



非接触微小変位センサーによる歯の動態観察

第2報 種々の観察例

五十嵐順正 藍 稔 斎藤 良一

Observation of the Tooth Support Dynamics

Part 2. Measurements of Tooth Mobility and Motility

Yoshimasa Igarashi, Minoru Ai and Ryoichi Saito

非接触微小変位センサーによる歯の動態観察

第2報 種々の観察例

五十嵐順正 藍 稔 斎藤 良一

Observation of the Tooth Support Dynamics

Part 2. Measurements of Tooth Mobility and Motility

Yoshimasa Igarashi, Minoru Ai and Ryoichi Saito

I. 緒 言

著者らは非接触型のセンサーを応用した歯の動揺度測定装置を考案し、装置の原理、性能およびその使用方法等について第1報で報告した。この方法は非接触方式であるため測定圧の問題がなく、生理的かつ自由な歯の動きが測定でき、 $\pm 100 \mu\text{m}$ 程度の動揺や脈動による歯の動きなど微小な変位測定が可能であり、さらに歯の任意の2次元的な運動経路の記録も可能であることを明らかにした。

そこで今回は、この装置を用いて測定した種々な例とその結果の一部について報告したい。

II. 測定方法

1. 装置

これはうず電流効果を応用した微小変位測定装置で、その概要ならびに装置の性能、測定条件、測定精度については第1報で述べた通りである¹⁾。

2. 被験者

顎口腔系に特に異常のない個性正常咬合を有する成年男子3名を被験者とした。

3. 歯への加重装置

Kontaktmeter (Haag-Streit, Bern, Schweiz) の内部板バネにストレインゲージを貼付し電気的加重計に改良して、加重量を確認しながら電気的に記録がとれるようにした(図1)。加重範囲、出力特性は図2に示すごとくである。

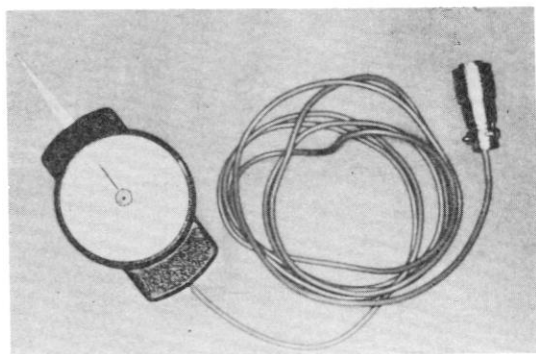


図1 電気的加重計に改良した Kontaktmeter

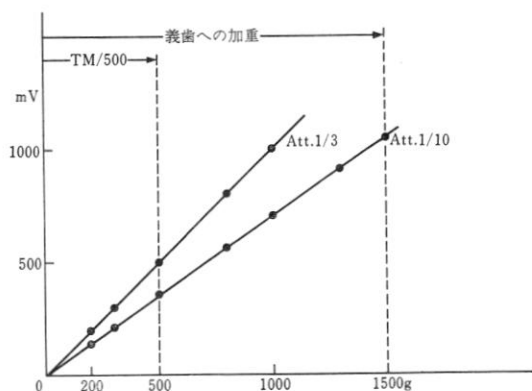
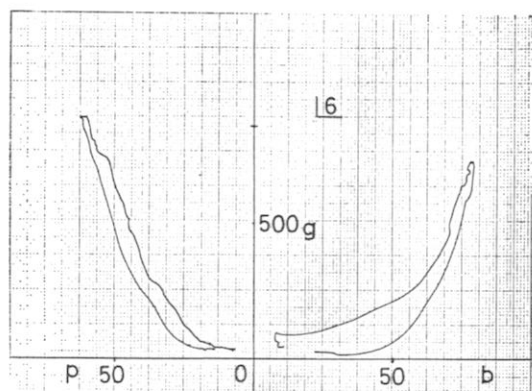


図2 電気的加重計の加重範囲と出力特性

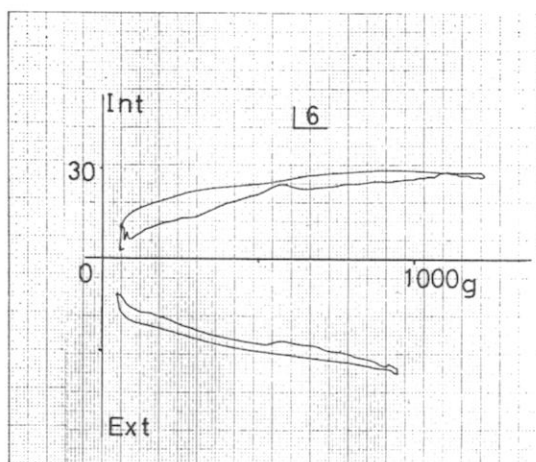
東京医科歯科大学歯学部第1歯科補綴学教室(主任: 藍 稔教授)

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

昭和55年12月1日受付



a. 頬舌的



b. 上下的

図 3 6 の加重—変位図

4. 測定方法と測定項目

歯の動きを多角的に観測するには種々な条件下で歯の変位量を、加重、時間など他の変化量とともに記録することが必要である。ここでは被験者各々の上下顎歯列模型上で測定目的に応じたセンサー、ターゲットユニットの定位と調整を行い、以下の項目について記録を行った。

- 1) 一般的測定
- 2) 2 次元的測定
- 3) 脈動による歯の動きの観察
- 4) 衝撃加重による歯の振動の観察

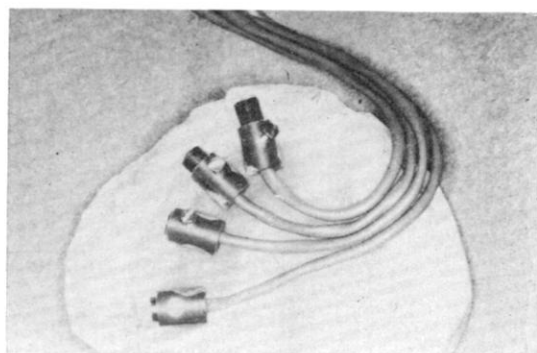


図 4 7531 の同時測定に用いるシーネとセンサー群

III. 種々な測定例とその結果

1. 一般的測定例

1) 加重の変化と歯の動き

加重計で試験加重を行った際の歯の動きを X-Y レコーダに記録した。図 3a, b は 6 の動きを頬舌的、上下的に分けて記録した例で、500~1,000 gf 加重時頬舌的には 60~70 μm 、上下的には 30 μm の変位が認められた。

2) 同時測定

センサーが小型なため、1 歯の測定だけでなく図 4 のような装置の組み合わせにより一度に数歯の動揺の測定が可能である。しかしセンサーを全て口蓋側に設定する場合には既述のようにセンサー相互の出力干渉を避けるため最低 7 mm 互いに離れた配置とする¹⁾。図 5 は手指で同時に加重した際の 7531 の頬舌的な動揺の測定結果で、経時的に典型的な歯の動揺のパターンが記録された。各歯の変位の最大値は 1: 38 μm , 3: 62 μm , 5: 21 μm , 7: 75 μm , また別に試験加重 500 gf で加重した際の変位量は 1: 63 μm , 3: 28 μm , 5: 52 μm , 7: 43 μm であった。

3) 機能時の歯の動揺測定

咬合接触時の歯の動揺測定には咬合を障害しないパラオクルザルシーネを用いる (図 6a, b)。ここでは同一被験者にそれぞれ次の運動を行わせた際の被験歯 5335 の動きを測定した。

(1) 空口時咀嚼様運動を行わせた場合

歯の変位を表わす各々の波高、波形は同一の傾向を示し、波形の繰り返しは律動的である (図 7)。33 は主に唇側方向へ変位を繰り返し、55 は頬舌的に変位を繰り返す。最大変位量は 5: 50 μm , 3: 60 μm , 3: 50 μm , 5: 30 μm であった。

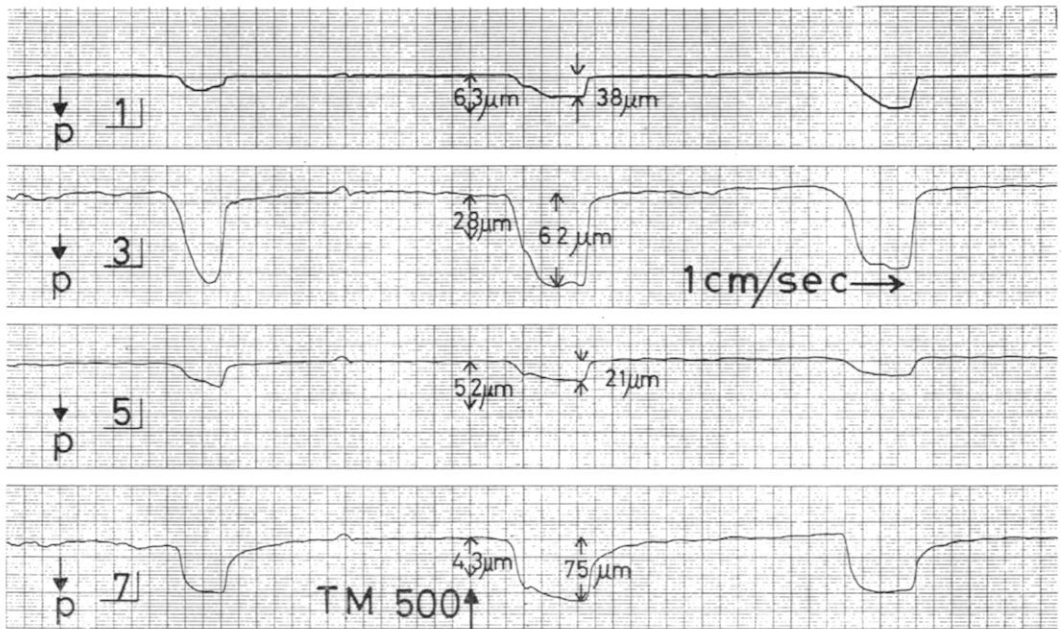
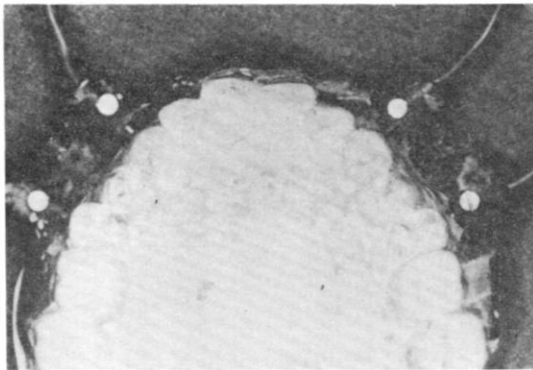


図 5 7 5 3 1 の同時測定例



a. パラオクルザルシーネとセンサー



b. 口腔内ターゲットの状態

図 6 5 3 1 3 5 の機能時の測定

(2) 試験食品を咀嚼させた場合

ピーナツ 2 個を左右側で交互に咀嚼させた(図 8). この場合, 空口時に比べ歯の変位波形が複雑化しているものの基本的な波高はほぼ同じであった. 各歯は頬舌的に変位を繰り返し, 最大変位量は [5]: $50 \mu\text{m}$, [3]: $60 \mu\text{m}$, [1]: $30 \mu\text{m}$, [5]: $45 \mu\text{m}$ を示した.

(3) 歯ぎしり (Grinding) を行わせた場合

咬頭嵌合位から歯ぎしりを行わせると犬歯は大きく側方変位を示した(図 9). 図は初め右側方へ, 次いで左側方へ歯ぎしりを行わせたもので, 各々 [3] は唇側へ $80 \sim$

$90 \mu\text{m}$, [3] は $130 \sim 140 \mu\text{m}$ の動きを示した. [5] はこのとき $25 \sim 32 \mu\text{m}$ の動きを示した.

2. 2 次元的測定例

被験歯に 2 つのセンサー, ターゲットのユニットを互いに直角に配置して歯の動きを 2 つのセンサーの長軸を含む平面内での運動範囲, 径路として観測した.

1) 前歯の場合

[1] の矢状面内での 2 次元的な動きの径路を観測できるようにセンサーを配置し, 上下的前後的の 2 成分 4 方向

の動きを記録した。試験加重はそれぞれ切縁へ引張り、圧縮、口蓋側へ圧縮、唇側へ圧縮の各加重である。結果は図 10 に示すように唇側へ圧縮加重を行うと口蓋側からわずかに浮上方向へ $25 \mu\text{m}$ 変位し、口蓋側へ圧縮加重を行うと唇側方向と沈下方向のほぼ中間方向へ $60 \mu\text{m}$ 変位した。切縁へ引張り加重を行うとやや口蓋側寄りに $15 \mu\text{m}$ 浮上変位し、その変位径路は加重時、除重時で大きく異なった。切縁に圧縮加重を行うとやや口蓋側寄りに $45 \mu\text{m}$ 沈下し、変位径路は加重時、除重時で大きく異なった。全ての変位方向とも加重の方向とは一致せず、また加重時と除重時とで変位の径路が異なった。

2) 臼歯の場合

⑥の 2 次元的な変位を上下的、頬舌的の 2 成分 4 方向の動きとして記録した。試験加重は前歯の場合と同様各方向に対し行くと、図 11 のような⑥の変位の径路が得られた。臼歯においても加重の方向と歯の変位方向とは必ずしも一致しなかった。また、加重時と除重時とでは変位の径路が異なり、とくにこの傾向は咬合面への圧縮加重の際に顕著であった。

3. 脈動による歯の動きの観察例

測定には通常のセンサー固定シーネと全く同様のものを用いた。しかし第 1 報で述べたように関係式 $\Delta L/L = \Delta S/L = \lambda$ において ΔS がきわめて微小 ($0.1 \sim 1.5 \mu\text{m}$) であるため S も通常測定の場合より小さくし、 $500 \mu\text{m}$ ないし $300 \mu\text{m}$ とした¹⁾。電気回路的には 10 Hz のローパスフィルターを作動させた。増幅率は 10 万倍から 20

万倍、すなわちチャート上で $1 \mu\text{m}$ あたり 10 cm ないし 20 cm 付近まで安定して増幅し、記録が可能であった。

1) 前歯の場合

図 12 は ①の唇舌的な脈動波形で、唇側へ向け約 $0.4 \mu\text{m}$ 、周期 1.3 Hz で動いていることが認められた。図 13 で①は無加重状態では唇側方向へ動いているが口蓋側部に唇側へ向け 3 g の小加重を行い直ちに除重すると、変位の回復に伴ない消失していた脈動波形が再び現れた。次いで唇側部に口蓋側へ向け同様の加重を行い直ちに除重したが同様の結果がみられ、いずれの方向の加重に対しても加重前後で脈動方向の変化は認められなかった。

2) 大臼歯の場合

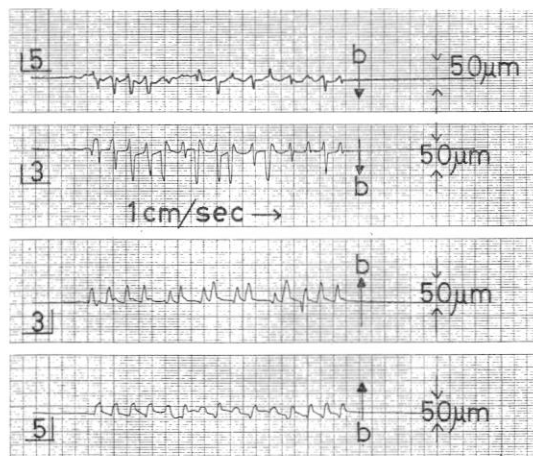


図 7 空口時咀嚼様運動の場合

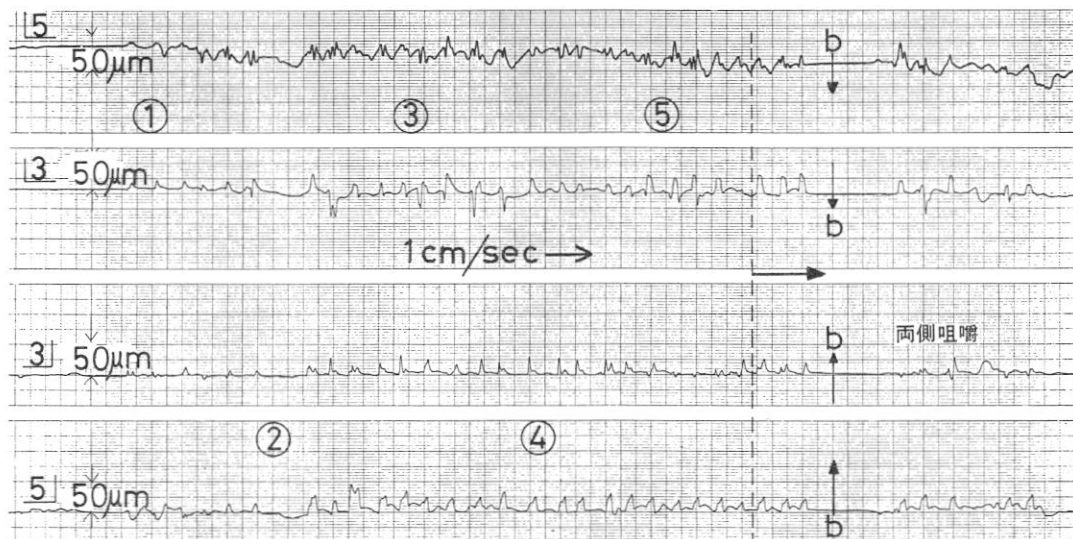


図 8 ビーナツ咀嚼時、図中の①～⑤は咀嚼側

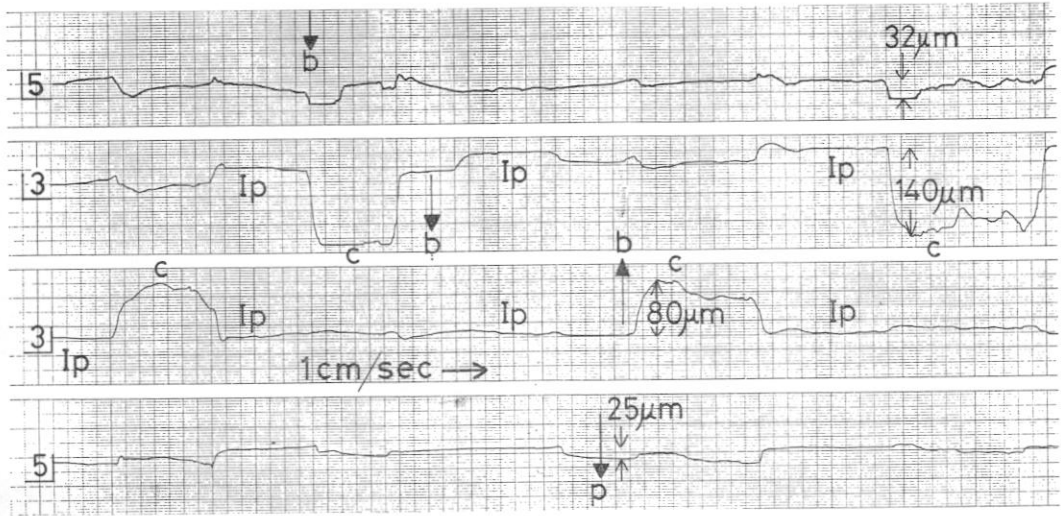


図 9 歯ざしり時

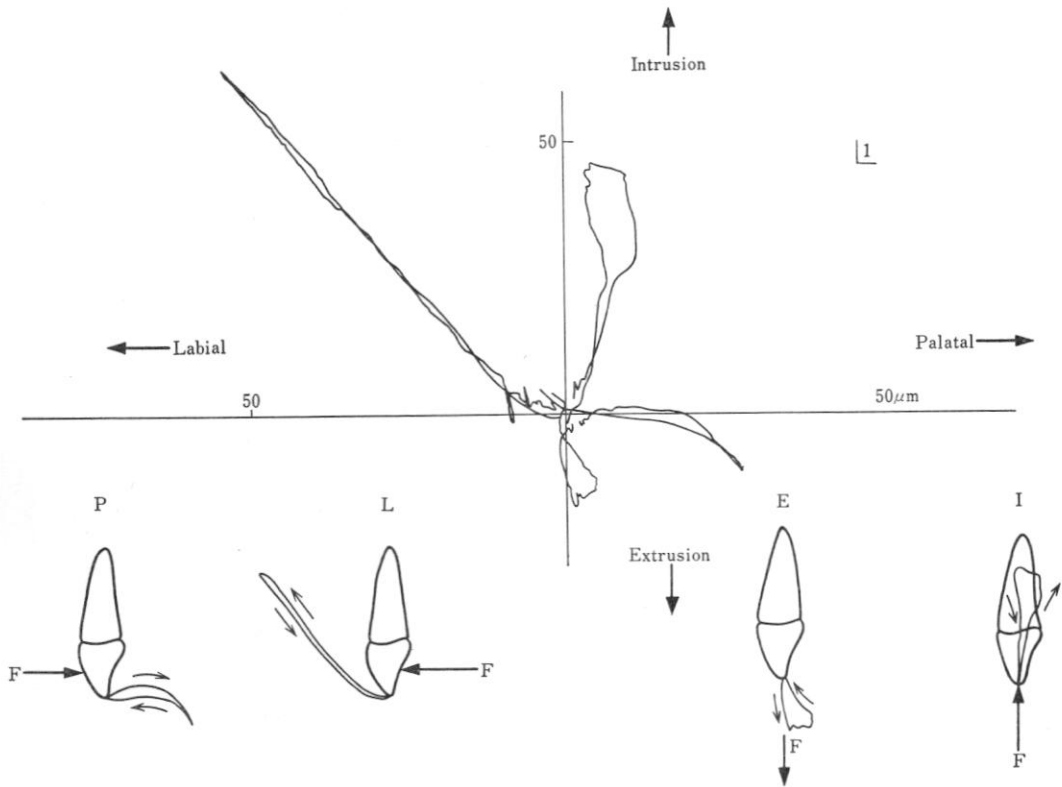


図 10 1 の 2 次元的測定. 下段に加重方向と変位径路を模式的に示した.

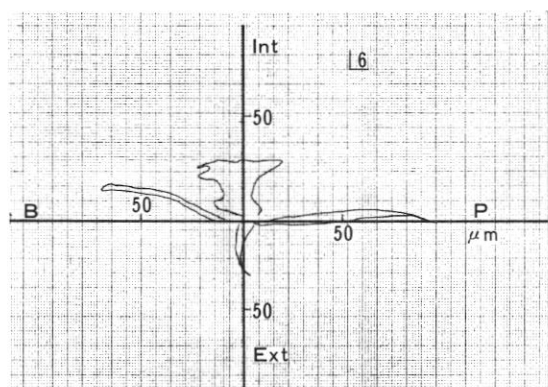


図 11 6 の 2 次元的測定

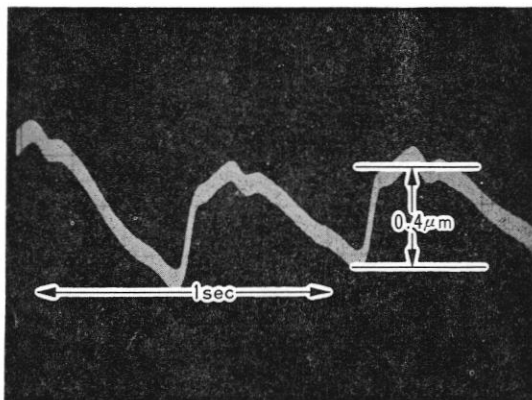


図 12 1 の唇舌的な脈動波形

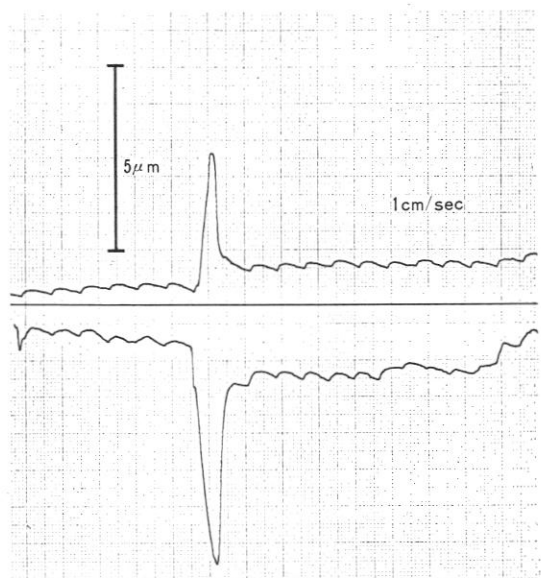


図 13 小加重前後の脈動方向の変化, 1

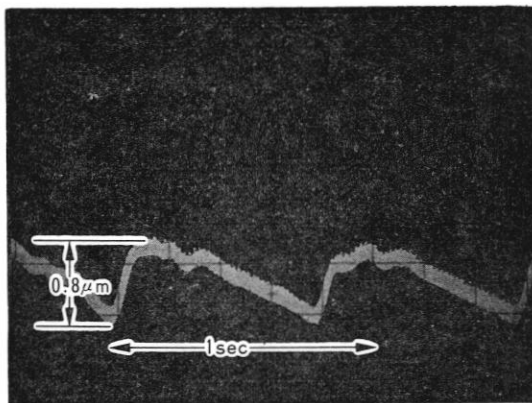
図 14a は 6 の頬舌的な脈動波形の例であり舌側より頬側へ約 $0.8 \mu\text{m}$, 1.5 Hz の周期で動いている. 図 14b は同一歯の上下的な脈動を示し咬合面側へ向け約 $0.5 \mu\text{m}$ 動いている.

3) 脈動波形の 2 次元的観測

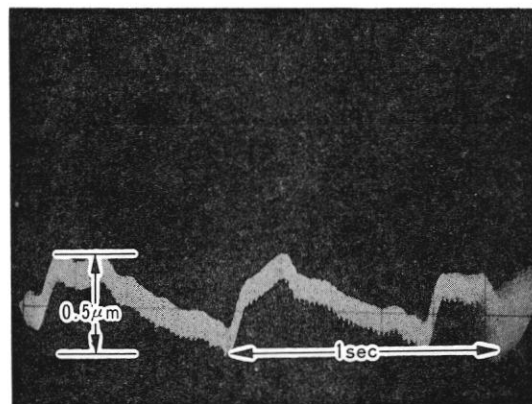
これには運動範囲を測定する場合と同様のターゲットセンサーユニットの配置で行い, ターゲット, センサー間距離は前述のように小さくした.

(1) 前歯

1 について唇舌の変位を X 軸, 上下の変位を Y 軸とし, 矢状面内で記録した (図 15a). まず X, Y 単独で脈動波形を描かせると唇舌的には舌側から唇側へ向け約



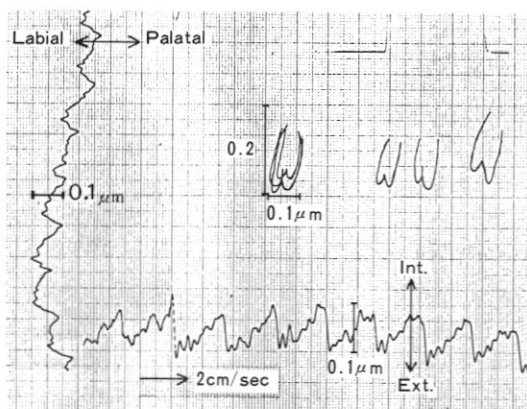
a. 6 の頬舌的な脈動波形



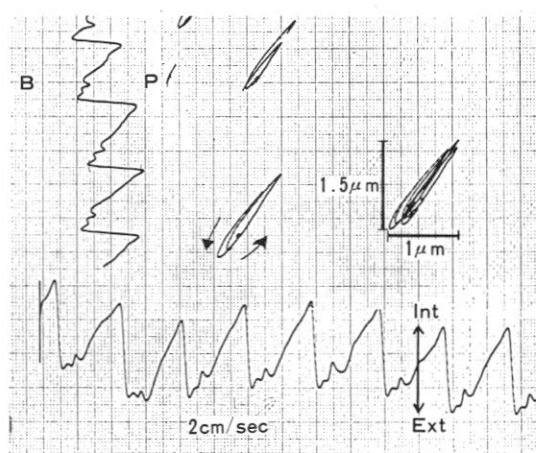
b. 6 の上下的な脈動波形

図 14

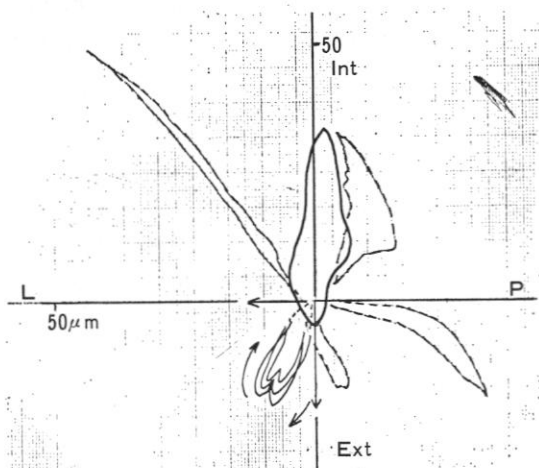
$0.1 \mu\text{m}$, また上下的には切縁方向へ約 $0.1 \mu\text{m}$ 動いていた. 周期は双方とも 1.3 Hz であった. XY 同時記録をとると図の中央に描かれるループ状の運動径路を示した.



a. 1 の 2 次元的脈動の測定

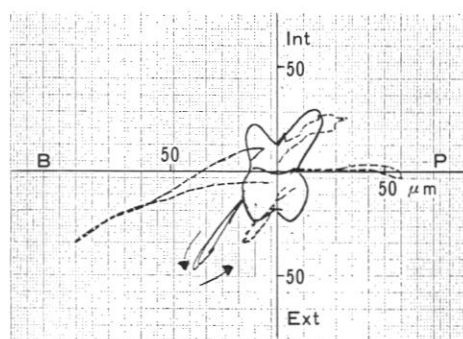


a. 6 の 2 次元的脈動の測定



b. 1 の運動径路と脈動軌跡の比較

図 15



b. 6 の運動径路と脈動軌跡の比較

図 16

これは 3 回の波形を重ね合わせ描記したものである。図 15b には同一歯の 500~1,000 gf 加重時の矢状面内における運動径路と脈動による波形とを重ね合わせ示した。さらに被験者 3 名の上顎中切歯を被験歯として脈動の値を測定すると上下的には 0.1~0.3 μm 、唇舌的には 0.1~0.5 μm の値を示した。

(2) 大白歯

6 の 2 次元的な脈動を測定した。この歯では頬舌的に約 1.0 μm 、上下的には 1.5 μm と前歯の測定値に比べ大きな値を示した (図 16a)。また、2 次元的な波形の径路は図のように前歯同様ループを有する軌跡を示した。図 16b には同一歯の 500~1,000 gf 加重時の運動径路と脈動による波形とを重ね合わせて示した。

4. 衝撃加重に対する歯の振動の観察例

歯の唇面に単一衝撃加重 (約 5 g, 0.1 sec 加重) を行

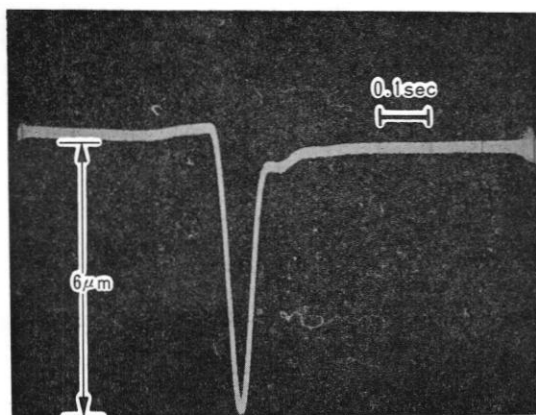


図 17 衝撃加重による歯の振動測定, 1

った結果、歯は約 $6\text{ }\mu\text{m}$ の変形を示し次いで小さな減衰波形 (約 $0.24\text{ }\mu\text{m}$, 0.05 sec) を示し変位は回復した (図 17)。

IV. 考 察

1. 一般的測定例について

歯が加重をうけた時に歯槽内で変位する様相は経時的な変位曲線に端的に表されるが、歯の動態を考える上でこれは最も基本的なものである。

加重変位曲線については加重時と除重時の変位量が異なり、また除重後に加重前の原点への変位の復帰はみられなかった。Heners²⁾ は前者に関して加重時の変位曲線と除重後の変位曲線の間の面積をもって、双方の変位に要するエネルギーの差であるとして規定する試みを行い、また後者については残留変位量をパーセント表示することを提唱している³⁾。こうした加重変位曲線に認められる歯の変位のヒステリシスの状態は概して歯根膜内のコラーゲン線維の機械的な性質を表すものと考えられるが、加藤⁴⁾ は歯周病学の立場より歯の動揺度診断にこの曲線を応用している。

2. 機能時の歯の変位測定例について

咬合、咀嚼機能を障害しないような設計の装置によって機能時の歯の変位量を測定したが、空口時の咀嚼様運動、試験食品の咀嚼、および歯ぎしりを行わせた場合の被験歯の各変位のしかたには次のような特徴がみられた。空口時および試験食品咀嚼時の変位量はほぼ同等の値を示した。しかし、変位の波形のパターンは食品咀嚼時には複雑な様相を示した。これについて変位量がほぼ同量であるところから、咀嚼時の歯の変位量のみを検討する場合には、とくに試験食品は用いず空口時の測定で評価しても大差ないように考えられた。一方歯ぎしりを行わせた場合、接触した犬歯は大きく変位し、咀嚼時に比べ $1.8\sim 2.3$ 倍もの大きな側方変位量を示したが、このことは歯の接触の仕方を考える上で重要な示唆を与えるものと考えられる。

3. 2 次元測定例について

平面内での歯の変位径路の観察は Körber⁵⁾、Heners⁶⁾ らによって前歯部について報告されている。Körber によると個々の歯にはそれぞれ至適な変位方向があり、加重方向を約 30° 変更しても変位方向は変化しないと述べ、それについては個々の歯におけるコラーゲン線維の機能的

配列に起因するものと推論している。われわれの観察によると、前歯ばかりでなく臼歯についても加重方向と歯の変位方向は必ずしも一致せず、また加重時と除重時とでは変位の径路が異なることが認められた。

4. 脈動による歯の動揺について

脈動による歯の動揺については、これまでに生理的な状況での大きさ、微小な加重に伴う様相の変化、局所循環系に変化を与えた際の様相、また歯周炎の診断におけるデータとしての可能性、さらに補綴物との関連などの観点から論じられてきた。Körber⁷⁾ は正常な歯周組織における脈動波形の状態と炎症下における状態とを波形のパターンによって比較し、明らかな相違が認められることを報告し、炎症による歯根膜内の変化がこのような波形の相違をもたらすものとしている。また、田中⁸⁾ は歯冠補綴物の装着に際し、補綴物の高さの相違、すなわち機能的要請の差によって脈動波形の様相が著しく異なることを報告している。

本装置による脈動波形の記録では前歯部臼歯部とも頬(唇)舌的、上下的にかかわらず、ほぼ末梢の一般的脈波のパターンと同様の正常後隆波を示した。波形の大きさは前歯部で唇舌的に $0.1\sim 0.5\text{ }\mu\text{m}$ 、上下的には $0.1\sim 0.3\text{ }\mu\text{m}$ 、臼歯部では頬舌的には $0.8\sim 1.0\text{ }\mu\text{m}$ 、上下的には $0.5\sim 1.5\text{ }\mu\text{m}$ の値を示し、個々の被験歯間でのバラつきが認められた。Körber⁹⁾ は上下的な脈動の値を $0.05\sim 0.2\text{ }\mu\text{m}$ としており、本測定例より小さな値となっている。

また、加重方向を変えた際に脈動に変化が生じるか否かは興味のあるところであるが、一過性の小加重の場合には 1) の例で明らかなように、元来存在する脈動波形の方向には変化は認められなかった。生理的な状況下では脈動の方向はほぼ一定のようである。

2 次元的な脈動波形の記録については Körber⁷⁾ が上顎中切歯で行っているが、われわれの測定においてもほぼ同様のパターンが得られた。この脈動波形のループを有する軌跡は歯に圧縮加重を行った際の変位方向と丁度 180° 異なっている。臼歯部の例については脈動の方向はほぼ引張加重の際の変位方向に一致しているようである。

5. 衝撃加重と歯の振動について

衝撃加重を行った場合、歯は歯根膜内で変位するだけでなく、歯自体がきわめて微小な屈曲変形を示すことが知られている¹⁰⁾。

本装置によっても衝撃加重に対する微小な屈曲変形が観察された。すなわち、歯に対して小さな衝撃加重を行うと歯はきわめて短時間振動した後、その衝突エネルギーが歯根膜に吸収される過程で変位は減衰波形を示す。なお、今回は正常歯の1例を示したに過ぎないが、歯根膜の粘性成分の性状を推測するデータとして使用可能か否かについては十分検討すべきものと考えられる。

以上のように本測定法は、一般的な歯の動揺ばかりでなく脈動などの微小変位の測定にも容易に用いられる。その場合、電気的には安定しており、かなりの拡大率で記録ができるが、センサー固定シーネの固定法など技術的な面で若干の問題を残しており、今後の課題と考えられる。

V. 結 論

うず電流効果を応用した非接触微小変位測定装置によって行った正常者の歯の動揺に関する種々な観測例を示した。

1. 歯の動揺を数歯同時に観測できた。
2. 咀嚼運動、歯ぎしりなどの下顎運動時の数歯の動揺を観測したが、歯ぎしりの時に大きな変位が生じることがわかった。
3. 前歯、臼歯の2次元的な動揺が観測できた。
4. 脈動による歯の動きを記録したが、特に2次元的な観測によって歯が上下、頬舌的にループ状の軌跡を描くことがわかった。
5. 衝撃加重した時の歯の振動が記録できた。

本研究の一部は、第66回日本補綴歯科学会学術大会にて発表した。

文 献

- 1) 五十嵐順正, 藍 稔: 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, 補綴誌, 24: 457, 1980.
- 2) Heners, M.: Ein mathematisches Modell der Funktion des alveolären Parodontiums, Dtsch. Zahnärztl. Z., 32: 28, 1977.
- 3) Heners, M.: Elektronische Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit des okklusaren Traumas, Dtsch. Zahnärztl. Z., 32: 433, 1977.
- 4) 加藤 薫, 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, 日歯周病誌, 20 (1): 48, 1978.
- 5) Körber, K.H.: Zahnärztliche Prothetik, Bd I, Georg Thieme, Stuttgart, 1975.
- 6) Heners, M.: Syndesmotic limiting movement of the periodontal ligament, Int. dent. J., 24: 319, 1974.
- 7) Körber, K.H.: Periodontal Pulsation, J. Periodont., 14: 382, 1971.
- 8) 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.
- 9) Körber, K.H.: Personal Communication, 1979.
- 10) Körber, K.H.: Untersuchung zur Biophysik des Parodontiums, Dtsch. Zahnärztl. Z., 17: 1585, 1962.

