半導体ストレン・ゲージを用いた咬頭嵌合位測定装置

坂東永一 田中伐平 長谷川成男

Application of Semiconductor Strain-Gauges to Measuring Intercuspal Position

Eiichi Bandō, Batsuhei Tanaka, Shigeo Hasegawa

したので、本装置の特性を中心として報告する。

I. 緒 言

『咬頭嵌合位をいかなる下顎位に定めるべきか』ということが歯科補綴学にとって極めて重要な問題であると同時に、『定めた咬頭嵌合位をどの程度正確に実現するべきか』ということもまた大きな問題である。

現在作製、装着する歯冠補綴物の咬頭嵌合位を含めた咬合の診査の最も一般的な方法において使用される咬合紙の厚みは $30\sim 150\mu\text{m}$ であり、咬合調整時の大きな掘り所の1つである歯根膜の感覚受容器の閾値は $50\sim 10\mu\text{m}$ 以下¹⁾あるいは $30\sim 8\mu\text{m}$ 程度²⁾と報告されている。一方、咬合調整の手段としての切削工具による切削量の定量化は果されていない。したがって、口腔内に装着される歯冠補綴物は予め定めた咬頭嵌合位に対して僅かに高いあるいは少々低いことが多いという現状にあるのかと考えられる。

しかし、この歯冠補綴物の咬頭嵌合位での僅かの差違が直ちに咬合性外傷、顎関節症あるいは機能の低下に結びつくことなく、生体の適応範囲内に吸収されていく現象も臨床上看ることが出来る。

以上のことから我々は、口腔内に装着された歯冠補綴物が予め定めた咬頭嵌合位に対していかなる現状にあるか、咬合調整はどの程度まで可能か、そして現実にはどの order での咬合調整が必要かという3点に問題意識をもつに至った。

そこで、今回はまず上述の問題を解明するに十分な精度をもつて咬頭嵌合位に関する垂直方向での測定を可能とする IP-Checker G 型(咬頭嵌合位測定装置)を作製

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)

Dept. of Prosthodontics II, Tokyo Medical and Dental University (Director: Prof. Tsuneo Tabata)

昭和49年12月11日受付

II. 理論的仕様

歯冠補綴物の咬合調整に際しては、まずどの部分が、どれ程に高いかを知らねばならない。このどれ程に高いかを測定するのが IP-Checker G 型の主目的である。

本装置の備えるべき要件は以下の5項目である。

- (1) 咬合の高さは歯根膜の感覚受容器の閾値を考えると、 μm -order まで正確に測定できること。
- (2) 咬合調整の過程を測定でき、さらにまた日を追って比較的長期間にわたる測定結果が比較できること。
- (3) 顎口腔系に与える影響が可及的に小さいこと。
- (4) 安全であること。
- (5) 外来患者での測定が容易にできること。

1) 精密さ

咬頭嵌合位が咬耗症などのない有歯顎者においては $50\mu\text{m}$ 以下で安定した下顎位である³⁾ことは既に報告されており、またわれわれの予備実験によれば μm -order で再現可能な下顎位であるので、歯冠補綴物装着前後の顎間距離の差をもつて補綴物の高さとすることが出来る。そしてこの差を小さくして行く過程が咬合調整である。

一方、咬頭嵌合位での顎間距離は咬合力の影響を受け、健全歯牙で $30^{1)}\sim 60^{5)}\mu\text{m}$ 、上下顎歯牙間で $60\sim 120\mu\text{m}$ 程度の減少が考えられる。したがって、顎間距離測定時には咬合条件を可及的に一定にすることが必要となるが、それを実現することによつて相当程度まで咬合力の影響を消去することが出来るであろう。そして顎間距離を繰り返し測定することによつて咬合条件の一定性を確認することもできる。

2) 正確さ

高い補綴物を口腔内に装着して咬合すると、顎間距離

の測定部位による測定値の差違が現れると同時に、その補綴物を中心とする下顎骨の回転が起る可能性もある。咬合調整を行うには当該補綴物自体の高さを知ることが必要不可欠なことなので、測定部位、すなわち標点は補綴物自体に設けることが望ましい。しかし、この際咬合力による歯周組織の変形をさらに詳しく知るためには、数組以上の標点を上下顎歯列間に設定する必要がある。

次に、咬合調整の過程および比較的長期間にわたる測定を行うためには、測定装置を口腔内に固定する方法が最も良いと考えられるが、これは歯牙欠損などによる空間を必要とするので一般的でなく、また口腔前庭などを利用する方法では測定装置の超小型化の必要性とともに顎口腔系への影響という懸念が生じてくる。したがって測定装置は着脱可能なものとせざるを得ないが、 μm -orderでの測定の必要性を考えると、歯列シーネあるいはコア法など別の目的をもつ装置に多く見られる方法の採用は困難になり、新しい装置定位法の開発を迫られることになる。

III. 測定の可能性

前章において述べた理論的仕様にかなう、顎間距離測定の可能性を検討する。

1) 標点および基準軸

標点は咬合調整の過程および長期間にわたる顎間距離の測定を行う目的から口腔内に固定するが、顎口腔系に及ぼす影響を少なくするため、できるだけ小さくする。標点には小さな鋼球を用い、上下顎2標点間を結ぶ直線が咬合平面と垂直となるよう、補綴歯、ときとして天然歯とその対合歯にこれを直接接着する。

顎間距離の測定に際しては上下顎標点間に上下2つの測定子を挿入して計測するが、このとき測定部位より前方に基準軸を設け、これによって測定子の挿入方向を一定にする。ここで測定子の繰返し戻り精度、すなわち基準軸の戻り精度の測定値に及ぼす影響が問題となるので、以下この点について検討を試みる。

垂直顎間距離の測定時、半径 r の球体である上下顎標点 P, Q は咬合平面に対して垂直に距離 d なる位置に固定され、上下の測定子は θ (radian) なる角を有し、上の測定子は基準軸 A より長さ l をもって咬合平面に対して平行に標点間に挿入されている (図1)。

いま基準軸 A が咬合平面に対して垂直方向に $\pm a$ なる戻り誤差をもつとき、測定子の挿入方向は $\varphi = \pm a/l$

図1 咬頭嵌合位測定法

上下顎の歯牙につけた標点 P, Q 間の距離 d を別に定めた測定基準位 A より測定する。半径 r の球型の標点を使用し、これと A との距離が l のとき、 A の位置がずれることによって測定誤差 Δd を生ずる。

(radian) だけずれることになり、 θ が充分小さいときは近似的に

$$\Delta d_1 \approx (d+2r)(\cos \varphi - 1) \dots \dots \dots (1)$$

なる影響を測定値に及ぼすことになる。

第(1)式は必ず(一)となるが、 Δd_1 の絶対値は φ が小さい程、あるいは d, r が小さい程小さくなる。したがって、基準軸はできるだけ標点より遠くに設定し、標点には半径の小さい鋼球を用い、上下顎標点間距離を短かくするのが有利ということになる。

ここで試みに第(1)式に数値を代入してみると、 $l=30 \text{ mm}$, $r=0.5 \text{ mm}$, $d=1.0 \text{ mm}$ のとき、 $a = \pm 1 \text{ mm}$, $\pm 0.5 \text{ mm}$, $\pm 0.1 \text{ mm}$ ならば、 $\Delta d_1 = \pm 1.1 \mu\text{m}$, $\pm 0.3 \mu\text{m}$, $\pm 0.01 \mu\text{m}$ となる。

第(1)式はまた、基準軸 A が測定子の挿入方向に対して回転した場合にもあてはまり、この回転による誤差 Δd_2 はほぼ Δd_1 と同様な値をとるものと考えられる。

次に、基準軸 A が測定子の挿入方向と平行な方向に対して $\pm b$ なる戻り誤差をもつとすれば、これが測定値に影響する誤差 Δd_3 は d が充分小さいとき

$$\Delta d_3 \approx \pm \theta b \dots \dots \dots (2)$$

となる。

したがって、 θ が小さいことが望ましいが、上下測定子を平行移動させる測定装置は装置全体が大型化する傾向をもつとともに、機構的に誤差が入り込む余地を生じやすい。そこで、上下測定子間の連結を蝶番機構あるいは一方の測定子を片持梁固定機構とすることになるが、これらは必ず上下測定子間に角度 θ をもつことになり、 θ は測定距離 d によって変化することになる。しかし、本研究の目的は咬頭嵌合位附近での垂直顎間距離測定にあるので、咬頭嵌合位附近で上下測定子が平行となるように測定装置を作製すれば、 Δd_3 を充分小さくすること

は可能である。すなわち、測定距離が大きいときには θ も、誤差も大きく、測定距離が小さくなる程に θ も、誤差も小さくなって行くのである。試みに上下測定子が蝶番機構の場合に、測定位置とこの蝶番軸との距離 $l=30$ mm, 戻り誤差 $b=\pm 0.1$ mm とし、測定距離 $d=1.0$ mm, 0.5 mm, 0.1 mm として測定値に及ぼす誤差を算出してみると、 $\Delta d_3=\pm 3.3 \mu\text{m}$, $\pm 1.6 \mu\text{m}$, $\pm 0.3 \mu\text{m}$ となる。

以上の結果、本測定法による誤差 Δd は、 $\Delta d_1+\Delta d_2+\Delta d_3$ で表わされることになり、 Δd を $1 \mu\text{m}$ 以下とした垂直頸間距離測定が充分可能と考えられるようになった。

2) トランスデューサ

前項で述べた測定法による測定子の変位を変換する機構について検討してみる。

従来、口腔内における微小な変位量の測定には、ダイヤルゲージなどによる機械的測定法あるいはストレンゲージ、ホール素子、リニヤートランスなどによる電気的変換法が使われてきたが、ここでは小型かつ種類の豊富なストレンゲージを中心とするトランスデューサの理論的仕様との合致性を考察してみる。

トランスデューサにはストレンゲージを用い、板バネのある片持梁機構から成る測定装置の模型図、図2において、ACは剛体、CBは板バネから成る片持梁でABはB点で固定されている。そして板バネCB上の点Dの上下両面にはストレンゲージが接着されている。

いま、 $AB=l$, $AC=a$, $AD=b$ とし、点Aが δ だけたわむとACはもとの位置に対して θ (radian) なる角となり、D点における板バネの上面と下面における歪は ϵ を示すことになる。

ABが一樣な弾性体のときの弾性曲線 (図2の点線部

図2 片持梁を用いた変位—電位変換器

片持梁 AB ($AB=l$) はB端において固定されており、ACはステンレススティール、CBはバネ鋼より製作され、D部の両面に半導体ストレンゲージが接着されている。Aでの変位量を δ とし、このときの梁がもとの位置となす角を θ (radian) とする。

分)の微分方程式は、A点から x なる点のたわみを y とすれば、

$$EI \frac{d^2 y}{dx^2} = -Mx \quad \dots\dots\dots (3)$$

EI: 曲げ剛性係数

$-Mx$: x 点における曲げモーメント

で表されるので、ACが剛体で、CBが弾性体の場合は角 θ はC点における接線方向となり第(3)式を積分することによって求め得る。

$$\theta = \frac{3}{2} \delta \cdot \frac{l^2 - a^2}{l^3 - a^3} \quad \dots\dots\dots (4)$$

さらに、第(3)式を2回積分することにより、D点における歪み ϵ が求まる。

$$\epsilon = \frac{3\delta \cdot b \cdot h}{l^3 - a^3} \quad \dots\dots\dots (5)$$

h : 板バネの厚さの $\frac{1}{2}$

試みに、測定の便宜上の理由から $l=30$ mm, ストレンゲージの接着に必要な板バネの長さ $l-a=10$ mm, ストレンゲージを板バネの中心に接着するとして $b=25$ mm, 標点に過大な力を加えないという観点から板バネの厚さ 0.2 mm, すなわち $h=0.1$ mm とし本研究の目的において最大の測定範囲である 1 mm 以内のたわみ量 δ を代入すると、

$$\delta=1.0 \text{ mm のとき, } \theta=0.0394$$

$$\delta=0.5 \text{ mm のとき, } \theta=0.0197$$

$$\delta=0.1 \text{ mm のとき, } \theta=0.0039$$

となる。

この結果を前項の第(2)式に代入すると、 Δd_3 は b が 0.1 mm 以内なら $\delta=0.5$ mm のとき $1 \mu\text{m}$ を越えるが、 $\delta=0.1$ mm のときは $1 \mu\text{m}$ 以下となることがわかる。したがって、測定装置に片持梁機構を用いたときに起る上下測定子間のなす角度が、測定値に与える影響はほとんど無視できることになる。

また、第(5)式はD点における板バネの歪みが δ に比例することを示し、その値は上記の数値を代入することにより、

$$\delta=1.0 \text{ mm のとき, } \epsilon=394 \times 10^{-6}$$

$$\delta=0.001 \text{ mm のとき, } \epsilon=0.394 \times 10^{-6}$$

となる。

そこで、ストレンゲージを板バネの上面および下面に各2枚、計4枚を接着し、これをブリッジ回路とすれば、このときの出力は

$$\Delta e = K_s \cdot \epsilon \cdot e_i \quad \dots\dots\dots (6)$$

K_s : ゲージ率

e_i : ブリッジ印加電圧

で表わされる。

ここで、ゲージ率 180 の半導体ストレンゲージを使用すれば、測定子の変位量が $\delta=1\mu\text{m}$ のとき、 $\epsilon=0.394\times 10^{-6}$ となるので、このときの出力を 1mV とするには、第(6)式より 14V の印加電圧 e_i が必要となる。このような条件を満たす半導体ストレンゲージは容易に入手可能である。

次に、4 ゲージ法を使つたとき、理論的には出力の直線性は良いが、半導体ストレンゲージ自体のゲージ率は歪の大きさによつて影響を受け、出力には非直線性が現われる。しかし、第(5)式の結果から歪量が 394×10^{-6} を越えることは考えられないので、実際的には無視でき、直線性に関しては問題はないことになる。

また、温度変化による零点移動は 4 ゲージ法使用によつて理論的には補償し得るが、ストレンゲージの温度感度係数は問題となる。たとえ $-0.022\%/^{\circ}\text{C}$ の感度補償型のものを使用したとしても室温と口腔内の温度差が 10°C 、測定子の変位量 $\delta=1\text{mm}$ のとき、 $2.2\mu\text{m}$ の影響が測定値に現れることになる。したがつて、この点から測定子の変位量が大きい場合については留意する必要がある。

以上の結果、板バネおよび半導体ストレンゲージをトランスデューサとする測定装置での μm -order での垂直顎間距離の測定は可能と考えられる。なお、測定精度は 0.1% となるので、測定値の読み取りにはデジタル計器の使用が望ましい。

IV. 測定の実現

測定系は口腔内歯牙に設置した標点と IP-Checker G 型によつて構成される。

1) 標点

直径 1.0mm の鋼球（ロックウェル硬さ C スケール； $64.0\sim 68.0$ ）を標点として用い、これを上下顎歯牙に標点を結ぶ直線が咬合平面に対してほぼ垂直となり、標点間距離が約 1.0mm となるように矯正歯科用接着材料（持田製薬：オルソマイト）にて接着する（図 3）。

標点は被験者の口腔内に接着した状態で 4 週間の経過観察を行い、被験者にほとんど不快感を与えないこと、機能障害がないこと、また脱落しないことを確かめた。

2) IP-Checker G 型

IP-Checker G 型は測定ヘッド部、測定ヘッド定位装置および表示部をもつ電子回路部より成る。

i) 測定ヘッド部

測定ヘッドは図 4 のような構造をしており、測定子、

図 3 標点の口腔内写真

標点には直径 1mm の鋼球（ロックウェル硬さ C スケール $64.0\sim 68.0$ ）を用いた。

図 4 IP-Checker G 型測定ヘッド構造図

A：ハウジング、B：板バネ、C：測定子、D：ボールベアリング、E：ゲージ、F：リード線、G：測定範囲調節ネジ

板バネ、ゲージ、ボールベアリングおよびこれらの外枠ともなるハウジング部よりなり、リード線が固定されている。

a) 測定子

測定子はステンレス鋼で製作し、その測定面はガラス板上でレジンに包埋し、オイルストーンで研磨仕上げをした。上顎標点用測定子はハウジングの先端にネジ止めし、下顎標点用測定子は板バネにリベットで固定した。上下の測定子は測定距離 1mm のときはほぼ平行となるように調整し、また測定力はほぼ 25g となるようにあらかじめ板バネに歪を与えてある。

b) 片持梁

片持梁は厚さ 0.2mm 、幅 8mm のバネ鋼を用い、弾性体としての部分の長さは約 10mm である。固定端はハウジングにネジ止めし、自由端は下顎標点用測定子と連結している。

c) 半導体ストレンゲージ

ゲージは感度補償型半導体ストレンゲージ（共和電業：KSPC-2-1000-E4-11）を用い、板パネの上下両面に各2枚ずつ、計4枚接着し、ブリッジ回路を組んだ。

接着剤はポリエステル系接着剤（共和電業：PC-12）を用い、予備実験において常温重合した結果クリープ量が大きかったので、80°Cの恒温槽内にて加圧状態で1時間重合した。

d) ボールベアリング

測定ヘッド定位用ボールベアリングは内径2mm、外径5mmの単列深溝玉軸受のシールドタイプを使用し、ハウジングの両側にエポキシ系接着剤（CIBA：アラライト）で接着した。ボールベアリングの中心は測定子の先端より37mm、測定基準面より4mm上方の位置にある。

e) ハウジング

ハウジングはアルミニウム合金で鋳造法により製作し、十分な強度をもつように留意した。これは測定に際し誤差の原因となる温度、湿度、応力の変化からトランスデューサ部を保護し、また電気的なシールドの役割も果たす。

f) リード線

リード線は外径3mmの塩化ビニール4芯シールド線（共和電業）を用いた。これは柔らかいので、測定時に測定ヘッドに好ましくない応力を与える恐れは少ない。

図5 測定ヘッド定位装置

S：前歯部歯列シーネ、M：測定ヘッド挿入ガイドアタッチメント male 部、F：同 female 部、A：測定基準軸、L：リード線、B：ボールベアリング、D：測定子、P：標点

ii) 測定ヘッド定位装置

測定に際し測定ヘッドを所定の位置へ定位するために、上顎前歯部歯列に適合したシーネ、測定ヘッド挿入ガイド用アタッチメント、ならびに測定基準軸を製作した（図5）。

アタッチメントは真鍮製で male と female よりなり、male はシーネと、また female は測定基準軸と固定しており、その着脱方向が測定ヘッドの挿入方向と一致するようにして使用する。測定ヘッドはボールベアリングにより測定基準軸のまわりで滑かに回転できる。測定基準軸の位置は、測定に際し上顎標点用測定子が咬合平面と平行な平面となるよう、あらかじめ模型上で調整しておく。

iii) 電子回路部

安定な測定をするために測定回路（図6）のすべての部分をシールドし、雑音による影響を可及的に小さくした。また、同じ理由からブリッジの出力は増幅器を使用せず、直接デジタル電圧計（岩崎通信：VOAC 77 型）で読みとつた。

ブリッジの電源には水銀電池（ナショナルマロリー：H-Y）を14個直列に使用して約18Vの電圧を得た。このとき変位量1 μ mに対してブリッジの出力は1mVとなり、デジタル電圧計の表示1,000mVは変位量1,000 μ mに対応する。ブリッジ回路の合成抵抗は約1k Ω で

図6 咬頭嵌合位測定回路図

図中 E₁ はブリッジ用電源で、水銀電池（ナショナルマロリー：H-Y、公称電圧：1.3V、容量12,000mAh）を14個直列に使用。E₂ はレベル調整用電源で同じ規格の水銀電池を2個直列に使用。G は半導体ストレンゲージ（共和電業：感度補償型、KSPC-2-1000-E4-11、ゲージ抵抗：1,061 Ω ±2%（20°C）、ゲージファクタ：178±3%、ゲージ長：2mm、最大許容電流：20mA、最大許容歪み：±2,000 μ "/"_{mm}、抵抗温度係数：30.8 μ "/"_{mm}°C（鋼接着時）、感度温度係数：-0.022%/°C（歪み量500 μ "/"_{mm}のとき）、Pはポテンシオメータ（共和電業：MODEL 18A-8K-10B）、D.V.M. デジタルマルチメータ（岩崎通信：VOAC 77 型）の直流電圧2V測定レンジを使用（測定感度：1mV、測定誤差：±0.1%±1digit）、破線部分をシールド。

あるから、測定時の消費電流は約 18 mA で、このときの電源の端子電圧の降下は 1 時間あたり約 0.014% である。また、電源電圧は測定時に必ずチェックした。

以上により最小読み取り $1\mu\text{m}$ の測定器 IP-Checker G 型を実現した。

V. 結 果

1) IP-Checker G 型の特性

最小目盛 $1\mu\text{m}$ のカウント付外側マイクロメータ（三豊：M 820-25V）を利用して校正した。測定範囲は標点間距離が $1\sim 2\text{mm}$ の間のほぼ $1,000\mu\text{m}$ である。標点間距離は咬頭嵌合位で 1mm になるように設定しており、この設定のバラツキならびに咬合調整する補綴物の高さを考慮してもこの $1,000\mu\text{m}$ という測定範囲は充分である。

トランスデューサ部の感度は変位量 $1\mu\text{m}$ あたり、ブリッジ電圧 1V のとき $55.2\times 10^{-3}\text{mV}$ の出力が得られるものである（図 7）。ブリッジ電圧を 18V にすることによつて変位量 $1\mu\text{m}$ あたり 1mV の出力が得られ、分解能 $1\text{mV}/\text{digit}$ のデジタル電圧計を用いたので、最小読取値は $1\mu\text{m}$ である。

また、非直線性はフルスケールの 0.4% 以内である。

温度特性は 25°C の室温中と 35°C の恒温槽内で測定した結果、零点移動は $-0.099\%/^{\circ}\text{C}$ であり、感度温度係数は $-0.27\%/^{\circ}\text{C}$ である。

クリープは変位量 $1,000\mu\text{m}$ のとき 30 秒後で -0.14% 、1 分後で -0.29% 、20 分後で -0.69% である。

図 7 変位—電位変換器校正曲線

トランスデューサは変位 $1\mu\text{m}$ に対してブリッジ電圧 1V のとき $55.2\times 10^{-3}\text{mV}$ の出力が得られる感度であり、その非直線性は $0\sim 1,000\mu\text{m}$ の範囲で 0.4% である。

図 8 咬頭嵌合位の測定

口角鉤を使用し、測定ヘッドをガイドアタッチメントに沿わせて挿入する。

2) 口腔内測定

被験者は安定な咬頭嵌合位を有すると思われる 29 歳の男性で、測定部位は左側第一大臼歯部である。また、標点間距離はこの被験者に限り 1.5mm とした。測定に際しては、まず被験者の上顎前歯部に亜鉛華ユージノールセメントで測定ヘッド挿入ガイドアタッチメントを固定する。次いで、口角鉤を使用して頬が測定に影響を及ぼさないようにしながら測定ヘッドを口腔内に挿入して、

図 9 咬合力による標点間距離の変動

標点のある歯牙の咬合面を削除し、咬合接触をとった状態で、強く咬ませたとき A と軽く咬ませたとき B の記録。平衡記録計（東亜電波工業：EPR-3T）でブリッジ出力を直接記録、

表 1 標点間距離のくり返し測定値

Aは測定ヘッドを挿入したまくり返し軽く咬合せたとき、Bは測定ヘッドをくり返し着脱し軽く咬合せたとき、Cは1カ月後Bと同じ条件で測定したときのそれぞれ5回の測定結果である。

		(単位 μm)				
測定条件	回数	1	2	3	4	5
A		1,564	1,555	1,566	1,565	1,566
B		1,563	1,569	1,569	1,570	1,568
C		1,563	1,565	1,569	1,565	1,569

測定を行う(図8)。測定に際しては測定器の特性を考慮して、測定ヘッド挿入後ただちに咬合せせ、3～5秒後に測定値を読み取る。

i) 咬合力による標点間距離の変動

被験者に咬頭嵌合位をとらせ、軽く咬ませたときと、強く咬ませたときで標点間距離がどのように変化するかを測定した(図9)。この際、標点のある歯牙の咬合面は削除して、咬合接触のない状態としてある。軽く咬ませたとき(図9のB)と強く咬みしめさせた状態(図9のA)では標点間距離にほぼ60 μm の差が認められた。

ii) 咬頭嵌合位の繰返し測定

標点間距離の測定値は強く咬みしめさせたときより、軽く咬合せたときの方がバラツキが少なく安定していた。そこで、

A) 測定ヘッドを挿入したまくり返し軽く咬合せたとき、

B) 測定ヘッドをくり返し着脱して軽く咬合せたとき、

C) 1カ月後にBと同じ条件で咬合せたとき、
のそれぞれの項目について各5回の測定を行い、表1のような結果を得た。

VI. 考 察

変位に対するトランスデューサの出力は設計値の78%であつたので、1 μm の変位量に1mVの出力を得るためにはブリッジ電圧を設計値の14Vから18Vにしなければならなかつた。この最大の原因はゲージの接着条件、すなわち接着剤とゲージベースの影響により片持梁の歪がゲージに完全に伝達されないことと考えられる。また、同様な理由からかなり大きなクリープ現象がみられ、変位量1,000 μm に対し1分後の測定でクリープ量は3 μm 弱に達した。

温度による影響は同じく変位量が1,000 μm と大き

い場合には1 $^{\circ}\text{C}$ の温度差で指示値に3～4 μm の差を生ずるものであつた。これは4枚のゲージが同じ条件で接着できていなかったことが大きく影響したと考えられる。

これら上記の現象は測定範囲が1/10になればその影響も1/10になる性質のものであるので、測定範囲調節ネジ(図4-G)を利用し、必要な範囲だけを測定するようにして測定精度を高めることができる。

以上、IP-Checker G型の測定精度に影響を及ぼす要因の大きなものはすべてゲージの接着条件に起因していた。しかし、これらの欠点は、片持梁にゲージを直接蒸着するような方法をとれば、かなり改善することができるであろう。

IP-Checker G型で1 μm の桁を正確に測定するためには、細心の注意を払わねばならない。一方、生体は実測例によれば2～3 μm 以下の安定性で咬頭嵌合位をくり返しとることができる。したがって、咬頭嵌合位をなお正確に測定するためには、さらに高精度の測定法、ならびに測定器の開発が必要である。

VII. ま と め

歯冠補綴物の咬合面の精度についてその現状を把握し、必要な精度を探り、かつ必要な精度をもつた補綴物製作法の術式を確立する目的で本研究に着手した。

研究を進めるには咬頭嵌合位の状態を1 μm 程度の精度で繰返し、かつ長期間継続して測定できる方法が必要であると考え、このような要件を満たす測定方法ならびに測定器 IP-Checker G 型を開発した。

測定方法は上下顎の歯牙にスティールボールを接着し、それぞれを標点として、さらに前歯部に設けた基準位より測定を行うもので、1 μm 程度の測定精度が得られた。

しかし本装置はトランスデューサ部に半導体ストレンゲージを使用したため、接着剤によるクリープ現象ならびに温度による影響が多少ともみられ、この点に関しては改良の余地がある。

また、今回の実験結果として被験者が繰返しとる咬頭嵌合位のバラツキは2 μm 程度と非常に少ないことが判明したので、さらに高精度の測定法を開発し、補綴物の咬合面精度の研究を進めてゆきたい。

稿を終るに臨み、種々ご援助下さった田端教授をはじめとする第2歯科補綴学教室の諸先生に謝意を表します。

文 献

- 1) Tryde, G., et al. : An assesment of the tactile sensibility in human teeth, *Acta odont. scand.*, 20 : 233~256, 1962.
- 2) Siirilä, H.S., et al. : The tactile sensibility of the periodontium to slight axial lodings of the teeth. *Acta odont. scand.*, 21 : 415~429, 1963.
- 3) 川口豊造 : 電氣的測定装置による習慣閉口運動および嚥下運動時の歯牙接触位に関する研究, 補綴誌, 12 : 397~422, 昭和 43 (1968).
- 4) Parfitt, G.J. : Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction, *J. Dent. Res.*, 39 : 608~618, 1960.
- 5) 後藤建機 : 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究, 齒科学報, 71 : 1415~1444, 昭和 46 (1971).