下は変化がなかつた。つまり 7μ の残留変位が認められたわけである。

この種の実験に際して、50 g 程度の荷重を採用

図 6 小荷重 (50 g) を加えたときの変位様相 A は復帰の早い例、B は復帰の遅い例。

した報告は、過去においてはみられない。Mühlemann¹⁾ は上顎中切歯に 100 g の荷重を加えた場合、舌側への変位量として 40μ を示している。本実験では 50 g の力に対して 17.5μ 程度であつた。これを彼の成績と比較すると、力量については $\frac{1}{2}$ であり、変位量も約 $\frac{1}{2}$ であつた。したがつて本実験では彼の測定成績とほぼ同程度の数値が得られたものと考えられる。

しかし Mühlemann は変位量の時間的变化については検索していない。時間の次元を加えた本実験においては、除重後、さきに述べたような特異な現象が把握された。つまり、歯は除重後、瞬間的に原位置に復帰するのではなく、その変位量は、徐々に減少し、少なくとも 4 秒を要するとい

うことを知り得た。しかもこのような現象が 50 g の小荷重を加えた際にも起ることを認めた。これらは従来全く指摘されていないことがらである。

歯周組織の力学的性状を解明するにあつては、このような現象が存在する限り、荷重と変位量の関係のみならず、さらに変位量の時間的变化をも追求する必要がある。

(b) 大荷重について

大荷重(500 g)を加えた場合は、小荷重(50 g)を加えた場合と比較して、除重後の変位様相に著しい差異のあることが観察された。

図 7 は上顎左側中切歯に唇側から 500 g の荷重を加えたときの記録例である。500 g の荷重に対しては、約 125μ の変位量が現われた。加重後

図 7 大荷重 (500 g) を加えたときの変位様相、瞬間的な復帰 (Ri) および緩徐な復帰 (Rc) が観察される。 12μ 程度の残留変位があつた例。

図8 大荷重を加えたときの変位様相。瞬間的な復帰 (R_i) および緩徐な復帰 (R_c) がみられ、残留変位が極めて小さい例。

12秒経過してから直ちに除重すると、変位量は 30μ まで瞬間的に復帰した。つまり、復帰時間は 125μ から 30μ に減少する場合、事実上ほぼゼロであった。この現象は小荷重の除重後には全くみられなかったものである。 30μ 以下では小荷重を除重した場合にみられた現象と同様に緩やかに変位量は減少した。この例では残留変位が約 12μ 認められた。

図8は、他の上顎左側中切歯における記録例である。 500 g の荷重に対する変位量は約 112μ であった。加重後12秒経過してから直ちに除重すると、 50μ まで瞬間的に復帰した。 50μ 以下では前者と同様な経過をとり、約 2.5μ まで徐々に復帰し、復帰時間は18秒、残留変位量は 2.5μ

であった。

以上のように、本実験ではいずれの例においても小荷重を加えた際には観察されなかった顕著な現象が認められたのである。すなわち、 500 g の大荷重を除重すると、 $30\sim 50\mu$ 程度まで瞬間的に復帰し、次いで小荷重の場合と同様な緩徐な復帰がみられた。したがって、大荷重を加えた場合は、除重後の変位量の減少に明白な差異のある二相性の復帰が現われるといつてよい。

Mühlemann¹⁾ は力と変位の関係について、次のように報告している。すなわち、 100 g 以下の力を加えると歯は動き易いが、 100 g 以上の力を加えると動き難くなるという二相性の動揺があると述べている。したがって、本実験において、除重

図9 小荷重の持続時間を変えたとき変位様相
荷重の持続時間が長くなると、復帰時間も長くなる。

後の復帰様相にみられた力-変位-時間の関係における二相性復帰とは現象的には異なる。なお、小荷重、大荷重を加えた場合に、荷重の大きさと残留変位の間には量的な関係は観察されなかった。

2. 持続時間を変化させた小荷重を加えたときの変位様相の観察。

図9は、持続時間をA(5.0秒)、B(7.3秒)、C(10.0秒)、およびD(18.5秒)の4段階に分けた小荷重(50g)を加えたときの記録である。

この場合は、実験1で観察されたと同様な現象の他に、さらに特徴のある復帰様相が認められた。すなわち、同一被験歯に加えた荷重の持続時間を5.0秒(A)から18.5秒(D)まで順次増加させると、復帰時間はAの場合2.5秒、Bの場合4.0秒、Cの場合7.2秒、Dの場合30秒に変化した。復帰が緩徐に行なわれる点については、実験1の結果と同様であった。

以上を表1に示す。

この表から持続時間が長くなるとともに復帰時間も長くなる傾向にあることがうかがえたので、

表 1

	A	B	C	D
持続時間(秒)	5.0	7.3	10.0	18.5
復帰時間(秒)	2.5	4.0	7.2	30.0

小荷重の持続時間と復帰時間の関係(図9より)

両者の関係をさらに明確にするため、対数グラフにプロットしてみた(図10)。すなわち、対数軸上に復帰時間を取り、一方荷重の持続時間を等間隔軸上にとつた場合、両者の関係は直線になった。したがってこの場合、荷重の持続時間と復帰時間の対数とは比例関係にあるといえる。

3. 繰り返し荷重を加えたときの変位様相の観察。

本実験では、これまで実験1,2で観察されたものとは全く異なる変位相様が認められた。

図11は約0.6秒毎に、合計19回の大荷重を加えた場合の成績である。第1回目から第11回目(図に11thと印した)までの加重においては、加重による変位量の増加分の方が、除重による減少よ

図 10 荷重の持続時間と歯の復帰時間の関係
(図 9 より) 持続時間 (Duration) に復帰時間
(Recovery) の対数は比例する。

りも大きくなった。そして次々に荷重が加えられると各回の増加分と減少分の差が重なり合つて (以下この現象を重畳とよぶ)、変位量のレベル (図で振幅のほぼ中央を連ねた点線により示した) は 75μ 程度まで上昇した。しかし、第 12 回目から第 19 回目までの加重の際には、増加分と減少分に差がなくなつた。そのため第 11 回目までの変位量のレベルが最後までそのまま保たれていた (以後このレベルをプラトーとよぶ)。最後の 19 回目の加重により、変位量が最高 120μ に達したところで除重すると、 75μ まで瞬間的に復帰した。この瞬間的な復帰に続いて、実験 1, 3 の小荷重を加えた場合と同様の緩徐な復帰が認められ、40 秒後には原位置に復帰した。

図 12 は力量と変位量を同時記録した例である。

図 11 繰返し大荷重を加えたときの変位様相 変位量のレベル(点線)
は重畳により、次第に上昇し、プラトーに達している。

図 12 繰返し荷重を加えたときの力量と変位量の関係、
点線は変位量のレベルの変化を示す。

この場合は力量を検出するため、Kreuztisch の carriage の先端にゲージ板を取り付けた(図 2)。そしてノブ N_1 を左右へ交互に廻すことによって荷重を加えた。

荷重を凡そ 2 秒毎に繰返し加えると、図 11 の場合と少し異なった変位様相が観察された。すなわち、最初の 7~8 回の加重によりプラトーに達し、以後はそのレベルの上下で増加、減少が繰り返された。なお、プラトーに達する迄の加重の回数は図 11 の場合よりも少く、そのレベルはほぼ 110μ であった。

4. 一定変位を与えたときの力の測定

(a) 小変位について

図 13 は歯を原位置から約 22μ 舌側へ変位させそのまま保持しておいたときの記録例である。初め 22μ の変位を与えると、約 20 g 前後の力が記録されたが、時間とともに減少し約 30 秒経過し

たのちにはゼロになった。ここでさらに 15μ の変位を付け加え、最初の変位量との和 35μ の変位を与えると、力は再び 21 g まで上昇した。しかし、この場合も力は時間とともに減少し、約 20 秒後にはゼロになった。なお、力の変位を示す曲線上に周期的な波動が重複しているのが観察された。

(b) 大変位について

大変位を与えた場合も、小変位の場合と同様に力は時間の経過とともに減少することが観察された。

図 14 は 85μ の変位を与えたときの記録例である。変位を与えた直後には、最初約 320 g の力量が記録されたが、時間とともに減少し、260 秒後には約 50 g、つまり最初の約 $1/6$ になった。なお、力の変位を示す曲線において微少な変動が重複していることが認められたが、これは力量を検出す

図 13 20—40 μ の一定小変位をあたえたときの力量の減少を示す。

るために用いたゲージ板の感度を最高に上げたため、被験者の極めて小さな動きが記録されたものと思われる。このような変動は、この種の生体における実験では必然的に現われるもので、計器が高感度である場合には避け難いと考えられる。

以上、小変位においても、また大変位においても、荷重は時間とともに減少し、小変位の場合では完全に消失してしまうことが観察された。一方大変位では、ゼロになることはなく、荷重してより 260 秒ののちには、最初の $\frac{1}{5}$ ないし $\frac{1}{7}$ に減少した。

5. 周期的な振動力を加えたときの変位様相の観察。

図 15 は健全歯に 180~7,000 cps の振動力を加

えた場合の記録例である。この場合、上顎右側中切歯では 430 cps において、また上顎左側中切歯では 420 cps において振動速度の極大点が現われた。なお、記録計の 2 つのペンは衝突しないようにずらされているので、それらの記録には横軸上(時間)に偏差が生ずる。そこで、図ではこの偏差を補正し、振動速度が極大になった時の振動数を丸印で示してある。

この振動速度の極大点は、歯および歯周組織の固有振動数に駆動振動数が一致し、共振現象(速度共振)が現われたことを示すものである。

上顎左右中切歯について測定した共振振動数をヒストグラムとして図 16 に示す。上顎右側中切歯、33 歯における共振振動数の平均値は 422 cps,

図 14 85μ の一定変位を与えたときの力量の減少を示す。
260 秒後は初期値の約 $\frac{1}{6}$ に減少している。

標準偏差 71 cps であった。また上顎左側中切歯、33 歯では、平均値 434 cps、標準偏差 60 cps であった。上顎右側中切歯の平均値に対し、上顎左側中切歯の平均値はやや大きくなっているが、t 検定を行なった結果、有意差は認められなかった。

対照として、2 例ではあるが、いわゆる歯槽膿漏症の罹患歯についての記録例を図 17 に示す。共振振動数は上顎右側中切歯において 250 cps、左側中切歯において 260 cps となり、健全歯の平均値に比較すると、左右側ともに減少していることが知られた。

以上の実験成績から、上顎中切歯に唇側から周期的な振動力を加えると、健全歯の場合では 420～430 cps において、振動速度の極大を示す共振現象が現われることが判った。またいわゆる歯槽膿漏症の罹患歯では 250～260 cps において共振現象が起り、健全歯の場合よりもその振動数が低かった。

V 実験成績の総括

健全な上顎左右中切歯に唇側から小荷重 (50 g) 大荷重 (500 g) の一定力に加え、また小変位 (40μ 程度)、および大変位 (80μ 程度) を与え、さらに 180～7,000 cps の周期的な振動力を加え、力、変位、および時間の相互関係を検索したところ、次のような成績が得られた。

1. 一定荷重を加え、瞬間的に除重したときの変位様相の観察

(a) 小荷重について

荷重を加えると、変位量は次第に増大し、1～2 秒後、最高値 $17\sim 20\mu$ に達した。除重後は緩徐な復帰が 4～22 秒間続き、残留変位として 7μ 程度が認められた場合と、全く認められない場合とがあった。

(b) 大荷重について

荷重を加えてから 2～3 秒後、 125μ の変位量が現われた。除重後は $30\sim 50\mu$ まで瞬間的に復帰し、続いて小荷重の場合と同様な緩徐な復帰が

図 15 健全歯に 180—7,000 cps の周期的振動力を加えたときの振幅(速度)の変化。上顎右側中切歯では 430 cps, 左側中切歯では 420 cps において振動速度は極大を示す(共振現象)。

図 16 健全上顎左右中切歯, 各 33 歯の共振振動数のモストグラム

20~30 秒続き, 12μ 程度の残留変位が認められた場合と, 全く認められない場合とがあつた。大荷重の場合はこのような二相性の復帰がみられる点で小荷重の場合と異つていた。

2. 持続時間を変化させた小荷重を加えたときの変位様相の観察

50 g の荷重の持続時間を 5.0 秒から 18.5 秒までの 4 段階に分けて加えたところ, 何れの場合も 22μ 程度の変位量が現われ, 除重後は実験 1 と同様に緩徐な復帰が認められた。その復帰時間は持続時間が長くなると延びる傾向にあり, 荷重の持続時間と復帰時間の対数とは比例関係にあることが判つた。

3. 繰り返し大荷重を加えたときの変位様相の観察

500 g の荷重を約 0.6 秒毎に合計 19 回加えると

図 17 いわゆる歯槽膿漏症の罹患歯における振動速度の変化を示す。
振動速度は健全歯の場合よりも低くなっている。

最初の 11 回目迄の加重により変位量が重畳し変位量のレベルは約 75μ のプラトーまで増加した。プラトーに達してからは変位量のレベルは増加せず、そのレベルを中心として増加、減少を繰り返すことが認められた。また除重後は、実験 1 の大荷重の場合と同様に 75μ 程度まで瞬間的に復帰し、続いて緩徐な復帰が 40 秒続いた後、原位置に完全に復帰した。

荷重を約 2 秒毎に繰り返した例では、最初の 7～8 回の加重により約 110μ のプラトーに達し、それ以後の加重では、やはりそのレベルで増加、減少を繰り返すことが観察された。

4. 一定変位を与えたときの力の測定

(a) 小変位について

$20\sim 35\mu$ の一定変位を与えておくと、最初 7～10 g の程度の力が記録されたが、時間と共に減少し、20～30 秒後はゼロになった。また荷重曲線には、何れの場合にも周期的な波動が重複してい

るのが観察された。

(b) 大変位について

85μ の一定変位を与えておくと、最初約 320 g 程度の荷重が記録されたが、やはり小変位の場合と同様に時間とともに減少し、260 秒後には約 50 g になった。

5. 周期的な振動力を加えたときの変位様相の観察

$180\sim 7,000$ cps の振動力を加えると、健全上顎右側中切歯では平均 422 cps において、同じく左側中切歯では 434 cps において振動速度の極大を示すという共振現象が観察された。対照として用いたいわゆる歯槽膿漏症の罹患歯では、上顎右側中切歯において 250 cps、同じく左側中切歯において 260 cps に共振振動数が記録された。

VI 考 察

1. 歯の動揺様相について

従来、歯根膜、および歯槽骨は弾性体であると一般に考えられていたようである。そして歯の動揺様相は、この弾性を表現するものであるとされていた。例えば Mühlemann^{11,14)}、あるいは石橋³⁾は、歯の動揺は歯周組織の弾性変形によつて現われると述べている。

しかし、本研究の実験成績から考察すると歯周組織は決して単純な弾性体でないことは明らかである。すなわち、歯の変位様相、とくに除重後の復帰様相に注目すれば、どの場合においても歯は弾性体のように瞬間的に原位置へ復帰するのではなく、小荷重(50 g)を加えた場合では少なくとも4秒、大荷重(500 g)を加えた場合では少なくとも12秒の時間が経過してのち、初めて原位置に復帰することが観察された。

このように、復帰には、ある一定の時間を要するという事は、歯周組織内において、弾性復原力による瞬間的な復帰を妨げるように作用する内部摩擦力、すなわち粘性抵抗力が存在することを示唆するものである。

元来、弾性を有する物体においては、力を加えると瞬間的に歪が現われ、力を除くと瞬間的に歪は消失するのであつて、その弾性復原力は Hook の法則に従い、

$$F = \gamma \cdot C \cdot E \cdots (1) \quad \begin{cases} \gamma: \text{歪} \\ C: \text{形状係数} \\ E: \text{弾性係数} \end{cases}$$

で表わされる。つまり、復原力は歪、および弾性係数に比例し、時間の関数ではない。

一方、粘性を有する物体においては歪あるいは流動は、力を加えた瞬間に現われるものではなく、また力を除いた瞬間に消失するものでもない。粘性による抵抗力(内部摩擦力) F は、Newton の法則に従い、

$$F = \frac{d\gamma}{dt} \cdot C \cdot \eta \cdots (2) \quad \begin{cases} \frac{d\gamma}{dt}: \text{変形(流動)速度} \\ C: \text{形状係数} \\ \eta: \text{粘性係数} \end{cases}$$

で表わされる。したがつて、粘性抵抗力は、変形(流動)速度、および粘性定数に比例し時間の次元をもつものである。

歯周組織に弾性と粘性が共存するならば、歯の変位量は粘性抵抗力が作用することにより、刻々変化する。

本実験において、歯の復帰様相に緩徐な復帰の認められたことは、粘性が存在することを裏付けるものである。したがつて、歯周組織の力学的性状は粘弾性として表現されるべきであろう。

ひるがえつて、従来の歯の動揺に関する研究を通覧すると、歯の変位様相を時間軸で観察したものではなく、単に力と変位との関係のみを追求していた。そして、歯の動揺様相は、変位量を動揺度とすることによつて量的に表示されていたのである。このような観察方法は、歯の動揺様相をただ平面的に眺めるに過ぎず、歯の動揺度というものが何を意味するのかについても、十分な解釈がなされていなかった。

著者は、本実験から歯の動揺様相は必ず、力、変位および時間の3者の相互関係において論ぜられるべきであるということを確認したい。

2. 一定荷重を加えた場合の変位様相の検討

a) 緩徐な復帰様相について

小荷重(50 g)を加えた場合にも、大荷重を加えた場合にも、除重後には緩徐な変位量の回復が認められた。この現象は先に述べた根拠から、歯周組織の粘弾性に由来すると考えられる。そこで、この変位様相を図18に示したような粘弾性模型の変形様相に対比させて、解析してみよう。

荷重を除いた後に現われる緩徐な回復相は図18の弾性要素と粘性要素とからなる **Vogit 模型**⁷⁾ の変形回復においてみられるものである。すなわち Vogit 模型に力を加えて最初、変形量が γ になったとする。ここで力を瞬間的に除去すると、弾性復原力が作用する一方、粘性抵抗力が作用するから、Vogit 模型については次のような方程式が成立する。

$$\gamma \cdot C \cdot E + \frac{d\gamma}{dt} \cdot C \cdot \eta = 0 \cdots \cdots (3) \\ (t=0 \text{ のとき } \gamma=\gamma_0)$$

この式を変形量 γ について解くと、

図 18 粘弾性模型

E: 弾性要素 (spring)
 η: 粘性要素 (dash pot)

$$\gamma(t) = \gamma_0 \exp\left(-\frac{E}{\eta} t\right) \cdots \cdots (4)$$

となる。すなわち、Vogit 模型の変形量は、除重後、指数関数的に減少するものである。このように徐々に変形が回復することは、一般にクリープ回復とよばれている。

クリープ回復の速さ、つまり変形量が消失するまでに要する時間の大小は、弾性係数、および粘性係数の比率で表わされている。この比率は、時間の次元を有し、クリープ回復の場合には遅延時間と称されている。すなわち遅延時間 τ は

図 19: 図 6, 図 7, 図 8, 図 11 における緩徐な復帰の変位量(相対値)と時間との関係, τ =遅延時間

$$\tau = \frac{\eta}{E} = \frac{\left[\frac{\text{dyne} \cdot \text{sec}}{\text{cm}^2}\right]}{\left[\frac{\text{dyne}}{\text{cm}^2}\right]} = [\text{sec}]$$

となる。遅延時間 τ により (4) 式からクリープ回復を導くと、

$$\gamma(t) = \gamma_0 \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) \cdots \cdots (5)$$

となる。したがって、 τ が小さいことは復帰が短時間に行なわれ、反対に τ が大きいことは復帰に長時間を要することを意味している。

本研究で得られた成績図 6, 7, 8, 11 について Vogit 模型への適合性を次のように検討した。すなわち片対数グラフの対数軸に変位量を取り、等間隔軸に時間をとると、変形量と、時間の関係は図 19 に示すように直線になるから、変位量の対数は時間に比例し、したがって、それらは指数関数的な減少であり、クリープ回復と同等であるといえる。つまり、歯の緩徐な復帰は、Vogit 模型のクリープ回復に等しいと解釈される。

そこで、歯の場合におけるクリープ回復の速さすなわち遅延時間を次のようにして算出した⁸⁾。クリープ回復において、変形量 γ が 10:1 の関係になる時刻 t_1 , t_2 ($t_2 > t_1$) をとれば

$$\tau = \frac{(t_2 - t_1) \log e}{\log \gamma(t_1) - \log \gamma(t_2)}$$

$$\log \gamma(t_1) - \log \gamma(t_2) = 1 \therefore \frac{\gamma(t_2)}{\gamma(t_1)} = \frac{1}{10}$$

から、

$$\tau = 0.4343(t_2 - t_1) \cdots \cdots (6)$$

となる。本実験によつて得られた図 6, 7, 8, 11 において、この計算を行なうと、図 19 のそれぞれの直線の横に記入したように 1.5 秒から 7.5 秒までの数値が得られた。(5) 式から遅延時間の 5 倍の時間が経過したときには、クリープ回復が最初の変形量の 99.34% 遂行されるといえるから、本研究に用いた被験歯では 7.5 秒ないし 37.5 秒となり、その時刻において復帰が 99.34% 遂行されるわけである。事実、このことは、本実験成

績とよく一致していた。

今まで、もつぱら除重後の復帰様相について考察したが、次に Vogit 模型を用いて荷重を加えた直後に起る歯の変位様相について検討を加えよう。

いま、Vogit 模型に瞬間的に一定力 F を加えると、その変形は次式にしたがつて、時間とともに増大し、終には一定の極限值 γ_{∞} に到達する。

$$\gamma(t) = \frac{F}{C \cdot E} \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{t}{\tau} \right) \right\} \cdots \cdots (7)$$

$$\gamma_0 = \frac{F}{C \cdot E} = \lim_{t \rightarrow \infty} \gamma(t)$$

このような変形量の増加現象は、クリープと呼ばれている。クリープ回復が 99.34 % まで消失するには遅延時間の 5 倍の時間を要したが、クリープにおいても、極限值 γ_{∞} の 99.34% に到達するには遅延時間の 5 倍の時間が必要である。

本研究においては、荷重を瞬間的に除去した場合、クリープ回復を記録することは出来たが、荷重を瞬間的に加えることは装置の構造からいつて、事実上不可能であつたので、典型的なクリープを観察するには至らなかった。しかし、式(7)にみられる通り歯周組織の変形量の極限值に達するには、ある時間を要するということは推察に難くない。

先にも述べた通り、従来の歯牙動揺度の測定法では、なんら観測時間を規定せずに、ただ変位量を測定していた。しかし、たとえ瞬間的に荷重を加えたとしても、刻々変化する変位量が一定の極限值に達するにはクリープにより少なくとも 5 秒以上の時間を要すると考えられる。したがって、それ以下の時間内で測定した変位量は変位過程の一断面をとらえたにすぎないといつて過言ではなからう。

b) 大荷重の場合における瞬間的な復帰様相について

大荷重 (500 g) を加えた場合には、緩徐な復帰が観察された。この瞬間的な復帰は時間的な因子を含まない弾性復原力によつて行われるものと考えられるから、緩徐な復帰に対する Vogit 模型

を想定する前に、弾性要素を付加しなければならない。さらに、荷重を加えた際には、歯が完全に原位置に復帰せず、残留変位 (Hysteresis による) を認めた場合があつた。したがって、残留変位の部分では、これに対応するものとして、ふたたび粘性要素をも付加する必要がある。

Vogit 模型に、弾性要素、および粘性要素を直列に接続した粘弾性模型は四要素模型とよばれている⁹⁾。図 20 はこの四要素模型を示す。図から明

図 20 一般 Vogit 模型(右)と四要素模型(左)
 E_1 は粘性成分が退化し、 η_1 は弾性成分が退化したことによる。 E_1 、 η_1 は Maxwell 模型、 E_2 、 η_2 は Vogit 模型。

らかなように、四要素模型は、図 18 の Vogit 模型と、弾性要素および粘性要素が直列になつている Maxwell 模型がさらに直列に接続されたものと同等である。したがって、四要素模型は、Vogit 模型と Maxwell 模型の力学的な性質を同時に現わすものである。Maxwell 模型においては、一定力を加えると、その弾性要素が瞬間的に変形し、引き続いて粘性要素の時間に比例した変形が

現われて来る。力を瞬間的に取り除くと、弾性要素の変形は瞬間的に消失し、続いて Vogit 模型のクリープ回復が現われる。一方 Maxwell 模型の残る一要素である粘性要素の変形はそのまま保留されるから、これが永久変形となる。

大荷重を加えた場合には以上のように二相性の変位がみられ、一見複雑であるが、四要素模型によつて完全に説明がつけられる。すなわち図 7, 8 の瞬間的な復帰(Ri)は Maxwell 模型の弾性回復に対応し、また緩徐な復帰(Rc)は Vogit 模型のクリープ回復に相当するものである考えられる。

3. 持続時間を変えた荷重を加えたときの復帰様相について

同一被験歯に、順次持続時間を変えた荷重を加えると、持続時間が長くなると復帰時間も長くなる成績を得た。またすでに述べたように持続時間は復帰時間の対数に比例すること(図 10)が判った。

この場合の復帰相において認められた緩徐な復帰は、すでに Vogit 模型の変形回復と同等であると述べた。Vogit 模型は前述したように、その力学的特性は単一の遅延時間によつて表わされる。したがつて、同一荷重を加えた場合は持続時間の大小に拘わらず、常にその復帰時間は一定になるはずである。

しかしながら、歯の場合では、同一荷重を加えたにもかかわらず、復帰時間は一定にならないことは表に見られる通りである。(前掲の表 1, 図 9)また図 21 に示したように遅延時間も一定ではなく、1.0~2.8 秒になつた。したがつて、同一被験歯であるにもかかわらず、特定の遅延時間が求められないということになる。つまり、荷重の持続時間を変えた場合には、歯周組織の力学構造は Vogit 模型では説明し得ない。

もともと高分子の力学構造、特に歯周組織などを Vogit 模型のような簡単な力学構造で近似するのは困難である。そこで、一般にはさらにより良い近似を得るために、遅延時間が線スペクトル状に分布している「一般 Vogit 模型」(図 20)が用いられる場合が多い。

図 21 荷重の持続時間を変えたときの変位量(相対値)と時間の関係(図 9 より)、遅延時間(τ)は持続時間が長くなると、大きくなる。

「一般 Vogit 模型」¹⁰⁾は図にみられる通り、多数の異なる遅延時間をもつ Vogit 模型が直列接続された形式をとっている。いま荷重を加えて伸展させると、初めは最も遅延時間の短い Vogit 模型が変形する(以下、個々の Vogit 模型を 1 つの unit とよぶ)。力が継続して加えられると、遅延時間の長い unit の変形量は次第に大きくなる。したがつて、力の継続時間が長ければ長いほど、全変形量の中で、遅延時間の比較的長い unit の変形量が占める割合が増加する。力を除くと、遅延時間の短い unit の変形は速やかに回復するが、遅延時間の長い unit の変形はなかなか回復しない。それゆえ、力の持続時間を長くすると、除重後の変形の回復が遅くなるということになる。

歯周組織の変形が、以上のような一般 Vogit 模型の変形に従うものと考えれば、荷重の持続時間を変えたときの復帰様相の変化を説明し得る。

先にのべた四要素模型と「一般 Vogit 模型」との関係は、図 20 に示したようになってい。すなわち、「一般 Vogit 模型」のうちの何組かの Vogit 模型の粘性要素が退化して弾性要素が残る逆に何組かの Vogit 模型の弾性要素が退化して粘性要素が残ることにより、四要素模型は構成されるのである。換言すれば、小荷重の場合に対応する Vogit 模型および大荷重の場合に対応する四要素模型は、この「一般 Vogit 模型」に包括される。したがつて「一般 Vogit 模型」を用いば

瞬間的な復帰、緩徐な復帰、あるいは持続時間による復帰時間の変化を余すことなく説明しようということになる。

4. 繰り返し大荷重を加えた場合の変位様相について

繰り返し荷重を加えると、変位の重畳現象が観察された。しかし、その重畳による変位量のレベルを示す曲線は単純な直線にはならず、110 μ 前後において、プラトーに達することが認められた。

先ず、変位が重畳することについては、実験結果の項で述べたように、加重による変位量の増加量が、除重による減少量よりも大きいためであることが、記録を検討した結果判った。

ここで、何故その差が生じたかを検討してみる。歯周組織に繰り返し大荷重を加えると四要素模型の Vogit 模型において、クリープとクリープ回復が繰り返される。クリープ γ_c は先の (7) 式より力の持続時間を t_1 とすれば、

$$\gamma_c(t_1) = \frac{F}{C \cdot E} \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{t_1}{\tau} \right) \right\}$$

で示される。一方クリープ回復 γ_R は初期変形量を γ_0 とし、除重後の時間を t_2 とすると

$$\gamma_R(t_2) = \gamma_0 \exp \left(-\frac{t_2}{\tau} \right)$$

で表わされる。またクリープ回復の出発点はクリープによる変形量と等しいから

$$\gamma_c = \gamma_R(t_1) = \frac{F}{C \cdot E} \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{t_1}{\tau} \right) \right\}$$

の関係がある。したがって除重後の任意の時間における変位量は次式で表わされる。

$$\begin{aligned} \gamma_R(t_{1,2}) &= \frac{F}{C \cdot E} \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{t_1}{\tau} \right) \right\} \cdot \exp \left(-\frac{t_2}{\tau} \right) \\ &= \frac{F}{C \cdot E} \left\{ \exp \left(-\frac{t_2}{\tau} \right) - \exp \left(-\frac{t_1}{\tau} - \frac{t_2}{\tau} \right) \right\} \\ &\quad \dots\dots\dots (8) \end{aligned}$$

本実験では、繰り返し荷重の与え方がほぼ一定であつたから、力の持続時間 (t_1) と除重後加重に至るまでの時間 (t_2) は等しかつたとみてよい。したがって $t_1 = t_2$ とおける。故に、上式のカッコ内は

$$\exp \left(-\frac{t_2}{\tau} \right) - \exp \left(-\frac{2t_2}{\tau} \right) > 0$$

となり常に正である。したがって $\gamma_R > 0$ である。つまり、これが増加量と減少量との差となる。

次の加重による変位は、この位置を出発点として増加する。このようなことが繰り返されると、歯は次第に原位置から遠ざかり、変位量のレベルは上昇する。しかし、力の大きさが一定である限り、変位量のレベルは無限に大きくなるのではなく、

$$\begin{aligned} \lim_{t \rightarrow \infty} \gamma_c(t) &= \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{F}{C \cdot E} \left\{ 1 - \exp \left(-\frac{t}{\tau} \right) \right\} \dots\dots (9) \\ &= \frac{F}{C \cdot E} \end{aligned}$$

で表わされる一定値に近づき、それ以上は増大しなくなる。これが図 11, 12 でみられたプラトーのレベルであると考えられる。プラトーのレベルに達すると、Vogit 模型は変形し得る限界に達し、それ以後は Maxwell 要素の弾性変形および弾性回復のみが繰り返される。また除重後には、大荷重を繰り返さずに加えた場合と同様に瞬間的な復帰と緩徐な復帰との二相性復帰が観察された。したがって繰り返し大荷重を加えた場合も、繰り返さず大荷重を加えた場合と同様に四要素模型を用いればその変形様相を解析することが出来る。

5. 一定変位を与えたときの力について

実験成績をみると、歯に一定変位を与え、その位置に保持しておいたところ、小変位 (40 μ 以下) の場合にも、大変位 (80 μ) の場合にも荷重は時間とともに減少した。

歯を一定変位に保つことは、歯周組織の弾性復原力と等大の荷重を反対方向から加えることに他ならないが、その荷重が時間とともに減少したという事実は弾性復原力が減少したことを示唆するものである。

弾性復原力は (1) 式でみられる通り変形量に比例するのであるから、その減少は変形量の減少を意味している。それにも拘わらず、歯が一定変位に保たれたことは弾性要素における変位量の減少が粘性要素における変形量の増加によつて補わ

れ、全体の変形量が両者の和になっているということに他ならない。

弾性要素と粘性要素の和で変形量が表わされる粘弾性模型は先の図 18 に示した **Maxwell 模型** である。Maxwell 模型における弾性要素の変形量を γ_E 、および粘性要素の変形量を γ_η とし、全体の変形量を γ とすれば、次のような式が成立する。

$$\gamma = \gamma_E + \gamma_\eta = \frac{F(t)}{C \cdot E} + \frac{1}{C \cdot \eta} \int F(t) dt$$

この積分方程式を解くと、 $\gamma = \text{Const}$ とおいて

$$F(t) = \gamma \cdot C \cdot E \cdot \exp\left(-\frac{E}{\eta} t\right) \cdots \cdots (9)$$

が得られる。力を加えた瞬間には粘性要素の変形量はゼロであり、弾性要素のみの変形量 γ_E が現われるから、

$$\gamma(t=0) = \gamma_E = \frac{F(0)}{C \cdot E}$$

となる。これより (9) 式は $F(0)$ を F_0 で表わせば

$$F(t) = F_0 \exp\left(-\frac{E}{\eta} t\right) \cdots \cdots (10)$$

と書き換えられる。この式は、弾性復原力 F_0 が時間とともに指数関数的に減少することを表わしている。一般にこのような力の減少を力の緩和(Relaxation)とよんでいる。

大変位を与えた場合の実験成績について、その力量の減少様相を検討するために、力量を片対数グラフの対数軸に、時間を等間隔軸にとると、図 22 のように直線になった。したがって、この場合

図 22 大変位を与えた場合の力量 (相対値) と時間との関係 (図 14 より)

力量は指数関数的に減少したのであるから、力の緩和現象が現われたといえる。

一方、小変位の場合にも、荷重は時間とともに減少し、20~30 秒後には完全に消失したから、大変位の場合と同様の力の緩和現象が起つたものと考えられる。しかし、荷重そのものが微量でありその上に先に述べたような周期的な変動が重なっているので、指数関数的な減少としては記録されなかつた。

さて大荷重を加えた場合の歯の変位様相については、四要素模型を用いることによつてすでに説明がついた。本実験で観察された力の緩和現象を現わす Maxwell 模型は四要素模型の構成要素として包含されるのであるから、やはりこの場合も四要素模型を用いれば、この現象をよく説明することができる。

6. 周期的な振動力を加えたときの変位様相について

健全な上顎中切歯に唇側から周期的な振動力を加えると、420~430 cps において振動速度の極大点が現われた。この現象は、共振現象であると考えられる。すなわち歯および歯周組織の質量、弾性定数によつて定まる固有振動数に駆動振動数が一致したために生じたものである。

この場合、その振動速度は次の方程式を解いて得られる¹¹⁾。

$$m \frac{d^2 x}{dt^2} + r \frac{dx}{dt} + kx = F \sin \omega t$$

但し $\begin{cases} m: \text{歯および歯周組織の等価質量} \\ r: \text{歯および歯周組織の粘性定数} \\ \quad (C \cdot \eta) \\ k: \text{歯および歯周組織の弾性定数} \\ \quad (C \cdot E) \\ \omega: \text{駆動角振動数} \end{cases}$

固有角振動数は

$$\omega_n = \sqrt{\frac{k}{m}}$$

で与えられる。共振(速度共振)は $\omega = \omega_n$ のとき生ずる。共振点では、他の振動数を加えた場合よりも大きな振動速度が現われ、その速度は $\frac{\sqrt{mk}}{r}$ に比例する。し

たがって粘性定数がゼロであれば、速度は無限大になる。実験成績をみると、速度は無限大にならず、一定値をとることが観察された。したがって歯周組織にはある大きさの粘性が存在することは明らかである。この事実は歯周組織の粘弾性を再び確証するものである。

このような共振現象が歯および歯周組織に現われることについては、従来全く報告されていない。本実験においては、その共振現象が 420~430 cps という可聴周波数域で出現したということは歯質切削の上からいつて極めて興味深い。

さて、共振周波数は、歯および歯周組織の質量および弾性定数によつて定まり、また速度は前二者の他に粘性定数によつて定まる。したがって、共振現象を定量的に測定すれば歯周組織の弾性、および粘性を算出する。

この弾性定数、および粘性定数を用いて、歯の振動速度を表わすと次のようになる¹²⁾。

$$\dot{V} = \frac{\dot{F}}{Z_v} = \frac{\dot{F}}{(k - m\omega^2) + j\omega r} \begin{cases} \dot{F}: \text{力} \\ Z_v: \text{速度インピーダンス} \\ j = \sqrt{-1} \end{cases}$$

ここで、 Z で表わされる速度インピーダンスは共振点において最小となる。すなわち

$$k - m\omega^2 = 0 \quad \therefore \omega = \sqrt{\frac{k}{m}} = \omega_n$$

である。したがって駆動振動数と、固有振動数が一致したとき速度が最大になる。速度が大きいということは、その物体が動き易いということを表わしている。それゆえ速度インピーダンスが大きい場合は、物体は動き難い状態にあるといえる。そこで、速度インピーダンスの逆数を取り、これを速度モビリティ $\dot{Y}_v$ で¹³⁾ 表わすと

$$\dot{Y}_v = \frac{\dot{V}}{\dot{F}} = \frac{1}{(k - m\omega^2) + j\omega r}$$

となる。共振点では、 $k - m\omega^2 = 0$ となるから速度モビリティは最大値を取り、振動速度（速度振幅）が最大となる。すなわち、速度モビリティの大きさは、物体の動き難さの逆、つまり物体の動き易さを表現するものである。

いま、“歯の動き易さ”を歯の動揺度と呼び、それを速度モビリティにより表示すれば、そのパラメーターである歯および歯周組織の質量、弾性定数、および粘性定数は一定量であるから、速度モビリティも一定の数量となる。しかも、これは時間の因子として角振動数 ω を含むものであるから、変位における時間的な因子をも包含している。したがって、歯の動揺度を表現する最も適切な物理量であるといえる。

本実験においては、速度モビリティを求めたのではなく、共振現象を電氣的に記録したのである。それゆえ、速度モビリティを直接求めるには至っていない。しかし、Vibrator の電気系の定数と力学系の定数との関係(力係数)を定量的に測定すれば、それらを算出できる。

従来、Mühlemann は 500 g の荷重を加えたときの変位量を tooth mobility と称し、また石橋は 1.5 kg の荷重を加えたときの変位量を歯牙動揺度と名付けている。しかし両者は歯の変位量が力の大きさに関係すると述べていながら、単に変位量という長さの次元において、その数値を表わしていた。加えて、時間の次元については全く考慮していない。

著者がここで考察した“歯の動き易さ”としての動揺度 (tooth mobility) は、この点、以上の 3 つの次元、すなわち、力、変位および時間を総て包括するものであり、理論的にも真の“歯の動き易さ”を物理量として表現するものである。ここで新たに、歯の動揺度というものを“歯の動き易さ”を表わす速度モビリティにより表示することを提唱したい。

7. 歯周組織の粘弾性の意義

a) 歯周組織の構造との関係について

実験成績をみると、50 g の荷重に対してはクリープ回復のみが認められたが、500 g の荷重に対しては瞬間的な回帰が 30 μ ~50 μ まで行なわれ、続いてクリープ回復が観察された。

Mühlemann¹⁴⁾ は猿を用いて歯周組織の変形様相を観察し、100 g の力により歯根膜は変形し得る限界に達し、100 g を越すと、歯槽骨の変形

が新たに付加されると報告している。そして人の上顎中切歯においても、100 g 以上の力を加えると、かえって変位量の増加率が低下することから、この場合にも歯槽骨が変形すると述べている。

そこで彼の知見と、本研究における成績とを対比させると、次のようになる。Mühlemann は歯槽骨の変形が現われる下限値として 100 g の力に対する舌側方向への変位量 $40\ \mu$ を表示している。本研究においては、大荷重を加えた場合、0～50 μ の範囲ではクリープ回復、50～100 μ の範囲では瞬間的な弾性回復であつた。これらのことから 0～50 μ の範囲では歯根膜のみが粘弾性変形し、50～100 μ の範囲では歯槽骨の弾性変形もそれに付加されると考えられる。これを荷重の大きさから表わすと、100 g 以下の力では歯根膜のみの変形が現われるが、100 g 以上の力では歯槽骨の変形が加わるということになる。

b) 矯正力との関係について

本研究において得た知見に基づき、上顎中切歯の舌側移動に際し、100 g 以下の力、および 100 g 以上の力を加えた時の歯の移動について考察してみよう。

まず、100 g 以下の力に対しては、歯槽骨が変形することなしに、歯根膜のみのクリープ変形が現われると考えられる。したがって、歯槽骨には直接力の影響が及ばないといつてよい。

一方、100 g 以上の力を加えると、歯根膜は変形し得る限界値に到達し、加えて歯槽骨にも変形が生じ、力の影響が直接歯槽骨にまで及ぶと考えられる。

Reitan¹⁵⁾ は歯の移動に際し、heavy force を用いた場合、歯槽骨内に undermining resorption が起り、かえって歯の移動は遅滞し、決して好結果が得られないと述べている。もし 100 g 以上の力を heavy force とすれば、当然力は直接歯槽骨に及ぶから、以上のような resorption が起ることも決して想像に難くない。

一方、Schwarz¹⁶⁾ は、単位面積に対する力の大きさとして、歯根膜内の血流を障害しないような

毛細血管圧と同程度の圧力、すなわち 20～30 g/cm² というようないわゆる light force を推奨している。

このことを参酌すると、歯根膜のみの変形が行なわれて、歯槽骨には変形を起さないような 100 g 以下の力が light force の 1 つの条件であるといつてよいであろう。

Burston¹⁷⁾ は上顎中切歯間の diastema の治療に際し歯の移動速度を観察した結果、力を加えた直後から 3～4 日目までは極めて速い移動がみられるが、5 日目以降は急激に減少することから、この期間では歯根が歯根膜内において移動すると述べている。しかし、彼はその期間における歯の位置の変化を唯一の時刻だけでとらえているので、その詳細については不明な点が多い。

本研究の知見からいえば、100 g 以下の力では歯根膜のシャーピー線維は変形し得る余裕を残し、また組織液または血液の灌流も阻害されないであろうと考えられる。

近年いわゆる light continuous force が賞用されているのは、歯周組織の歯を支持するという機能が損われず、同時に歯根膜、および歯槽骨の物質代謝が十分に行なわれ、歯の移動が比較的速やかに起るという理由によるのであろう。

さて、この他矯正治に際しては、100 g 以上の強い力が加えられる場合がある。例えば、separating wire により、歯間分離を行なうときである。この wire を結紮し、そのまま放置しておくと、最初は歯槽骨の弾性変形が現われ、続いて歯根膜のクリープが起ると考えられる。このまま 30 分位経過すると、wire をはずした後でもバンドを製作するに要する程度の時間内ではバンドを挿入し得るだけの space が残っているということは臨床によく経験される。space が保たれているのは、クリープ回復が徐々に行なわれることを意味するのであつて、これは本研究における知見からも説明し得る。すなわち、力の持続時間と、復帰時間の対数との間には比例関係が成立するから、separating wire を結紮しておいた時間が長くなれば復帰時間も長くなるからである。

以上、矯正治療における、二、三種の力について考察したが、少なくとも矯正臨床には歯周組織は粘弾性であることに留意し、矯正力によつて現われる変化はすべて時間の関数として、刻々様相を異にするということ、換言すれば、歯の移動は静的な一断面だけをとらえて論議されるべきものではないと結論される。

VII 総括ならびに結論

健全な上顎左右中切歯を 10 歯使用し、*in situ* においてその力学的性状を検索した。実験に際しては、特に力、変位、および時間の 3 者の相互関係を精細に観測し、得られた実験成績を理論的に解析した。

それにより得られた知見を次のように考察した。

1) 50 g の一定荷重を被験歯の唇側面中央部から加えると、除重後、原位置への緩徐な復帰が 4～22 秒間にわたつて行なわれ、単純な弾性変形ではなく、内部摩擦力、すなわち粘性抵抗が作用していることがうかがわれた。そこでこの現象を粘弾性模型の Vogit 模型に対応させ理論的に解析したところ、これは指数関数的な減少、つまりクリープ回復であることが明らかとなり、粘性が存在することを確認した。その遅延時間は、1.0 秒ないし 7.5 秒であつた。

500 g の一定荷重を加えると、除重直後に 30～40 μ 迄の瞬間的な復帰が起り、続いて 20～30 秒の緩徐な復帰が観察された。これから、歯根膜の変形しうる上限値 40 μ 程度から考えて、瞬間的な復帰は歯槽骨の弾性回復に由来し、緩徐な復帰は歯根膜のクリープ回復に因ると推察された。この場合、Vogit 模型と Maxwell 模型とが直列接続になっている四要素模型を用いると、よく対応させることが判つた。

2) 50 g の荷重を加えた場合、荷重の持続時間と復帰時間の対数は比例関係にあることが判つた。この場合、粘弾性の「一般 Vogit 模型」が対応し遅延時間が線スペクトル状に分布していると考えられた。

3) 繰り返し 500 g の荷重を加えると加重による変位の増加量と除重による減少量の差が重畳し、変位量はプラトーのレベルまで増大した。その後は、プラトーのレベルを中心として増加、減少を繰り返し、変位量のレベルは上昇しなかつた。除重後は瞬間的な復帰に続いて緩徐な復帰が現われた。変位量の重畳は理論式によりクリープとクリープ回復の差が重なり合うためであることが判つた。

4) 20～50 μ の一定変位を与えると、その反作用力として検出された力量は時間とともに減少し 20—30 秒後には完全に消失した。また、85 μ の大变位を与えた場合にも荷重が時間とともに減少し、260 秒後には初期値の $1/5 \sim 1/7$ に低下した。この成績は粘弾性の Maxwell 模型における力の指数関数的な減少とよく一致したことから、力の緩和現象であると認められた。

5) 180～7,000 cps の周期的な振動力を加えると、上顎右側中切歯では 422 ± 70 cps において、また左側中切歯では 434 ± 60 cps において振動速度の極大を示した。対照として用いたいわゆる歯槽膿漏症の罹患歯では、 2σ 程度にその振動数が低下した。これから、歯および歯周組織には、一定の固有振動数が存在すること、および粘性によりその振動速度は抑制され、極大値が低下することが明らかとなつた。また歯周組織の病的な変化によりその振動数が減少する傾向にあることがうかがえた。

以上から、歯周組織の力学的性状に関し、次のような結論を得た。

1) 歯周組織は粘弾性を有する。

すなわち上顎中切歯では 100 g 以下の力では歯根膜のみの変形によりクリープ、あるいはクリープ回復が現われる。一方 100 g 以上の力では歯根膜の変形の他に歯槽骨の弾性変形が付加される。それゆえ、この場合には瞬間的な弾性変形、クリープ、あるいはクリープ回復が起る。また 100 μ 程度までの一定変位を与えると力の緩和現象が起る。

2) 歯周組織の変形様相は粘弾性の「一般 Vogit

模型」を用いて総括的に解析することが可能である。

3) 歯, および歯周組織には, それらの質量, 弾性定数によって決定される固有振動数が存在し共振現象が起る。

4) 歯の“動揺し易さ”は速度モビリティにより定量的に, かつ的確に表現し得る。

5) 歯, および歯周組織の機能を検索するにあたっては, 常に歯周組織の粘弾性を考慮に入れて, 動的に観察する必要がある。また臨床においては, 歯の動き方の消長は, 決して一過性のものではなく, 一定時間継続するものであることに留意すべきである。

稿を終るにあたり, 終始御懇篤な御指導を賜わった三浦不二夫教授, ならびに日頃から御鞭撻を賜わっている高橋新次郎名誉教授に深く感謝の意を表し, 福原助教大坪講師をはじめ, 種々御援助下さった, 矯正学教室各位に厚く感謝致します。

文 献

- 1) Mühlemann, H. R. : A Method for measuring tooth mobility, Oral Surg., Oral Med., Oral Path., 4 : 120, 1951.
- 2) 高野英夫 : 歯の動揺度の研究, 歯科学雑誌, 7 : 147, 1950.
- 3) 石橋真澄 : 歯牙動揺に関する実験的研究 (第一報), 荷重と動揺の関係について, 口病誌, 20 : 1, 1953.

- 4) Parfit, F. J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in axial direction, J. Dent. Res. 39 : 608, 1960.
- 5) Picton, D. C. : A Study of normal tooth mobility and the changes with periodontal disease, Dent. Pract. & Dent. Res., 12 : 167, 1962.
- 6) 西口譲 : 機械量の電気計測, 制御, 東京, 1961, オーム社, 33 頁.
- 7) 小野木重治 : レオロジー要論, 東京, 1960, 槇書店, 55 頁.
- 8) 石黒美穂 : プロセス制御実験, 東京, 1962, 産業図書, 64 頁.
- 9) 高分子学会 : 高分子の物性 I (高分子実験学講座 3), 東京, 1961, 共立出版, 8 頁.
- 10) 高分子学会 : 高分子の物性 I (高分子実験学講座 3), 東京, 1961, 共立出版, 9 頁.
- 11) チェモシエンコ : 工業振動学 (谷下他訳), 東京, 1961, 東京図書, 169 頁.
- 12) 高橋利衛 : 振動工学演習 I, 東京, 1962, オーム社, 76 頁.
- 13) Firestone, F. A. : A new analogy between mechanical and electrical system, J. Acous. Soc. Amer., 4 : 249, 1933.
- 14) Mühlemann, H. R. : Tooh mobility (III), The mechanism of tooth mobility, J. Perio., 25 : 128, 1954.
- 15) Reitan, K. : Bone formation and resorption during reversed tooth movement, Vistas in Orthodontics, Philadelphia, 1962, P. 199.
- 16) Schwarz, A. M. : Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement, Int. J. Oral Surg. & Radio., 18 : 331, 1932.
- 17) Burstone, C. T. : Biomechanics of tooth movement, ibid, P. 199.

記 号 表 * 印は複素数

F : 力 [dyne]

E : 弾性係数 $\left[\frac{\text{dyne}}{\text{cm}^2}\right]$

C : 形状係数 [cm]

γ : 変形 [cm]

η : 粘性係数 $\left[\frac{\text{dyne}\cdot\text{sec}}{\text{cm}^2}\right]$

t : 時間 [sec]

τ : 遅延時間 [sec]

m : 質量 [gram]

r : 粘性定数 $\left[\frac{\text{dyne}\cdot\text{sec}}{\text{cm}}\right]$

k : 弾性定数 $\left[\frac{\text{dyne}}{\text{cm}}\right]$

ω : 角振動数 [rad]

ω_n : 角固有振動数 [rad]

$\dot{V}^*$: 速度 $\left[\frac{\text{cm}}{\text{sec}}\right]$

$\dot{Z}_v^*$: 速度インピーダンス $\left[\frac{\text{dyne}\cdot\text{sec}}{\text{cm}}\right]$

$\dot{Y}_v^*$: 速度モビリティ $\left[\frac{\text{cm}}{\text{dyne}\cdot\text{sec}}\right]$