歯周組織の機能状態に関する研究

第1報 2次元微小変位計

加 藤 均

The Function of the Tooth Supporting Structures

Part 1. A Method of Measuring Tooth Displacement in Two Dimensions

Hitoshi Kato

I. 緒 言

補綴学にとって、顎口腔系に調和した機能的な咬合面形態をもつ補綴物を作製することは重要な課題である。なかでも歯冠補綴に際しては、補綴物と支台歯を支える歯周組織との不調和が原因となつて、咬合性外傷や逆に廃用性萎縮を招来する可能性があるので、機能状態にある歯周組織の動態を十分に理解しておく必要がある。

歯周組織の機能状態に関する研究は、従来より荷重時¹⁻⁵⁾、機能時⁶⁻⁹⁾の変位および安静時の歯牙の脈動¹⁰⁻¹⁶⁾などを測定することによって行われてきた。しかし、現状はそれらの測定装置に由来して測定部位、測定方向、測定精度、測定例数などに不十分な面があり、いまだに歯周組織の機能状態については不明な点が多い。

そこで、今回歯牙の変位を十分な精度をもって2次元的に同時測定でき、かつ臼歯部に適用可能な2次元微小変位計を作製したので、本装置の性能を中心として報告する。

II. 2次元微小変位計

1. 変位計の具備すべき要件

2次元微小変位計の目的は、臼歯の機能時の変位と安静時（咬合接触のない下顎安静位付近の開口位）の脈動を2次元同時測定し、歯周組織の機能状態を明らかにすることにある。

変位計での測定方向は、臼歯の主な機能である咀嚼時の運動方向と関係の深い頬舌、歯軸の2方向とし、測定点は諸機能の妨げとならない頬側面上に設定する。また、測定を生理的条件下に近い状況で行うためには、変位計は軽量とし、測定圧は可及的に小さくしなければならない。

測定対象は100 μm 前後の変位⁹⁾と1.0 μm 前後の脈動¹⁶⁾であり、脈動は末梢脈波と同じく1~30 Hzの周波数を含む¹⁷⁾と考えられるので、変位計は以下の基本性能をもつことが必要である。

- ±100 μm の範囲で精度のよい2次元測定ができる。
- 0.1 μm 以内の分解能をもつ。
- 30 Hz までの周波数特性をもつ。

2. 2次元微小変位計の構造

2次元微小変位計は、前項で記した要件を満たすため、トランスデューサ部を口腔外に出してシーネを介して前歯部に固定し、測定桿のみを口腔内に挿入してその先端の測定子が歯牙表面と接触する接触型の変位計とする（図1）。

変位計はヘッド部、アンプ部、測定子定位装置、口腔内固定装置の4部からなる。

1) トランスデューサ

トランスデューサとしてはマグネセンサ set B₂*¹ 2台を用いている。マグネセンサは永久磁石、検出ヘッド、デテクタによって構成され、微小な変位の測定に適した高感度、高精度、高安定性の非接触磁気信号検出器であ

東京医科歯科大学歯学部第2歯科補綴学教室（指導：田端恒雄教授）

昭和56年5月29日受付

*1 ソニーマグネスケール株式会社；マグネセンサ set B₂

図1 2次元微小変位計のヘッド部外観図

図2 ヘッド部の内部構造図

図3 ヘッド部に用いたユニバーサルジョイント

る。検出ヘッドに対して永久磁石の感度方向の動きはリニアな出力を出す、直交する動きは出力に変化を示さない、2台のマグネセンサの検出ヘッドを互いに直角に組み合わせることにより、2次元測定が可能となる。

2) ヘッド部

ヘッド部は図1、図2に示すように、測定子(φ0.3 mm 弾線)、測定棒(φ2.5 mm アルミチューブ)、精密ユニバーサルジョイント*2、永久磁石2個、検出ヘッド2台をアルミ製のフレームに組み込み、側方に固定板を出したものである。

精密ユニバーサルジョイントは測定子の動きを正確に伝達するために新たに設計、作製したもので、ピボット2個を直角に組み合わせた構造となっている(図3)。これによって、測定点である歯面に接着した測定子の動きが2個の永久磁石に正確に伝達され、頬舌方向および歯軸方向についてそれぞれの検出ヘッドにより検出される(図2)。図2中の矢印は測定方向および検出方向である。2台の検出ヘッドは相互の干渉を防ぐために10 mm 離して配置し、検出ヘッドからのリード線にはφ1.4 mmの4芯シールド線*3を用いて、身体の動きなどによるコードの影響が測定に及ぶことを可及的に防止する。

なお、ヘッド部の総重量は35 g、測定圧は0.28 g以下である。

3) アンプ部

アンプ部は頬舌、歯軸両方向ともに変位測定部と脈動測定部とから構成され、図4はその1チャンネルについての回路図を示す。

(1) 変位測定部

変位測定部はデテクタ、30 Hz ローパスフィルタ、変位増幅アンプ、レベルシフタ、キャリブレーション信号回路、デジタルパネルメータ*4からなる。

変位測定部ではヘッド部からの信号をデテクタにより約5 mV/μmの直流出力とし、30 Hzのアクティブローパスフィルタを通して高周波成分を除いた後、変位増幅アンプにて10 mV/μmまたは100 mV/μmに増幅して歯牙の変位の出力とする。そしてこの出力をデジタルパネルメータに表示する。測定範囲は10 mV/μmで±1,000 μm、100 mV/μmで±100 μmとなる。

(2) 脈動測定部

脈動測定部は0.05 Hz ハイパスフィルタ、脈動増幅アンプ、ペン保護回路からなる。

脈動測定部では前段の変位出力から0.05 Hzのハイパスフィルタにて呼吸などによる低周波の雑音を可及的に除去し、これを脈動増幅アンプにて750 mV/μmまで増幅して、脈動測定時の出力とする。測定範囲は±1.5 μmで、周波数帯域は0.05~30 Hzである。

なお、測定範囲を越える大きな変位や雑音などによる過大な出力に対しては、ペン保護回路により直流成分のみを瞬時に0レベル(0.1秒間)にして、記録ペンの保護と記録能率の向上をはかる。

*2 アダマンド工業株式会社；精密ユニバーサルジョイント

*3 株式会社ST研究所；φ1.4 mm 4芯シールド線

*4 株式会社シンキヤ；デジタル・パネルメータMODEL SC-51

図 4 アンプ部の1チャンネルについての回路図

A : 変位測定部, B : 脈動測定部, a : デテクタ, b : 30 Hz ローパスフィルタ, c : 変位用増幅アンプ, d : レベルシフタ, e : キャリブレーション信号回路, f : デジタルパネルメータ, g : 0.05 Hz ハイパスフィルタ, h : 脈動用増幅アンプ, i : ペン保護回路, OUT 1 : 変位出力, OUT 2 : 脈動出力

4) 測定子定位装置

変位測定時に変位計の測定子を直線性のよい出力が得られる位置に定位するために作製したものが測定子定位装置で、簡易2次元送り装置と測定子固定棒よりなる(図5)。

簡易2次元送り装置はマイクロメータヘッド*5 2台を直角に組み合わせたもので、測定子を任意の位置に動かすための装置である。この装置により任意の位置に定められた測定子を測定棒部で変位計の本体と固定するため

に、アルミフレーム(図1)から出したアルミ製の棒が測定子固定棒である。なお、測定子固定棒とアルミフレームとはネジにより着脱可能であり、測定棒との固定にはインレーワックスを使用する。これによって測定子は直線性のよい出力が得られる位置に定位でき、変位計ヘッド部の設置完了後に測定子固定棒はネジをゆるめて除去する。

*5 株式会社三豊製作所; マイクロメータヘッド MHN 2-25VK

図5 測定子定位装置

a: アルミフレーム, b: 測定子固定板, c: 測定桿

図7 倍率校正器

5) 口腔内固定装置

変位計ヘッド部の口腔内設置にあたっては前歯部を固定源とし、測定対象である臼歯部の変位が固定源へ及ぼす影響を可及的に防止する。

口腔内固定装置は前歯部唇側のレジシーネとシーネから咬合を妨げないように出したアルミ製の定位板(厚さ2mm)とで、これは測定点、測定方向を確認しながら歯列模型上で作製する(図6)。定位板への変位計ヘッド部の固定は蝶ネジを使用するため、器具を使うことなく、指で容易に着脱することができる。

3. 基本性能

口腔外で本変位計の精度、分解能、動特性について測定し、基本性能を検討する。

1) 測定方法

(1) 精度、分解能の測定

精度および分解能の測定には0~400 μm の広範囲精度 $\pm 0.5 \mu\text{m}$ 、0~10 μm の狭範囲精度 $\pm 0.05 \mu\text{m}$ で正確に上下動する倍率校正器^{*6}を用いる(図7)。

図6 口腔内固定装置

図8 周波数特性の測定

精度に関しては変位計の測定子が頬舌方向および歯軸方向へそれぞれ変位するようにヘッド部を倍率校正器に定位して、 $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲について両方向の出力を測定する。また、分解能に関しては測定子が約 135° の一定方向へ動くように倍率校正器にヘッド部を固定し、1.0 μm 変位した時の出力を測定する。

(2) 脈動測定時の周波数特性

電圧に比例した変位が得られるクリスタルイヤホンの圧電素子(ロッシェル塩)とファンクションジェネレータ^{*7}を用いて、脈動測定時の周波数特性を測定する。

変位計ヘッド部および圧電素子を、圧電素子の振動方向が測定系に対して 135° の方向となるように定位し、ファンクションジェネレータにより0.1~50 Hzの範囲で、振幅1.0 μm の正弦波を与えた時の出力を測定する(図8)。

2) 結果

変位計の基本性能を検討し、以下の結果を得た。

^{*6} 株式会社東京精密; 倍率校正器 E-MC-50A 特

^{*7} 岩崎通信機株式会社; ファンクションジェネレータ FG-330

図 9 変位計の精度

図 10 変位計の分解能

図 11 変位計の脈動測定時の振幅特性

図 12 変位計の脈動測定時の位相特性

(1) 精度

変位計の測定子が頬舌方向および歯軸方向へ $\pm 200 \mu\text{m}$ 動いた時の両方向への出力を図9に示した。トランスデューサは両方向ともに感度方向の変位にのみニアな出力を出しており、相互干渉はほとんどなかった。両方向ともに相互干渉を含む精度は $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲で $\pm 1\%$ 以下であった。

(2) 分解能

変位計の測定子が約 135° の方向に $1.0 \mu\text{m}$ 変位した

時の出力をX-Yレコーダ^{*8}により2次元表示したものが図10で、 135° の方向へ $1.01 \mu\text{m}$ の出力が得られたので、変位計は倍率校正器と同等の分解能をもつものと考えられる。したがって、変位計は $0.05 \mu\text{m}$ 以内の分解能をもつことがわかった。

(3) 周波数特性

$0.1 \sim 50 \text{ Hz}$ で 135° の方向へ $1.0 \mu\text{m}$ の振幅で変位計の測定子が変位した時の頬舌方向、歯軸方向の出力をレクチグラフに記録して振幅特性および位相特性を求め、両方向ともに図11、図12のような結果を得た。図11、図12は変位計のアンプ部にあるフィルタと同様の特性を示し、測定桿の共振やユニバーサルジョイント部でのガタは認められなかった。

III. 口腔内での測定

本変位計を用いて大臼歯の機能時の変位ならびに安静

*8 渡辺測器株式会社；X-Yレコーダ WX 4401

図 13 変位計ヘッド部の口腔内設置

図 14 口腔内での測定

時の脈動を測定し、口腔内での測定時の変位計の性能について検討する。

1. 被験歯および測定方向

被験歯は正常な天然歯列を有する 30 歳の男性の上顎左側第 1 大臼歯で、約 8 年前に作製された 4/5 冠が装着されているが、歯周組織の状態は臨床的に健全である。測定点は被験歯の近心頬側咬頭の頬側面咬合面寄り 1/3 の歯面上の 1 点とし、測定方向は咬合平面に垂直な歯軸方向、臼歯部歯列に直角な頬舌方向の 2 方向とする。

2. 変位計の口腔内への設置

変位計は、まず口腔内固定装置によってそのヘッド部を前歯部唇側に固定し、その後測定子を被験歯の測定点に接着して、設置を終る。

1) ヘッド部の固定

アングルワイダー^{*9}により口唇、頬粘膜が測定子および測定棒と接触することを防止した後、レジシーネを介して口腔内固定装置を前歯部唇面にフリージノール^{*10}によって接着する。ついで、その固定装置に、あらかじめ測定子定位装置(図 5)で直線性のよい出力が得られる位置に測定子を定位してある、ヘッド部を蝶ネジにより固定する。この際に、接着剤のためのスペースとして測定子と歯面(測定点)との間隙を約 0.5 mm とするが、この操作はアルミフレーム部と固定板、固定板と定位板との間で微調整が行えるので容易である。

2) 測定子の接着

測定子と測定点との接着は前述の間隙に即重レジンを^{*11}を流すことによって行う。レジン硬化後は測定子固定棒を除去して、測定の準備を終る(図 13)。以上の操作により、変位計の直線性のよい出力が得られる位置に

±10 μm 以内の誤差で口腔内に変位計を設置できる。

3. 測定項目および記録

以下の各項目について測定を行い、記録はレクチグラフ^{*12}、ストレージオシロスコープ^{*13}でモニターしつつ、すべてデータレコータ^{*14}に集録する(図 14)。

なお、測定中の被験者の姿勢は床面に対して 120° の後傾位とする。

A. 機能時の歯牙の変位

a. 固定の確認

測定装置設置後の安静位で 2 分間の出力を測定する。

b. 咬みしめ時

① 咬頭嵌合位

② 被験側臼歯部での咬合紙^{*15}(2, 4 枚)

3 秒間咬みしめ時の歯牙の変位を測定する。

c. プリッツ^{*16}咀嚼時

長さ 20 mm 程度のプリッツの 1 片を被験側臼歯部で咀嚼した時の、前歯部での咬合接触が起る以前の初期数ストロークについて変位を測定する。

B. 安静時の歯牙の脈動

脈動の測定は 1 分間とし、バイオフィジオグラフ^{*17}

*9 井上アタッチメント株式会社; アングルワイダー

*10 而至歯科工業株式会社; ジーシー・フリージノール・テンポラリーパック

*11 而至歯科工業株式会社; ジーシー・ユニファスト

*12 三栄測器株式会社; レクチグラフ 8S63

*13 岩崎通信機株式会社; メモリスコープ MS-5021

*14 ソニーマグネスケール株式会社; エルカセットデータレコーダ FE-3907W

*15 而至歯科工業株式会社; アーティキュレイティングペーパー 赤

*16 江崎グリーコ株式会社; プリッツ(サラダ)

*17 三栄測器株式会社; バイオフィジオグラフ 180 システム

により心電図(標準肢誘導:第Ⅱ誘導)を同時に記録する。

a. 安静時

咬合接触のない下顎安静位付近の開口位での出力を測定する。

b. 荷重時

被験歯の両隣在歯を固定源として板バネにて被験歯を口蓋側方向から 500 g 以上の力で荷重し、可及的に歯牙の脈動を止めた時(図 15)の出力を測定する。

4. データ処理方法

データレコーダに記録したデータは以下のように処理する。

1) 機能時の歯牙の変位

機能時の歯牙の変位に関するデータは、データレコーダから直接 X-Y レコーダに頬舌方向が x 軸、歯軸方向が y 軸となるように入力して 2 次元表示する。

図 15 被験歯への荷重装置

2) 安静時の歯牙の脈動

測定、記録した原データには呼吸時の身体の動きや舌などの影響によるベースラインの変動などの雑音が含まれているので、これらを可及的に除去して脈動を明確にするため A-D 変換してマイクロコンピュータ^{*18}による処理を行う。

まず、データレコーダからの出力を頬舌方向出力、歯軸方向出力、心電図出力の各チャンネルについて 4096 点/p-p に量子化し、50 点/秒で 26.5 秒間サンプリングを行い、これを時系列の原データとしてフロッピーディスクに記録する。ついで、心電図の R 波の昇脚相を同期信号とし、20 周期について各周期の最小サンプリング数をもって正規化し、加算平均する。これら歯牙の脈動に関するすべての加算平均の結果は時系列、2 次元表示それぞれについて X-Y プロッタ^{*19}に出力する。なお、2 次元表示の方向は機能時の変位と同様に頬舌方向を x 軸、歯軸方向を y 軸とする。

5. 結果

健全な上顎左側第 1 大臼歯の機能時の変位および安静時の脈動を測定し、その測定点について以下の結果を得た。

1) 機能時の歯牙の変位

機能時の歯牙の変位の測定結果をレクチグラフにより時系列表示したものが図 16 であり、X-Y レコーダにて 2 次元表示したものが図 17 である。

(1) 固定の確認

被験歯に咬合接触のない 2 分間の出力、すなわちベースラインの変動はほとんどみられなかった(図 16-a,

図 16 機能時の歯牙の変位:時系列表示

a: 安静位, b: 咬頭嵌合位での咬みしめ, c: 咬合紙 2 枚の咬みしめ, d: 咬合紙 4 枚の咬みしめ, e: プリッツ咀嚼

*18 株式会社ソード電算機システム; M 223 mark III

*19 渡辺測器株式会社; パーソナルプロッタ: WX4632R

図 17 機能時の歯牙の変位：2次元表示

a：安静位，b：咬頭嵌合位での咬みしめ，c：咬合紙2枚の咬みしめ，d：咬合紙4枚の咬みしめ，e：プリッツ咀嚼

図 17-a)。

(2) 咬みしめ時

咬頭嵌合位での3秒間の咬みしめ時に，被験歯の測定点は口蓋側および歯根方向へ120 μm の変位を示した(図 16-b, 図 17-b)。

咬合紙2枚の3秒間の咬みしめ時に，被験歯の測定点は咬頭嵌合位での咬みしめ時より口蓋側へ傾いて110 μm の変位を示した(図 16-c, 図 17-c)。また，咬合紙4枚の咬みしめ時には，咬頭嵌合位での咬みしめ時に対する2枚咬みしめ時と同様の傾向で，さらに口蓋側方向へ傾いて115 μm の変位を示した(図 16-d, 図 17-d)。

なお，本被験者は咬頭嵌合位での咬みしめ時に前歯部で軽い接触を示したが，咬合紙2枚，4枚咬みしめ時に前歯部の接触はなかった。

(3) プリッツ咀嚼時

前歯部での接触がみられなかった咀嚼初期の数ストロークで被験歯の測定点は，咬頭嵌合位および咬合紙の咬みしめ時よりさらに口蓋側方向へ傾いて，120～130 μm の変位を示した(図 16-e, 図 17-e)。

2) 安静時の歯牙の脈動

(1) 安静時

安静時に記録した歯牙の脈動のデータは頬舌，歯軸兩

方向ともに心電図のR波に同期した出力を示すが，呼吸の影響と思われるベースラインの変動などの雑音を含んでいる(図 18-a)。この心電図に同期しない雑音を除去するために加算平均した結果が図 18-b, c で，前者は時系列表示，後者はその2次元表示である。頬側および歯冠方向へ0.6 μm の出力があった。

(2) 500 g 荷重時

図 19 は 500 g 荷重時の歯牙の脈動に関する原データとその加算平均後の結果である。荷重することにより0.6 μm あった安静時の出力は小さくなっているが，なお，0.2 μm の出力を示している。また，この出力は荷重量を1 kg に増してもほとんど変化を示さなかった。

IV. 考 察

咀嚼運動を含む咬合機能時には数10 kg もの咬合力が歯牙に作用していて，歯根膜，歯槽骨などの歯周組織はそれに耐え得る構造となっている。しかし，一方においては極めてわずかな咬頭障害が歯周組織の外傷を惹起したり，わずかな無咬合が歯周組織の廃用性萎縮を招いたりする。したがって，歯冠補綴学での重要な課題である顎口腔系と精細に調和した咬合面形態を追求していくた

図 18 安静時の出力

a : 原データ, b : 加算平均した結果の時系列表示, c : 加算平均した結果の2次元表示

めには、歯周組織の機能状態を詳細に検討する必要がある。

従来より歯周組織の機能状態を表わす生体での指標の1つとして、歯牙の変位が負荷時、無負荷時の両面から研究されてきた。

負荷時については、一定荷重時の歯牙の変位様相に関して Mühlemann^{1,2)}、石橋³⁾以来、Heners⁴⁾、五十嵐⁵⁾の2方向からの測定を含む多くの研究がみられ、変位量、変位方向、歯周組織の物理学的性状などがかなりの程度まで明らかとなっている。しかし、咬みしめ、咀嚼などの機能時の変位様相に関する研究は少なく、Schöhl⁶⁾、Parfitt⁷⁾ら、そして2方向からの測定をした Behrend^{8,9)}の報告をみるにすぎず、機能時の歯牙の変位量あるいは変位方向の概要が明らかになってきたところである。

一方、無負荷時については、Parfitt¹⁰⁾により安静時における歯根膜の血流による歯牙の脈動が報告されて以

来、Körber^{11,12)}、Hofmann^{13,14)}らにより研究が進められ、前歯部では脈動の方向、波高の程度などが明らかとなり機能時の変位との関係なども考察されるまでになっている。しかし、臼歯部については安永¹⁵⁾の近遠心方向、田中¹⁶⁾の頬舌方向および歯軸方向の1方向からの測定結果のみが報告されているという現況にあり、歯牙の脈動に関する研究への道が拓かれたところにある。

歯冠補綴物の咬合形態を論ずるとき、咀嚼機能での主体である臼歯部が問題となる。そしてこの本質的な究明を計るには臼歯の3次元変位を時間的対応関係をもって知る必要がある。しかし、歯牙自体の大きさ、口腔内に占める位置、その変位の絶対量などからくる測定の困難さ、加えてこの課題に対する測定装置作製の困難さのために、いまだにこれは果たせずにいる。そこで、今回はその解明への必要な道程として、咀嚼機能時の下顎運動の方向そして咬合力という観点からより重要と考えられている頬舌、歯軸2方向への臼歯部の歯牙の変位を

図 19 500 g 荷重時の出力

a : 原データ, b : 加算平均した結果の時系列表示, c : 加算平均した結果の 2 次元表示

2 次元同時に測定できる装置, 2 次元微小変位計を作製した。本報告においては, この変位計の基本性能および口腔内での測定の可能性について検討を加えた。

1. 2 次元微小変位計

今回作製した変位計はトランスデューサとしてマグネセンサ set B₂ を用い, トランスデューサ部を口腔外に出し, 測定棒のみを口腔内に挿入して測定子を被験歯の頬側面に接する接触型とした (図 13) ので, 以下のような特徴を備えている。

変位計はトランスデューサを口腔外に出したので, 従来のそれを口腔内に入れていた変位計と比べて, 温度, 湿度などの口腔内環境による影響を受けることが少なくなり, また 2 台の検出ヘッド相互の干渉に対しても十分なスペースをとることができるようになった。さらに, 口腔内へは $\phi 2.5$ mm の測定棒のみを挿入するので, 変

位の測定時の口腔の諸機能を妨げることが少なくなった。

変位計は接触型としたので口腔外での正確なキャリブレーションが可能となるとともに, 変位の測定部位を点として明確に規定することができる。ここで測定圧が問題となるが, 非接触型のトランスデューサを使用したので測定圧は 0.28 g 以下となり, 歯牙の脈動測定にもほとんど影響しないと考えられる。

また, トランスデューサに小型, 軽量のマグネセンサを使用したのでヘッド部を 35 g と軽量化でき, リード線に軟らかい $\phi 1.4$ mm 4 芯シールド線を使用したことも加えて, 簡単な口腔内固定装置 (図 7) で口腔内に設置することが可能となった。

変位計の測定精度は頬舌, 歯軸両方向の相互干渉も含めて $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲では $\pm 1\%$ 以下であった。したがって, $100 \mu\text{m}$ 前後である機能時の歯牙の変位の測定は, 直

線性のよい $\pm 200\text{ }\mu\text{m}$ の範囲で行えば、 $\pm 1\%$ の精度で可能である。また、波高が $0.1\text{ }\mu\text{m}$ 単位といわれている歯牙の脈動についても、変位計の分解能が $0.05\text{ }\mu\text{m}$ 以内、周波数特性が 30 Hz までであることから、2次元微小変位計の基本性能は本研究の目的にとって十分といえる。

2. 口腔内での測定

1) 測定対象

本変位計のヘッド部を口腔内に設置する際に必要な装置は、測定子定位装置、口腔内固定装置、アングルワイダーであるが、被験者ごとに用意するものは口腔内固定装置(図7)のみである。これはレジンスーネからアルミ平板を出した簡単な装置なので、歯列模型上で容易に作製でき、多くの被験者についての測定が可能である。また、測定点についてもヘッド部の口腔内固定時に調節機構を利用することにより、被験歯の頬側面上の任意の点を測定点とすることができる。

2) 測定結果

本変位計が機能時の歯牙の変位ならびに安静時の脈動を測定するに十分な基本性能を有することは前項において記したが、口腔内側定時にも同様の性能を発揮するためには、測定中に変位計の固定源であるスーネが動かないこと、測定子および測定桿に頬粘膜、口唇などの接触のないことが必要条件である。頬粘膜、口唇などの影響についてはアングルワイダを用いることにより解決しているので、以下機能時の変位および安静時の脈動測定における固定源の動きを考慮して、測定結果について検討を加える。

(1) 機能時の変位

スーネの動きに影響を与える因子としては、変位計のヘッド部の重さ(35 g)によるスーネ接着用のフリーズノールと前歯部歯周組織のクリープおよび前歯部での上下顎歯牙の接触が考えられる。前者は咬合接触のない安静位での2分間にわたる出力測定の結果がベースラインの変動をほとんど示さなかったもので、これを特に考慮する必要はないであろう(図17-a)。しかし、後者についてはスーネを接着してある前歯部で強い咬合接触が起こると、前歯の変位に原因するスーネの動きが生じ、被験歯が動いていないにもかかわらず、出力が得られる可能性がある。したがって、前歯部が強く咬合接触するような機能時の測定は原則としては避けなければならないことになる。

今回行った機能時の歯牙の変位の測定で、前歯部での咬合接触がみられたのは咬頭嵌合位での咬みしめ時だけ

図 20 咬みしめ時の歯牙の変位
IP: 咬頭嵌合位, AP 2: 咬合紙2枚, AP 4: 咬合紙4枚

であった。しかし、この結果と前歯部での咬合接触がなくなる臼歯部での咬合紙2枚あるいは4枚咬みしめ時の結果とを比較するとその間には一定の変化傾向がみられ(図20)、また咬頭嵌合位で前歯部の咬合接触のない他の被験者でも同様の結果が得られた¹⁸⁾ことから、本被験者のごとき咬頭嵌合位での咬合接触が軽度の被験者では咬頭嵌合位での咬みしめ時の前歯部咬合接触の影響は無視できるほどのものであると考えられる。なお、食品咀嚼時については前歯部での接触が起こる以前の初期の数ストロークについてのみ変位を測定できることがわかった。

(2) 安静時の歯牙の脈動

脈動測定時には変位計を設置するレジンスーネが6前歯にわたって連結固定されているとはいえ、前歯もまた被験歯と同様に脈動しているので、固定源への脈動の影響については十分に検討する必要がある。そこで、従来の報告^{14,16)}には歯牙の脈動を止めるのに要した荷重は 100 g 程度とあるが、ここではさらに 500 g 以上に荷重を増して被験歯の脈動を可及的に止めた時の出力を測定して、脈動測定時の固定源の動きを推定した。

安静時の出力の加算平均後の結果は頬側、歯冠方向へ $0.6\text{ }\mu\text{m}$ であったが、 500 g 荷重時には $0.2\text{ }\mu\text{m}$ 程度まで小さくなった(図18, 図19)。この出力は荷重をさらに増して 1 kg としても、それ以上には変化を示さなかったもので、 500 g 荷重時の出力は被験歯の脈動によるものではなく、固定源の脈動によるものと考えられる。

したがって、安静時に得られた出力には被験歯の脈動だけではなく、固定源の脈動による出力が含まれていることになるので、マイクロコンピュータを用いて安静時の出力から 500 g 荷重時の出力を引き算して被験歯の脈動とした。すなわち、求めた脈動は、測定で得た出力か

図 21 安静時の歯牙の脈動
a : 時系列表示, b : 2 次元表示

らまず非同期の雑音を加算平均によって除去し、さらに同期した雑音を引き算して除去したものである。この引き算後に被験歯の測定点における脈動を時系列および 2 次元表示した結果が図 21 である。この図は引き算前の安静時の出力 (図 18-b, c) と比べて波高、方向には大差ないが、引き算することにより時系列表示では頬舌、歯軸両方向とも末梢脈波に特徴的な波形がより明確となり、2 次元表示では一方向へループを描きながら脈動していることが明確となった。従来の報告は安静位の出力をそのまま脈動としていたが、本測定では固定源の動きを考慮することにより、より精度の高い脈動を得ることが可能となった。

以上のことから、新たに作製した 2 次元微小変位計を用いて、咬頭嵌合位で前歯部に特に強い咬合接触がない被験者すべてについて、上下顎臼歯部各歯牙頬側面上の任意の点について機能時の変位と安静時の脈動を十分な精度をもって 2 次元同時測定できることになった。なお、咬頭嵌合位で強い咬合接触がある被験者に対しても、咬頭嵌合位での咬みしめ時以外の、臼歯部での咬合紙、咬合力計などの咬合時、食品咀嚼の初期の歯牙変位、あるいは安静位での歯牙脈動などの測定に限っては本変位計の適用が可能である。

V. 結 論

臼歯の機能時の変位と安静時の脈動の 2 次元測定を目的とする 2 次元微小変位計を作製し、以下の結論を得た。

1. 変位計の精度は頬舌、歯軸両方向ともに、 $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲で $\pm 1\%$ 以下、分解能は $0.05 \mu\text{m}$ 以内、脈動測定時の周波数特性は $0.05 \sim 30 \text{ Hz}$ であった。
2. 機能時の歯牙の変位は、前歯部に特に強い咬合接触がない限り、測定可能となった。
3. 歯牙の脈動は、測定データの加算平均後さらに安静時の出力に含まれている微小な固定源の動きを考慮することにより、高精度での測定が可能となった。
4. 任意の歯牙の頬側面の任意の測定点について、歯牙の変位の測定が可能となった。
5. 比較的容易に多くの被験者について歯牙の変位が測定できるようになった。

稿を終るに臨み、ご指導ならびにご校閲を賜りました田端恒雄教授に謹んで感謝の意を表わします。また、ご教授、ご援助を賜りました徳島大学歯学部坂東永一教授、本学田中伐平講師に謝意を表します。

本研究に種々ご助言いただきました第 2 歯科補綴学教室の諸先生方に厚く御礼申し上げます。

歯牙の脈動の処理に関するプログラミングは本教室の望月洋先生が担当した。

本論文の要旨の一部は、昭和 55 年 11 月、第 67 回日本補綴歯科学会総会において発表した。

(本研究の一部は文部省科学研究費補助金によった。)

文 献

- 1) Mühlemann, H.R. : Periodontometry, a method for

- measuring tooth mobility, *Oral surg.*, 4 : 1220~1233, 1951.
- 2) Mühlemann, H.R. : 10 years of tooth-mobility measurements, *J. Periodontol.*, 31 : 110~122, 1960.
- 3) 石橋真澄 : 歯牙の動揺に関する実験的研究 (第1報) 荷重と動揺との関係について, *口病誌*, 20 : 187~191, 1953.
- 4) Heners, M. : Syndesmotomic limiting movement of the periodontal ligament, *Int. dent. J.*, 24 : 319~327, 1974.
- 5) 五十嵐順正 : 最近の歯学—非接触センサーによる歯の動態測定, *口病誌*, 47 : 184, 1980.
- 6) Schöhl, H. : Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung, *Dtsch. zahnärztl. Z.*, 15 : 1185~1192, 1960.
- 7) Parfitt, G.J. : The dynamics of a tooth in function, *J. Periodontol.*, 32 : 102~107, 1961.
- 8) Behrend, D.A. : A method of studying patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man, *Archs. oral Biol.* 19 : 23~27, 1974.
- 9) Behrend, D.A. : Patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man, *Archs. oral Biol.*, 23 : 1089~1093, 1978.
- 10) Parfitt, G.J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction, *J. Dent. Res.*, 39 : 608~618, 1960.
- 11) Körber, K.H. : Untersuchungen zur Physiologie des paradontalen Gefäßsystems, *Dtsch. zahnärztl. Z.*, 18 : 1092~1101, 1963.
- 12) Körber, K.H. : Periodontal pulsation, *J. Periodontol.*, 41 : 382~390, 1970.
- 13) Hofmann, M. & Diemer, R. : Die Pulsation des Zahnes, *Dtsch. zahnärztl. Z.*, 18 : 1268~1274, 1963.
- 14) Hofmann, M. : Ein weitere Beitrag zur Frage der Gefäßverteilung im Desmodontalraum, *Dtsch. zahnärztl. Z.*, 23 : 505~508, 1968.
- 15) 安永 博 : 隣接面接触関係から見た歯列の近遠心方向の生力学的挙動, *九州歯会誌*, 28 : 605~623, 1975.
- 16) 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 : 480~506, 1976.
- 17) 木原秀三 : 脈波の周波数分析, *福岡医誌*, 64 : 191~213, 1973.
- 18) 加藤 均 : 歯周組織の機能状態に関する研究, 第2報, 臼歯の機能時の変位と安静時の脈動, *補綴誌*, (投稿中).