

原 著

歯肉の Impedance 測定法の基礎的研究

第1報 測定法と電極特性の吟味

鈴木 隆 八幡 文和 平 孝清
松本 範雄 林 謙一郎

岩手医科大学歯学部 口腔生理学講座 (主任: 鈴木隆教授)

[受付: 1976年1月24日]

抄録: LISSAJOUS 図形法により, 歯肉 impedance $|Z|$ を計ることを目的とし, 測定法と電極の特性などにつき基本的吟味を加えた。本法は精度も高く, bridge 法に比し測定手技が極めて簡便で, $|Z|$ を迅速に計測できることを確認した。

さらに, $|Z|$ 測定時に重要な役割をする電極につき, 種々の工夫をこらし, その6種の電極の交流特性を系統的に調査した。関電極の固有 impedance $|z|$ や, 電極圧と $|z|$ 変化率曲線, 履歴現象, 経時変化の実測成績から cotton-wick 電極が安定で勝れていることが見いだされた。この cotton-wick 電極を主軸に, 種々の電極を用いて, ネコの歯肉 $|Z|$ を種々の条件で計測したところ, やはり cotton-wick 電極が最適の成績を示した。

この電極で, 正常人, 上顎切歯部歯間乳頭部歯肉の $|Z|$ を計測したところ, その総合 $|Z|$ の数値は約 5.5 - 6.0 K Ω であった。

緒 言

生体のインピーダンス (impedance) 測定に関する報告はかなり多く, 細胞膜では Cole (1932)¹⁾, 皮膚では Gildemeister (1928)²⁾, Brazier (1933)³⁾, Barnett (1938)⁴⁾, Motokawa and Iwama (1947)⁵⁾, Gerstner (1948)⁶⁾, Gerstner und Gerbstädt (1949)⁷⁾, Kinnen (1965)⁸⁾, 朴沢 (1952)⁹⁾, 三田ら (1952¹⁰⁾, 1961¹¹⁾), 問田 (1952)¹²⁾, 長田 (1952)¹³⁾, 藤巻 (1961)¹⁴⁾, 高須 (1960)¹⁵⁾ などにより, 総説が書かれ, または系統的研究がなされている。これらの知見をもとに, 臨床医学領域では, 三田 (1966)¹⁶⁾ による皮膚および脊椎炎症と impedance 値との相関について

の先駆的報告がなされ, 児島ら (1955)¹⁷⁾ は外科疾患, 重松 (1957)¹⁸⁾ は放射線性紅斑, 岩佐 (1957)¹⁹⁾ は赤血球総容積と赤沈速度測定に, それぞれ impedance 法を適用した報告をしている,

近年, impedance 測定は心肺機能の勝れた検査法²⁰⁻³⁰⁾ として取り上げられる様になり, 一方 Go *et al.* (1972)³¹⁾, Van der Veen *et al.* (1973)³²⁾ は脳手術中に起る冷却性脳浮腫の早期発見法として, Gazzanica *et al.* (1973)³³⁾ は深在性静脈血栓の診断法として取り上げている。

歯科学領域では僅かに enamel 質の電気抵抗値と, 近藤 (1969)³⁴⁾ による歯根膜循環動態の検出に利用した impedance plethysmography の報告があるが, 後者は歯根膜の impedance 値その

Fundamental studies on a convenient method for the measurement of electrical impedance in human gingiva. Part 1; Evaluation for technical method and characteristics of measuring electrode.

Takashi A. SUZUKI, Fumikazu YAHATA, Kosei TAIRA, Norio MATSUMOTO and Kenichiro HAYASHI.
(Department of Oral Physiology, Iwate Medical University School of Dentistry, Morioka 020)

*岩手県盛岡市中央通り1-3-27 (〒020)

Dent. J. Iwate Med. Univ. 1 : 88-102, 1976.

ものを計測の対象としたものでない。口腔内組織、特に歯肉の impedance 測定に関する報告も、ましてや、口腔内組織の疾病診断に impedance 測定を利用した報告は、著者らの文献的検索で知られる限り、未だなされていない。

著者らは三田ら¹¹⁾のリサーチ(Lissajous)図形法の原理を引用し、歯肉 impedance の計測を試み、測定の基礎的条件を吟味したうえ、測定基準を設け、正常口腔粘膜の系統的調査に続いて口腔内諸疾患の impedance 値を測定し、口腔診断の一助とすることを計画した。本論文では測定の要となる電極について、種々改良を加え種々の材料について系統的基礎実験を行ったので報告する。

実験方法

Impedance の絶対値 $|Z|$ の測定原理は三田

ら¹¹⁾ の Lissajous 図形法と同様であるが、二三の改良を加えた。その主な点は、安全を期し生体にかかる交流電圧を、三田らのその約1/25 (40mV) としたこと、測定に便利であるよう電極の size を極力小さくしたことなどである。したがって、図1に示される如く、回路中に絶縁変圧器を用い、全配線を shield して、被検体その他に混入する雑音誘導を可及的に除去し、陰極線 oscilloscope の感度を充分上げて、安定した Lissajous 図形が得られるよう配慮した。

測定法の原理：上述の如く、図1は本法で使用された回路の block diagram である。無誘導型可変抵抗箱：X (横河, decade-resistance box 2786) と被検体：Y を直列につなぎ、絶縁変圧器 (isolated transformer) を介して発振器 (N F 社, wide-band function generator; GF-

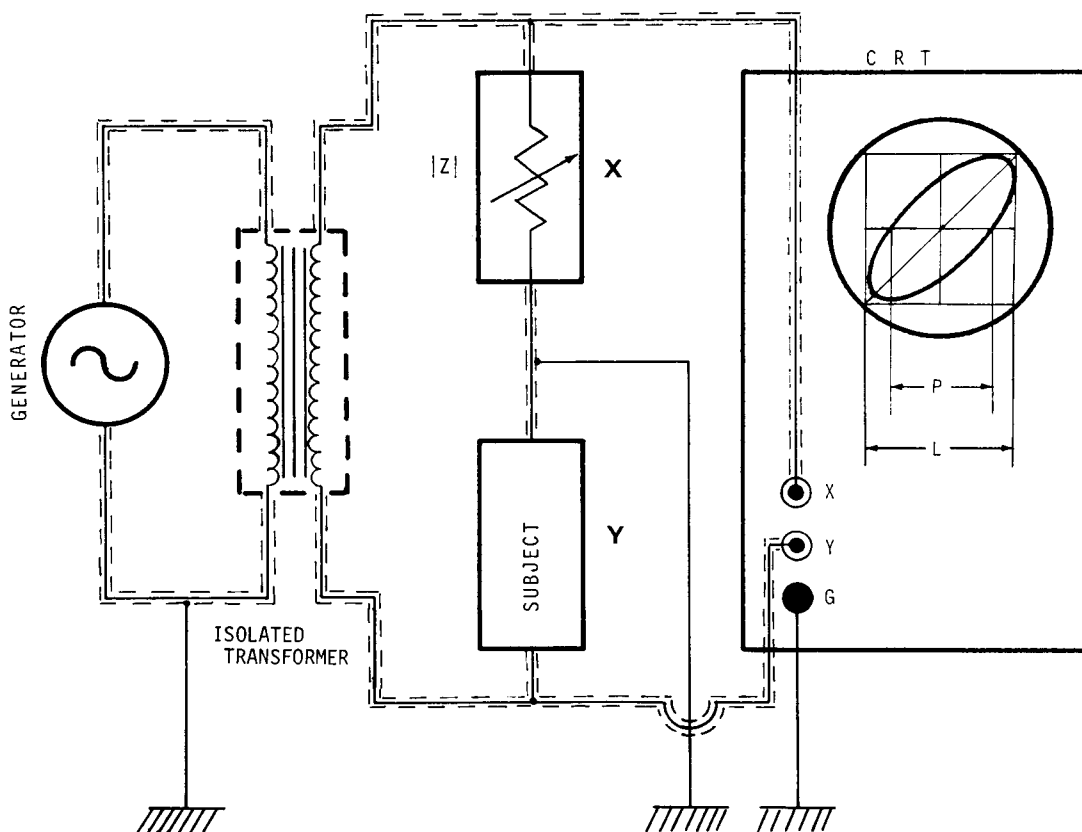


図1 Impedance 測定装置

GENERATOR : 発振器, ISOLATED TRANSFORMER : 絶縁変圧器, X : 無誘導可変抵抗箱,
Y : 被検体, CRT : 陰極線 oscilloscope,

143) により正弦波交流電流 (40mV) をその両端に印加する。この電流によりX並びにYの両端に生ずる電位差を、それぞれ陰極線 oscilloscope (CRT; VP-5261A) の横軸と縦軸に入力する。いま、XとYのそれぞれの両端に生ずる電圧変化が全く等しく、両者間の位相差がないときはCRT上の Lissajous 図形は水平軸・垂直軸に対し 45° に位置した直線となる。しかし、Y (生体膜) は通常電気容量を有するので、Yに印加される電圧と、Yを通る電流には位相差が生じ、かかる条件で得られる Lissajous 図形は楕円形となる。この楕円の長軸が、水平・垂直軸と 45° のとき、XとYの |Z| は等価であり、位相角はその楕円が内接する正方形の一辺の長さ(L)と図中Pの長さの比から求められる。したがって、未知のYが回路につながれたとき、CRT上の楕円の長軸が水平・垂直軸と 45° になるようXの値を調整すれば、そのときのXの抵抗値は被検体の求める |Z| となる。こ

の場合、正方形の一辺(L)を 8 cm に固定しておき、Pの長さを実測すると、

$$\frac{P}{8} = \sin\theta \dots \dots (1)$$

から impedance の位相角 θ が求められる。この $\sin\theta$ は reactance 率を表わし、本実験では |Z| と $\sin\theta$ を計測の対象とした。

計測精度：本法の測定精度を知るため、抵抗と condenser を組み合わせて作った生体膜に近い模擬回路 ($R=5.6K\Omega$ と $C=0.1\mu F$ を並列結合) を用い、旧来から使われている bridge 法と本法で得られた計測値ならびに理論計算値の三者を比較検討した。図2は印加する正弦波交流の周波数を 3Hz から 30KHz まで9段に分けて計測した impedance 軌跡である。周知の如く、横軸は抵抗、縦軸は reactance を表わしているが、いずれの方法で求めた軌跡も半円形に近く、ほとんど重って等しいと見做しうる。特に高周波測 (10~30KHz) では三者ともよく一

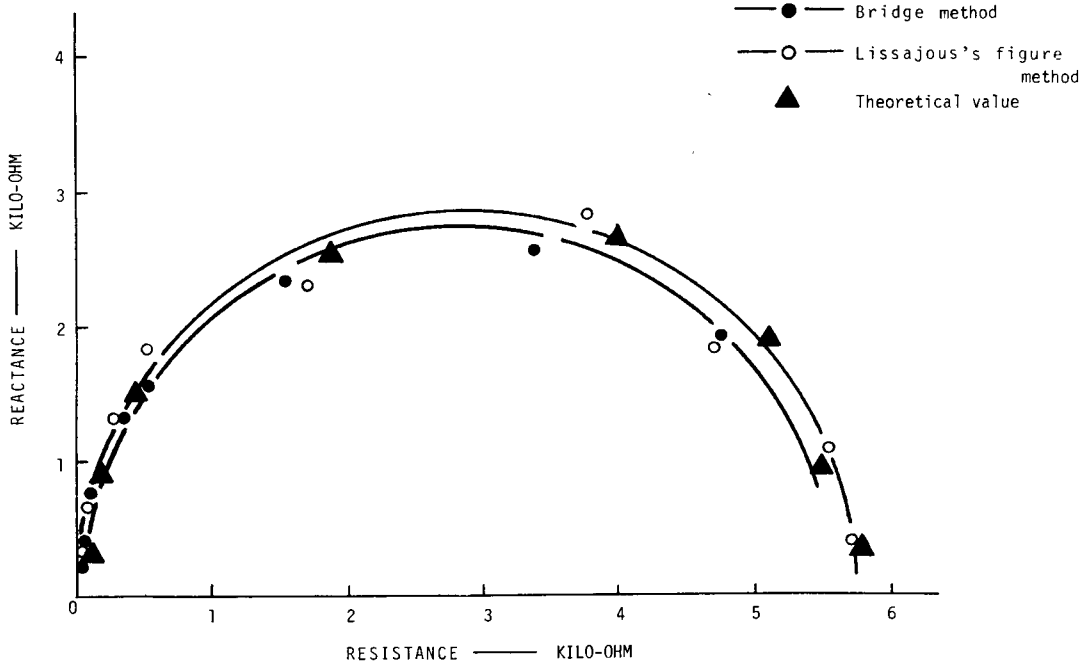


図2 Impedance 軌跡

縦軸：impedance の reactance 成分 (単位・KΩ)， 横軸：resistance 成分 (単位・KΩ)，
 —●— impedance 橋法で求めた軌跡， —○— Lissajous 図形法で求めた軌跡，
 △：計算で得られた理論値， 正弦波交流の周波数：3, 10, 30, 100, 300, 1 K, 3 K, 10K, 30KHz (軌跡の右辺より左辺へ)

致し、低周波側（3～100Hz）では本法で求めた計測値と理論値は極めて近似である。又、本法と理論値との誤差は、平均数%以内であって、すでに三田らによって論述され、結論されている如く、本法の精度は十分に高いことが確認された。さらに、注目すべき事実は、本法の測定実技の簡易さと、測定時間の短縮と言うことであって、測定経験のない学生に依頼して、両法の計測時間を比較したところ、Lissajous 図形法に要する時間は bridge 法のその僅かに50分の1以下であり、10秒以内で計測できた。つまり、本法の測定精度は他に比して充分高く、操作も簡便で、そのうえ測定時間が短いことは、甚だしい利点であると思われた。

電極について：本実験では、口腔内歯列の狭い唇側、舌側両面の歯肉 $|Z|$ を測定するのであるから、小型の関電極が要求される。みかけの impedance は関電極・歯肉・不関電極の三者の総和で与えられるから、電極固有の $|z|$ は歯肉 $|Z|$ に比し negligible small であることが望ましい。したがって電気抵抗・容量ともに小さく、分極も少ない材料が検討された。

図3、左下の如く、そのいずれもは頭部直径

5 mm、体部直径 3 mm の rivet 型の電極で、長さ 15 cm の電極 holder に装着して用いられる。本体 B と電極表面線維層 F の材質の組合せにより、次の 6 種の電極が計測に使用された。① **cotton 電極**；脱脂のため充分煮沸処理した約 50 本の本綿糸を銀一塩化銀 belt で緊縛したもの（後にはイオン導入用触子 PYO-2 を使用）。② **銀一塩化銀電極**；純度の高い銀を図示の如く切削し塩化銀被膜を作ったもの（F 部はない）。③ **粗面 c-rubber 電極**；歯科印象材 Surfex-F に水銀と alloy を加えて練り合わせたものを型に入れ、本体 B を電導性 gum (conductive rubber) で形成したもので、電極表面（粘膜との接触面）を梨子地状に処理しているもの。④ **滑面 c-rubber 電極**；上記③の電導性 gum の電極表面に特別の処理をしていないもの。⑤ **acetate-fiber 電極**；本体 B を電導性 gum で形成し、たばこ用 acetate-fiber（盛岡たばこ試験場提供）を F 部に植立硬化させたもの。⑥ **c-rubber + 脱脂綿電極**；上記⑤の F 部の代りに、脱脂綿を植立してあるものなどである。電極 holder 全体は電極接点部を除き vinyl 絶縁材料で被覆されており、いずれの電極も生理食塩水に浸しての

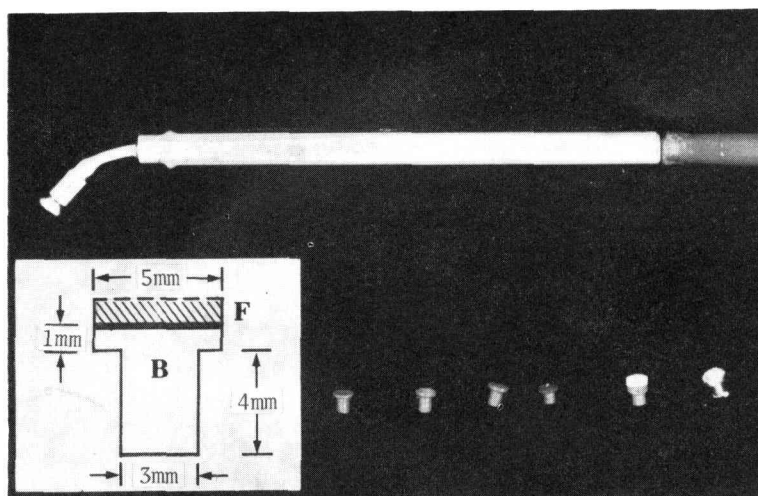


図3 各種関電極と電極 holder

左下：関電極の構造（断面図）， B：本体（Ag-AgCl 又は，Surfex 印象材+水銀など）
F：線維層（acetate-fiber 又は，脱脂綿層）

右下列：右より左へ，cotton 電極， acetate fiber+c-rubber 電極， 銀一塩化銀電極， 粗面 c-rubber 電極（梨子地状表面）， c-rubber+脱脂綿電極， 滑面 c-rubber 電極，
上：電極 holder に cotton 電極を装着したもの

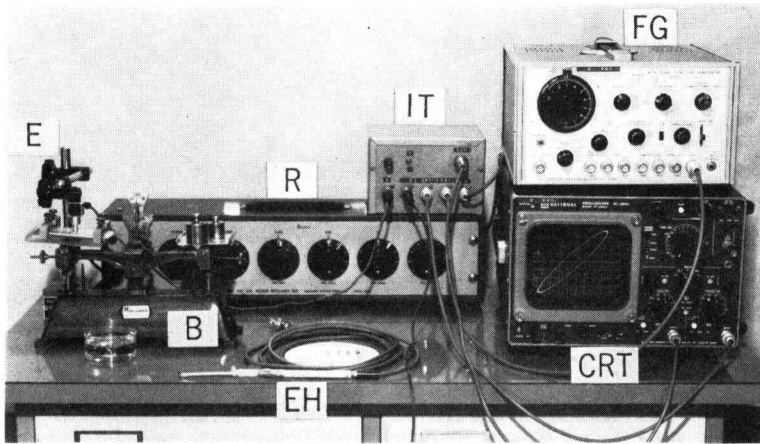


図4 Impedance 測定装置の実際

装置の全景並びに閑電極, 不閑電極, 圧力調整装置を示す。FG ; 発振器, CRT : 陰極線 oscilloscope, IT : 絶縁変圧器, R : 可変抵抗器, EH : 電極と電極 holder, B : 両皿天秤 (電極圧調整器), E : 閑電極・不閑電極 (F-型)

ち使用した。電極の接触圧が変れば|Z|も変動するが、閑電極への加圧装置は図4左端Bに示されている。その細部は基礎実験の進捗と共に逐次改良された。図4は上記実験装置の全景写真である。なお、検定を済ました優良な電極については、ネコ、又はヒトの歯肉を使った系統の実験に用い、その data をもとに閑電極の種類を決定した。用いられた交流電圧は40mV、電極の表面積は19.6mm²である。

実験成績

口腔内粘膜は多くの小外分泌腺を含有し、常に湿潤であるため|Z|は比較的低い。また歯肉は基底膜を欠いて歯槽骨と密着し、不整で凹凸の多い小局部である。従って、閑電極の外径は小さく、その電氣的抵抗と分極も可及的に少な

いことが望ましい。一方 Blank and Finesinger (1946)³⁵⁾が言及している如く、電極面積が減少すれば、電極の|z|は逆比例的に増大し、分極もまた著名に起りやすくなる。よって、電極面積の大きさは適度であらねばならない。

1. 閑電極固有の|z|

既述のごとく、銀一塩化銀 (Ag-AgCl)、自家製電導性ゴム (conductive rubber)、アセテート線維束 (acetate-fiber)、木綿線維束 (cotton) を素材とした6種の閑電極を作り、その電極固有の|z|が測定された。この場合、閑電極表面に触れる媒体の性質 (水分・凹凸その他) によって|z|は種々の値をとるので、湿潤な粘膜表面と近似と思われる2種の不閑電極を使用した。その1つは4cm×8cmのAg-AgCl板の表ち使用

表1 ; 各種電極 (閑電極+不閑電極) の固有インピーダンス

A ; Paste 不閑電極, B ; Felt 不閑電極.

Electrode	Ag-AgCl		c-rubber (smooth)		c-rubber (rough)		c-rubber (cotton)		acetate-fiber		cotton	
	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B	A	B
Impedance(ohm)	260	1450	9400	18600	3320	3800	3450	5820	4200	5100	1850	2300
Resistance (ohm)	259.9	1344.2	9363.7	18481.9	3294.4	3653.5	3058.5	5730.2	3826.0	4727.8	1652.1	1957.5
Reactance (ohm)	6.5	543.8	822.5	2092.5	290.5	1045.0	1595.6	1018.5	1732.5	1912.5	832.5	1207.5

周波数 ; 3 Hz, 室温 ; 23℃, 閑電極面積 ; 19.6mm²

面に厚さ 1 mm の ECG 用電極糊被膜をのせたものであり (P—不関電極), 他は前述の Ag-AgCl 板の上に, 唾液または, 生理食塩水を充分浸み込ませた厚さ約 5 mm の felt (2 cm × 8 cm) を敷いて, 人工粘膜としたものである (F—不関電極)。後者は felt の水分を一定に保つため, 中心に直径約 8 mm の小円孔をあけた glass を載せ clamp で固定した。水分量はその clamp の強さの調整により, 任意に設定出来るようになっている。前者に加わる接触圧を関電極の自重に, 後者に加わる圧を 20 g に調整して測定した $|z|$ を表 1 に示す。この場合関電極と不関電極の面積比は 19.62 mm² : 3,200 mm² で後者面積は充分大きいので, 得られる測定値は関電極固有の $|z|$ と見做すことができる。表から知られるごとく, 電極の固有 $|z|$ は関電極の種類と不関電極の性質によって著るしく異なる。例えば, 滑面 c-rubber 電極は, 電解質溶液の存在しない乾いた条件では金属類との接触抵抗は極めて低い値をとるにもかかわらず, 電解溶液の介在する P—および F—不関電極との間では, その $|z|$ は著るしく高く, 他の電極 $|z|$ の数倍の値 (9,400 および 18,600 Ω) となる。また粗面 c-rubber 電極 (3,320, 3,800 Ω), acetate fiber 電極 (4,200, 5,100 Ω) および, c-rubber + 脱脂綿電極 (3,450, 5,820 Ω) では $|z|$ が比較的高いが, 不関電極の性質の相違にも

とづく $|z|$ の変化は前者ほど著明でない。

それに対し, Ag-AgCl 電極の $|z|$ はいずれの条件でも低いが, 不関電極の性質による $|z|$ の差が著るしい (260 : 1450 Ω = P—不関電極 : F—不関電極)。さらに cotton 電極の $|z|$ はかなり低く, しかも不関電極の性質による $|z|$ の相違は僅少で, 1850 : 2300 Ω = P—不関電極 :

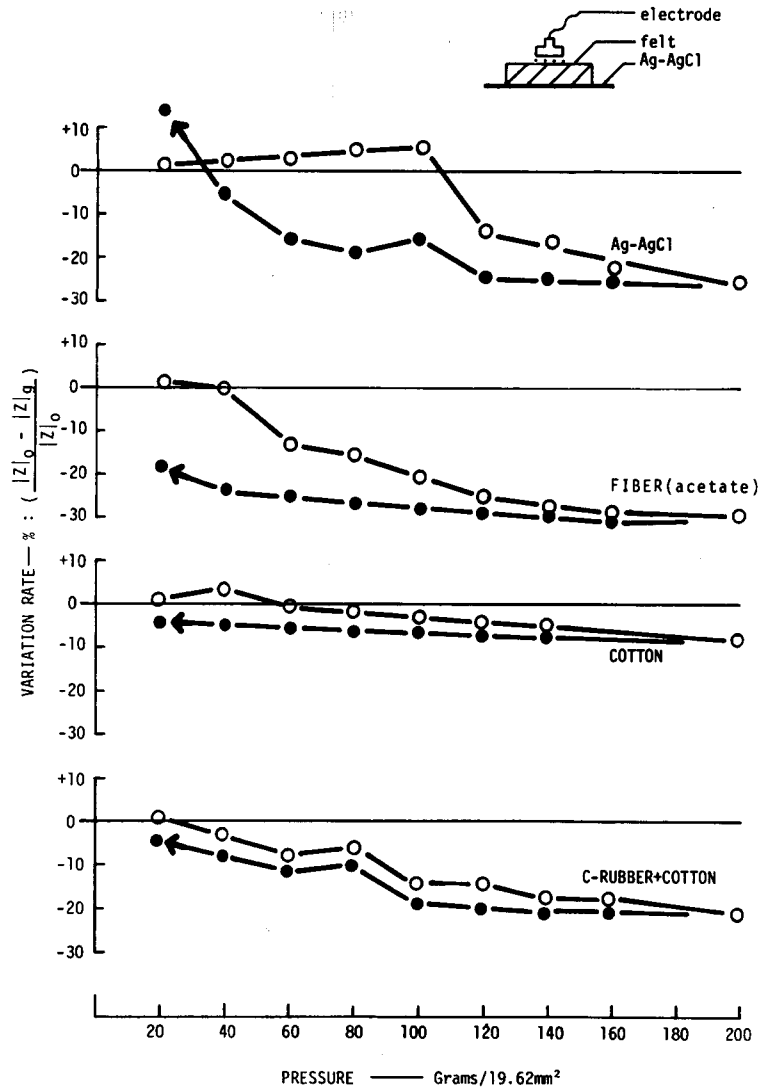


図5 電極圧—impedance 変化率曲線

縦軸：圧力変化に対応する impedance 変化率 (%), 横軸：電極に加わる圧力 (g), —○— 加圧過程, —●— 減圧過程, 上段より銀—塩化銀電極, acetate fiber + c-rubber 電極, cotton 電極, c-rubber + 脱脂綿電極。
上方の模式図：関電極, 不関電極の相対的位置を表わす。室温 : 24℃, 5 回計測の平均値を示す。

F—不関電極である。

上述の事実から、c-rubber 系の電極群は分極効果が著しいことが認められ、cotton 電極の $|z|$ は Ag-AgCl 電極のそれほど低くはないが電極間に介在する媒質の性質にかかわらず一定の固有値を有する傾向が知られよう。これは cotton 電極の優秀性を暗示する成績と言える。

2. 電極の種類と圧効果・経時変化

より粘膜に近い F—不関電極を用い電極に加わる圧と $|z|$ の相関を各電極につき調べた。図 5 は電極 holder を固定し、両皿天秤の左腕に不関電極を置き、右腕に分銅を置いて電極に加わる圧を 20 g から 200 g まで変化したときの $|z|$ の変化率を示す。同図において○印は 20 g から 200 g まで加圧したときの 3Hz 交流に対する $|z|$ の変化率を、●印は、200 g から減圧したときのそれを示す。いずれの電極の場合も加圧とともに $|z|$ は減少し、減圧でその逆の経過を示しているが、その最終値は対照値より常に低く、一致することがない。この事実は、各電極とも履歴現象を有することを示し、圧—変化率曲線の傾斜が急峻であるのは、圧効果を受けやすいことを示す。図から知られる如く電極圧が 10 倍に変化すると、Ag-AgCl, acetate-fiber 及び c-rubber + cotton 電極の $|z|$ は約 20~30% 減少する。一方 cotton

電極の圧—impedance 変化率曲線は 10 倍圧で僅かに 8% の減少を示すに過ぎず、履歴現象も最小である。

$|z|$ は resistance と reactance の vector として解析できる。上述の圧効果は $|z|$ のどの成分

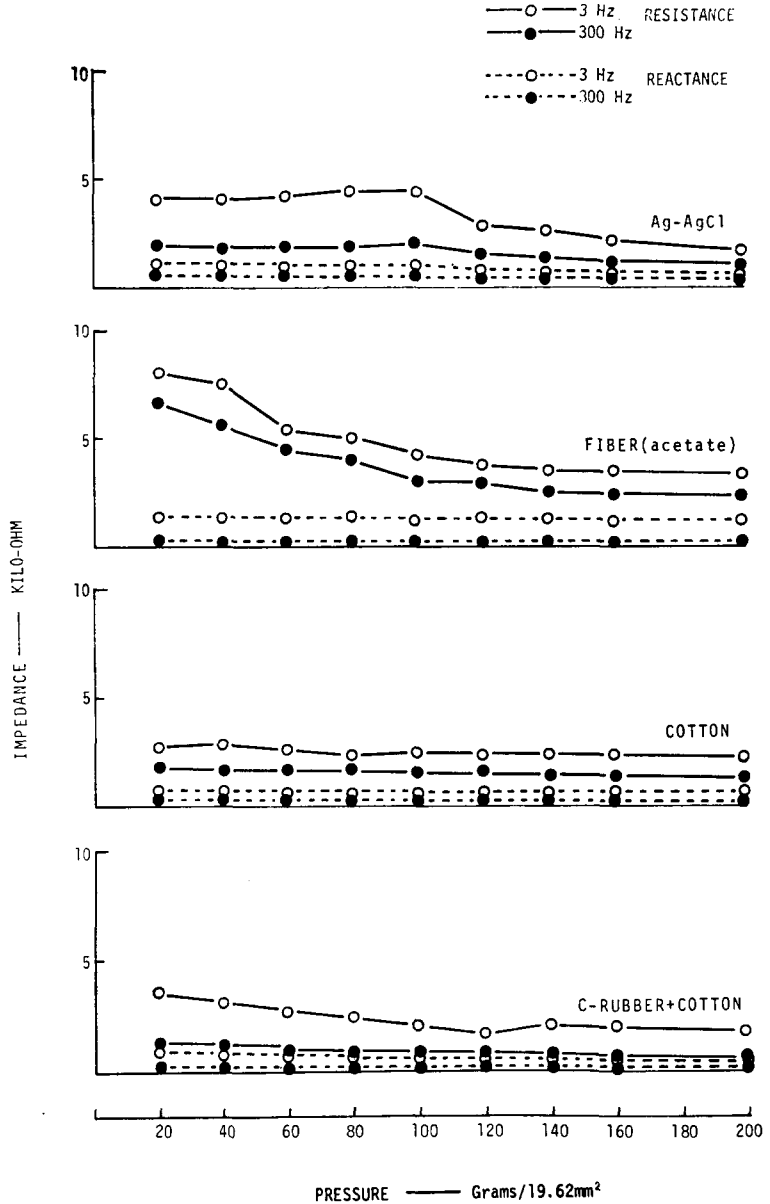


図 6 電極圧—resistance 曲線と電極圧—reactance 曲線
 縦軸：impedance の resistance 成分と reactance 成分 (単位・KΩ)
 横軸：電極に加わる圧力 (g), 実線：resistance, 破線：reactance,
 ○印：3Hz 交流印加電流, ●印：300Hz 交流印加電流, 電極表示その他は図 5 と同じ。

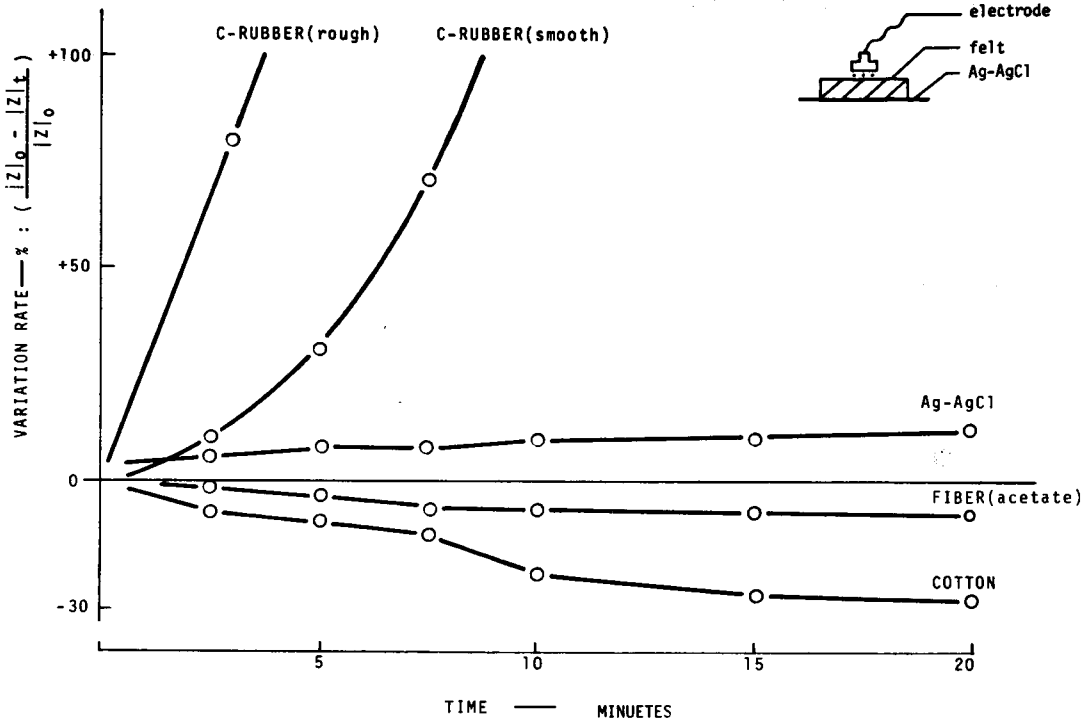


図7 電極 impedance の経時変化曲線
 縦軸：impedance 変化率(%), 横軸：電極装着後の経過時間(分), 電極圧：60gに固定,
 室温：23℃, その他は図5, 6に準ずる。

に影響を及ぼすかを知る目的で、 $|z|$ のみならず $\sin\theta$ を計測して図6を得た。同図において、横軸は圧変化を、縦軸は3及び300Hzの交流で得た $|z|$ と $\sin\theta$ から計算で求めた resistance と reactance 成分を現わしている。各電極を通じ、圧効果を受けやすいのは resistance 成分であって、その傾向は acetate-fiber, Ag-AgCl 電極において特に著しい。例えば 20g から 200g の10倍加圧では、acetate-fiber 電極の resistance は 7.5K Ω から 3K Ω へ、Ag-AgCl 電極のそれは 4.3K Ω から 2K Ω へ、c-rubber+cotton 電極では 4.1K Ω から 2K Ω へと、それぞれ半減(50%減)する。しかし cotton 電極の resistance は 2.5K Ω から 2.3K Ω へと僅かに 8%の変動をするに過ぎない。この事実は cotton 電極が圧効果を受け難く、安定であることを示している。

更に、電極に加える圧を一定に保った条件で各種電極の $|z|$ の経時的変化を観測した。図7は電極圧を 60g に固定し、同一室温(23℃)で 5回

の計測をくり返したときの平均値を示す。縦軸は図5と同様 impedance の変化率を現わす。まず、c-rubber, Ag-AgCl 電極群の経時変化は $|z|$ が増加するのに対し、fiber, cotton 電極のそれは減少傾向を示す。それぞれの電極の 2.5分値と10分値の変化率を比較すると、fiber 電極は -2% および -7% で一番安定し、Ag-AgCl 電極は +6%, +10% であるのに対し、cotton 電極は -6%, -22% 値を取る。注目すべきことは c-rubber 電極群の経時変化で 2.5分後 +10% (滑面) から +70% (粗面) 以上の激変をすることである。この事実は経時変化からみると fiber 電極は比較的安定しているが、c-rubber 電極は実用にならないことを明示する。しかし cotton 電極については、通常の測定時間は 10秒以内であるから、計算上は 1% 程度の初期の経時変化とみなすことができ、実用に支障がないものと思われる。

3. 生体膜の実測成績

前述の関電極でみられた履歴現象、圧効果ならびに経時変化の調査から、生体膜の|Z|の実測に当っては、電極圧・測定時間等を一定に保つことが重要と思われた。そこで、脳定位固定器にネコを装着し、種々の条件下で歯肉|Z|の計測が行なわれた。

a) 電極接触圧と|Z| (Pressure-|Z| curve):

関電極を電極 holder へ装着して使用する場合、実用的には 100 g 以上の力が加わらないことを確かめて後、20 g から 100 g に亘る電極接触圧と歯肉|Z|の変化率を計測した。接触圧は電極 holder を, strain gauge の感圧楯杆に直結し、電気的に圧を直読しながら、ネコの下顎犬歯唇側部の歯肉|Z|と reactance 率を計測した。図 8 は図 5 と同様、5 series の計測過程の平均値である。図 8 において Ag-AgCl 電極は圧が 80 g 増加すると歯肉|Z|は約 20% 減少するのに対し、cotton 電極では僅かに歯肉|Z|が約 5~8% 減少するに過ぎなかった。これは人工粘膜実験の電極固有|z|の成績と一致する値である。ただ、acetate-fiber 電極で得た歯肉|Z|の変化率も約 10% で、人工粘膜の成績(30% 減)とはかなりの相違を示した。

b) 電極接触時間と|Z|,

(T-|Z| curve): 電極と唾液がふれるとき、電極表面に起る分極の割合は時間の函数と考えられる。従って歯肉|Z|の測定時間は僅かに 10 数秒を越えるに過ぎな

いとしても、電極と歯肉の接触時間の長短は分極の蓄積効果を左右する。ネコの歯肉|Z|の経時変化を観察する目的で下顎犬歯唇側の歯肉上に関電極を 40 g に加圧した状態に固定し、各電極につき約 10 分間に亘って 2.5 分毎に|Z|の変動を 3 回読みとり、その平均値を、時間軸に対し plot したのが図 9 である。Ag-AgCl 電極では 6~7 分まで激しく(約 20%) 変動して恒常状態に達するのに対し、cotton, acetate-fiber 電

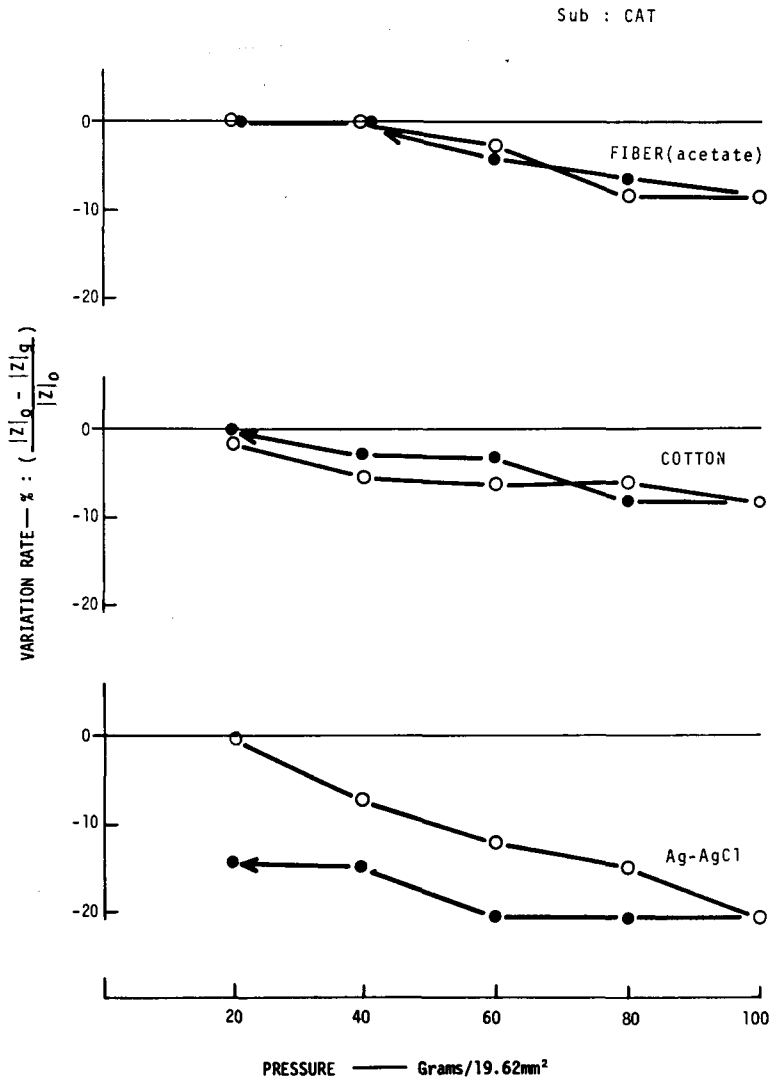


図 8 ネコの圧力-歯肉 impedance 変化率曲線
 縦軸: 歯肉の impedance 変化率 (%), 横軸: 歯肉に加わる圧力 (g/19.62mm²), 室温: 23°C, ネコ直腸温度: 38.3°C, 体重: 3.2kg δ, 交流周波数: 3 Hz

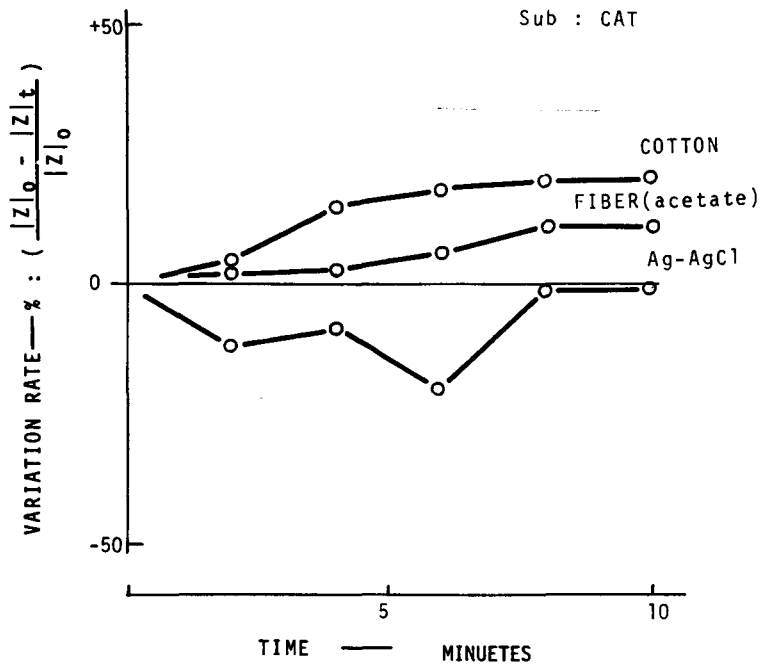


図9 歯肉 impedance の経時変化曲線

縦軸：歯肉総合 impedance の変化率 (%), 横軸：関電極附着後の経過時間 (分), 電極圧：40g, 室温：24.5℃, 直腸温度：38.3℃, 被検体：ネコ, 体重：3.2kg δ. 3回計測の平均値, 交流周波数：3Hz

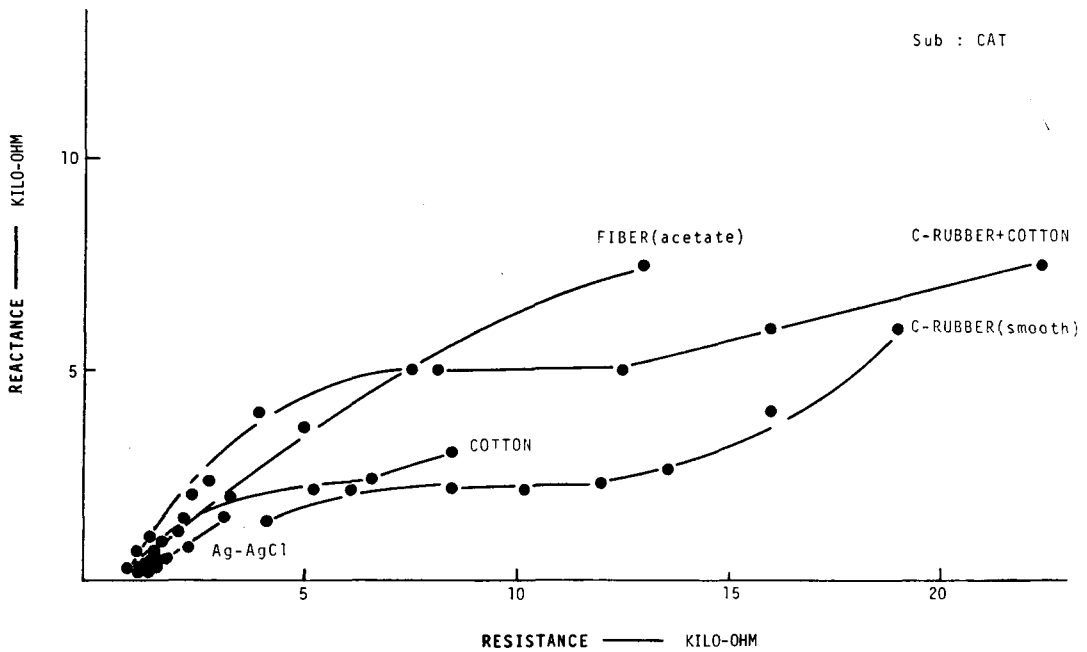


図10 各種電極で計測した歯肉 impedance 軌跡

縦軸：impedance の reactance 成分 (KΩ), 横軸：resistance 成分 (KΩ), 被検体：ネコ, 測定部位：下顎犬歯部歯肉, 室温：24℃, 直腸温度：38.4℃, 体重：3.6kg, 電極圧：40g, 5回計測の平均値, 電極の種類表示は図5と同じ。

極はともに接触時間と比例的に|Z|が増大(10間で約25%増)した。然し、2分以内の計測では後2者の変動率は4%以下であった。従って計測時間の短い本法では、事実上電極接触時間についてはとらわれる必要が無いと思われた。

e) ネコの歯肉 impedance 軌跡 : 次いで、cotton 電極を中心に、各種電極を用い、3Hzから30KHzまでの正弦波交流につき歯肉|Z|とsinθを計測して impedance 軌跡が求められた。図10はその1部のdataである(この値は総合 impedance を示し、歯肉|Z|の真の値でない)。

概観して、いずれの電極でも、高周波測で近似の値を示すが、c-rubberを素材とした電極群では低周波側で著しい相違が認められる。低周波側では、resistanceが増加し、reactanceは再び減少して、円弧を作るのが一般的であるがc-rubber電極群ではreactanceの減少が認められない。cotton電極では3Hzの交流に対する測定を例外として、大体半円形の軌跡を示すと

言ってよい。この|Z|軌跡の結果から直ちに優良電極を選択出来ないが、cotton電極は5種電極中平均的軌跡を取り、まずは良好の電極と見做してよい。

4. 人体歯肉|Z|計測と電極

成績1で述べられた6種の電極を用い、人体上顎中切歯歯間乳頭部の歯肉の|Z|を測定した。その手順は同一被験者につき朝食、brushing後、2時間目に各種電極につき、1分毎に2回ずつ|Z|を測定することにし、4人の被検者につき、4~6日間に渡って、数度の計測がくり返えされた。それらの詳細は他(第2報)に述べるがその代表例として、1人の被検者で得た第1日目の成績を図11に示す。縦軸は各電極で実測された|Z|を表わしている。被検者と測定部位は常に同一であるから歯肉の|Z|は一定であるはずにもかかわらず、見かけ上の計測値には相当の相違が認められる。この相違は電極固有|z|の差にもとづくものであろう。たとえばcotton電極または、acetate-fiber電極で得た|Z|はそれぞれ、

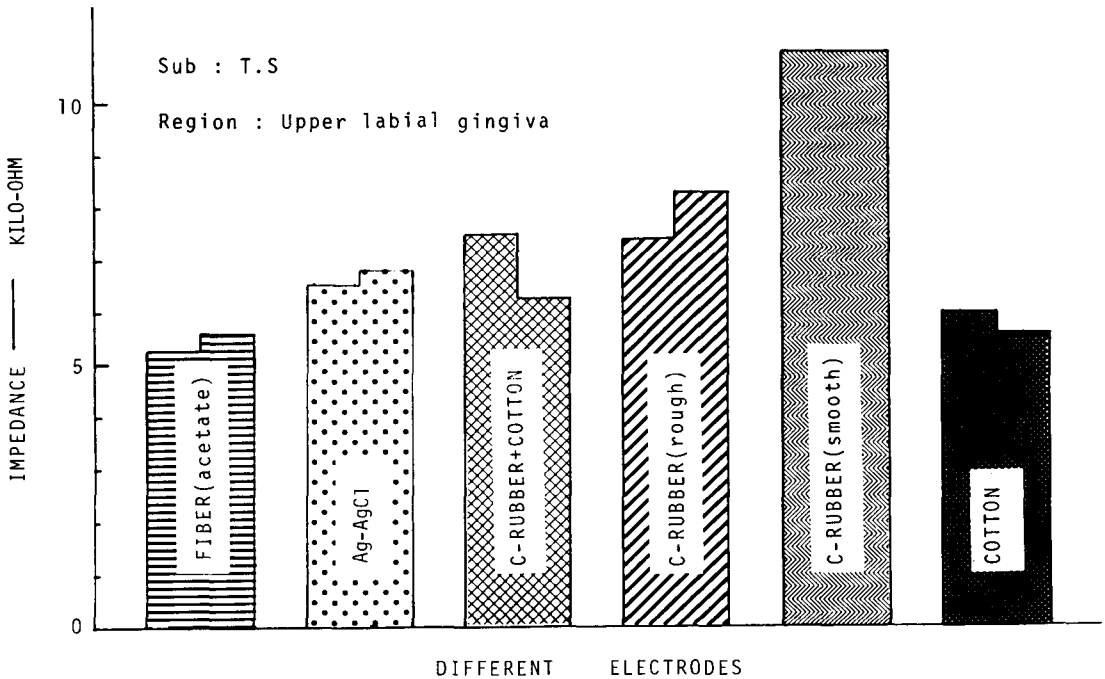


図11 各種電極で計測した正常人歯肉 impedance の絶対値
 縦軸：歯肉 impedance (KΩ), 横軸：各種電極 (表示は図5と同じ), 被検体：ヒト,
 測定部位：上顎中切歯歯間乳頭部歯肉, 電極圧：約40g, 室温：25℃, 交流周波数：3Hz
 (註：impedance の絶対値は総合 impedance で表わしている。)

5.5—6.0K Ω または5.2—5.7K Ω であったのに対し、滑面 c-rubber 電極では約2倍の11K Ω の値を示す。次いで、粗面 c-rubber電極, c-rubber + cotton 電極などはその中間値を取っている。Ag-AgCl 電極で得られる $|Z|$ も比較的高く(6.5—6.9K Ω)、cotton 電極のそれに比し約15%程高い値となる。同図において、各棒グラフの頂点にみられる階段は第1 series と第2 series の $|Z|$ の読みの相違を表わしたものである。したがって階段が無い、それが低いのは、測定値にバラツキの少ないことを表わしている。試みに、第1 series と第2 series の読みの差 $\Delta|Z|$ を求めて各電極について変化率を求めると、Ag-AgCl 電極で4.3—4.6%、cotton 電極5.0—5.5%、acetate-fiber 電極5.2—5.7%、c-rubber 電極群6.2—12%などであった。したがって、これらのネコ、人体歯肉の成績と、固有 $|z|$ 、圧効果、履歴現象及び経時変化の成績から総合して、cotton 電極は最良の電極と結論される。

考 案

生体の $|Z|$ を計測する方法には2極法^{2,11)}と4極法^{33,35)}がある。歯肉は口腔内の狭い局部であるから、電極を多数装着することは困難であり、従って後者は著者らの目的に不適である。既述のごとく、前者には bridge 法を基本に幾つかの変法が案出されているが、生体の $|Z|$ 測定には Lissajous 図形法が最適と思われる。その大きな理由は、測定手技が簡便で、計測時間が極めて短いことである。この計測時間の短縮は、関電極の属性として無視できない分極効果の軽減と、 $|Z|$ の経時変化の排除のため有用であり、歯肉又は、他の口腔粘膜の $|Z|$ を求めるときに望ましい。

三田ら^{10,11)}の原法と本論文で述べた方法の間には、幾つかの相異点が挙げられる。最も異なる点は関電極の構造、並びに、size である。三田ら¹¹⁾は電極間固有 $|z|$ の総和を14—40 Ω におさえ、その値が皮膚 $|Z|$ の3%を越えないよう、関電極の直径を3cmとしている。著者らには関電極を歯肉の歯間乳頭部に当てやすいよう、電

極直径を5mmとしなければならぬ状況が先行した。一般に、生体膜の電気抵抗は電極面積に逆比例するから関電極の面積は可及的に大きいものを選びたい。しかし小児の歯肉の大きさを考へ慮に入れる、直径5mmが限界と思われた。かかる条件では、Blank and Finesinger³⁵⁾の有効面積は19.6mm²であり、印加電圧を40mVとしても電流密度は高まるので分極による測定障害が心配された。したがって、分極効果の少ないAg-AgCl 電極および cotton-wick 電極などが選ばれ、交流特性が吟味された。

c-rubber 電極も凹凸の多い歯肉表面への適合性の点から試験されたが、これについては後述する。

金井³⁷⁾その他により指摘されているごとく、電極固有 $|z|$ に及ぼす特性因子として、印加電圧、電解質濃度、温度、経時変化などが考慮されねばならない。印加電圧が $|Z|$ に影響を及ぼさない範囲は、Gerstner and Gerbstädt⁷⁾によると、0.025—0.8V、長田¹³⁾は0.3—3V、三田¹¹⁾は1Vで、金井³⁷⁾は白金電極では0.01—0.1Vであると報告している。著者らの印加電圧は40mVであり、実効値でも30.8mVに相当するので、Gerstner and Gerbstädt⁷⁾、金井³⁷⁾の範囲に入り、まず、生体膜の $|Z|$ 計測に変化を及ぼさない下限に近いと思われた。次いで、電解質濃度は電極の conductance に影響を及ぼすから、電極に用いる食塩水の濃度は当然、皮膚の $|Z|$ の時間的変動と関連するものと思われる。三田等¹¹⁾、Brazier³⁾は1%食塩水が最も安定して、測定値の時間的変動が少いと述べているが、Gerstner⁶⁾、Gerstner nad Gerbstädt⁷⁾はそれぞれ関電極には低濃度の食塩水(0.1—0.2%)を使うことを推奨している。本実験では粘膜を計測の対象としているので、粘膜と等浸透圧をもつ0.9%の生理食塩水を使用することとした。■

上記食塩水の conductance 温度係数はほぼ1—4%と云われる。したがって、関電極の温度が $|z|$ に及ぼす影響は余り大きいと思われぬが、三田ら¹¹⁾によれば6°Cの温度上昇で皮膚 $|Z|$ は10%減少し、長田¹³⁾、金井³⁷⁾は常温であれば、温度

変化は僅少であると報告している。本論文では電極間固有 $|z|$ の計測は室温でなされたので、温度効果は無視できるとしても、口腔内粘膜、歯肉の温度は皮膚温より高いので、ヒトの歯肉 $|Z|$ の実測の際この点に留意することが望ましい。

さらに、計測時に留意しなければならないものとして、電極に加わる圧力変化、経時変化、および、履歴現象の問題がある。測定条件を一定とし得る（電極も生体膜も動かないから）人工粘膜やネコの歯肉で、電極圧変化による $|Z|$ の変化率を計測したところ、どの電極でも20gから200gまでの範囲で8—30%の割合で減少することが分った（図5・8）。特に、この変化率はAg-AgCl電極、acetate-fiber電極で著しく、10倍加圧で28—30%であるのに対し、cotton電極では僅かに8%減であった。この値は、三田ら¹¹⁾がAg-AgCl電極で100gから2倍圧で8.3%、8倍加圧で20%減少と云う成績と大体一致する。一方、Gerstner and Gerbstädt⁷⁾は、100g/cm²以下の加圧で $|Z|$ は変化せず、この範囲を越えると圧増加に伴って $|Z|$ は増大すると述べている。著者らの電極sizeから換算すると100g加圧で1.96g/cm²、200gで3.92g/cm²となるのでGerstner and Gerbstädtの成績に反しない。

三田ら¹¹⁾は、上述の圧増加による皮膚 $|Z|$ の減少は、電極銀板と皮膚間に介在する脱脂綿層の厚さの変化に基づくものと推測している。この推測は著者らの実験成績2と3—aにおいて支持される。つまり図5に示される如く、圧変化はAg-AgCl電極でcotton電極のそれより著しいが、これは、人工粘膜不関電極のfelt層がAg-AgCl金属によって著明に陥凹され、厚さが減少するためであろう。この点、cotton電極は木綿束の弾性のため圧力が吸収されて陥凹が軽減され、 $|Z|$ は除々に変化するものであろう。

更に、図5では電極に加わる圧力をもとの値に戻しても、その $|z|$ の最終値は復元することなく常に低い。これは履歴現象によるもので、金井³⁷⁾もあらゆる金属電極の交流特性の一つとし

て指摘している。この履歴現象とともに、時間的に変化する要素として、電極特性の経時変化がある。これは電極の電気二重層容量³⁸⁾(double layer capacity)の経時変化に相関するものと思われるが、数分次序の観察にもとづく報告は未だにない。したがって、図7・9にみられた $|Z|$ の経時変化の原因については明確な見解を下すことができないとしても、分極作用を無視することはできない。

さらに、表1から知られる如く、直径5mmのcotton電極の固有 $|z|$ は生体膜のそれに比し可成り高い(約2.3K Ω)。これは電極直径が著るしく小さいことによるが、見かけ上の歯肉 $|Z|$ を示す総合 $|Z|$ (2つの電極固有 $|z|$ +歯肉 $|Z|$: cotton電極の場合約5.5—6.0K Ω)に占める割合が大きいことを意味する。したがって、真の歯肉 $|Z|$ を知るには、総合 $|Z|$ と電極固有 $|z|$ の差を勘案しなければならないことになる。

最後に、歯肉の解剖学的特性による問題がある。既述の如く、歯肉は粘膜下結合組織を欠いて、上下顎骨の歯槽骨に附着していると云う。したがって、粘膜下骨膜および、骨固有の $|Z|$ が、歯肉 $|Z|$ の計測時にどのように響くか考慮の対象となる。皮下組織の $|Z|$ は非常に低くて無視できると云う事実^{11,39)}は知られているが、骨膜、骨の $|Z|$ に関する知見は知られていない。今後歯肉 $|Z|$ の計測時に、この種の配慮は重要なものとなる。

さて、最後に著者らの開発した電導性gum電極c-rubberについて触れてみたい。歯肉は比較的硬く、凹凸が多いので、金属電極、あるいは固い電極では、電極表面全体を歯肉に密着させて、電極の実効面積を一定に保つことが困難であった。そこで弾性に富み、かつ、電導性の高いものとして、gum印象材Surflex-Fを主材料としたc-rubberが開発された。しかしながら図7にみられるごとく、分極を主因とする経時変化が激しく、電極として不適であった。目下この分極効果を軽減する方法を研究中である。

総括および結論

実験結果で述べたごとく、cotton 電極は、分極効果、圧変化、経時変化、などの点で、他の電極に比し勝れていた。それに加うるに cotton 電極は廉価で入手が簡単であり、その上衛生的であり、電極 holder への装着が簡単で交換性が高かった。特に後者は歯肉 |Z| の集団計測、及

び臨床例の計測で有用性が高い。したがって今後続く正常人、並びに臨床例の歯肉 |Z| の測定には、cotton 電極を使うこととした。

稿を終えるに当たり、本実験のアイデアを示された思師、三田俊定学長に感謝し、文献検索に協力した杉山ちか子助手に謝意を表する。

Abstract : The basic problems, that are derived from the measurement of electrical impedance of gingiva, were systematically investigated in various experimental conditions. Especially, the A. C. characteristics of metal (Ag-AgCl), conductive rubber and cotton-wick electrodes ($\phi = 5.0$ mm) were examined over the frequency range of 3 Hz to 30 KHz. After determination of the intrinsic impedance and reactance ratio of the electrodes, analyses of the pressure effects and time courses of variation in impedance value were carried out in an equivalent model circuit and in animal gingiva. The results obtained in this paper indicated that the value of total impedance gradually decayed with increase in pressure applied to the electrode and/ the metal and conductive rubber electrodes were very unstable and showed poor reproducibility. These decreasing ratio in impedance were more than 20 % in those electrodes and less than 5 to 8 % in the cotton-wick electrode. With all our data, the latter electrode was one of the most suitable for the measurement of impedance in mucous membrane such as gingiva. A preliminary experiment indicated that the total impedance value was about 5.5 to 6 K Ω in human gingiva.

参 考 文 献

- 1) Cole, K. S. : Electrical phase angle of cell membranes. *J. gen. Physiol.* 15 : 641-649, 1932.
- 2) Gildemeister, M. : Die passive-electrischen Erscheinungen im Tiere und Pflanzenreich. Beth's Handbuch der normalen und pathologischen Physiologie. VIII/2 : 657-696, 1928.
- 3) Brazier, M. A. B. : A method for the investigation of the impedance of the human body to an alternating current. *J. Inst. elect. Eng.* 73 : 204-209, 1933.
- 4) Barnett, A. : The phase angle of normal human skin. *J. Physiol.* 93 : 349-366, 1938.
- 5) Motokawa, K. and Iwama, K. : Über die Impedanz des Kopfes und ihre Bedeutung für die Auswertung des EEG. *Tohoku J. exp. Med.* 49 : 89-98, 1947.
- 6) Gerstner, H. : Statistische Untersuchungen über den Wechselstrom widerstand der menschlichen Haut im Tonfrequenzgebiet. *Pflüg. Arch. ges. Physiol.* 250 : 125-140, 1948.
- 7) Gerstner, H. und Gelbstädt, H. : Der Wechselstrom widerstand der menschlichen Haut. *Pflüg. Arch. ges. Physiol.* 252 : 111-122, 1949.
- 8) Kinnen, E. : Electrical impedance of human skin. *Med. Electron. biol. Eng.* 3 : 67-70, 1965.
- 9) 朴沢 進 : 生体の電気現象, 生理学講座, 2巻, 中山書店, 東京, 1-30ページ, 1952.
- 10) 三田俊定, 藤巻延吉 : 皮膚インピーダンスの部位差とその臨床的観察, 日生理誌 14 : 210-211, 1952.
- 11) 三田俊定, 藤巻延吉, 佐藤忠一, 二唐東朔 : 皮膚インピーダンス測定の一方法, 岩手医誌 13 : 1127-1137, 1961.
- 12) 問田直幹, 大庭寛 : 人間の健康な皮膚の電気抵抗について, 日生理誌 14 : 210, 1952.
- 13) 長田泰公 : 人体皮膚の電気抵抗に関する研究 (第1報), 公衛院研報 1 : 84-89, 1952.
- 14) 藤巻延吉 : 正常皮膚インピーダンス (第2報) 特に部位的特徴, 岩手医誌 12 : 1166-1185, 1961.
- 15) 高須惟夫 : 正常人体皮膚インピーダンスに関する研究, 特に年令の変動を中心として, 生物誌 7 : 68-80, 1960.
- 16) 三田俊定 : インピーダンスの診断学的応用, 本川弘一 : 電気的実験法, 第8版, 南山堂, 東京,

- 254-258ページ, 1966.
- 17) 児島 渡, 松谷裕之, 熊谷幹一, 藤巻延吉: 外科疾患とインピーダンス, 外科 17 : 842-849, 1955.
 - 18) 重松 康: 人体インピーダンスの臨床的研究 (II)放射線障害皮膚の電気的特性について, 日放会誌 16 : 1125-1136, 1957.
 - 19) 岩佐寿彌: 人体インピーダンスの臨床的研究 (IV)低周波交流ブリッジの血液検査における2, 3の応用, 日放会誌 16 : 1144-1153, 1957.
 - 20) 佐藤忠一, 平野三千代, 石塚恒雄, 布川茂樹, 佐藤 匡, 池田嘉光, 松本博隆, 荻田洋二, 三田光男: 容積導体の構成要素としての生体組織インピーダンス, 医用電子と生体工学 11 : Suppl. 217-218, 1973.
 - 21) 佐藤忠一, 平野三千代, 石塚恒雄, 三田光男, 松本博隆, 荻田洋二, 鴻巣武, 佐々木峻: 生体内容積導体の組織的不均一性による心起電力の体表面伝達への影響, 医用電子と生体工学 14 : Suppl. 301-302, 1975.
 - 22) Kubicek, W. G., Kinnen, E. and Edin, A. : Calibration of an impedance pneumograph. *J. appl. Physiol.* 19 : 557-560, 1964.
 - 23) Hamilton, L. H., Beard, J. D. and Kory, R. C. : Impedance measurement of tidal volume and ventilation. *J. appl. Physiol.* 20 : 565-568, 1965.
 - 24) Kira, S., Fukushima, S., Kitamura, S. and Ito, A. : Transthoracic electrical impedance variations associated with respiration. *J. appl. Physiol.* 30 : 820-826, 1971.
 - 25) 吉良枝郎: 電気インピーダンス法による胸部内呼吸, 日胸疾会誌 11 : 520-528, 1973.
 - 26) 岡 寿士: 大量輸液による経胸壁インピーダンスの変動に関する実験的研究, 東女医大誌 43 : 354-369, 1973.
 - 27) 新福栄彦: 経胸壁 Impedance 法, 特に早期胸腔内貯溜液の測定について, 東女医大誌 45 : 231-250, 1975.
 - 28) 伊藤阿耶雄: 無侵襲換気量モニターとしてのインピーダンスニューモグラフィ: 呼吸性の ΔZ と換気量の相関, 日胸疾会誌 13 : 87-92, 1975.
 - 29) 菊池 眞, 星野悦子, 山田明夫, 三浦 茂, 伊藤寛志, 山越憲一, 小林 勝, 熊本三矢戒: インピーダンス法を用いたテレメーター方式による心拍出量の連続監視, 医用電子と生体工学 12 : Suppl. 30-31, 1974.
 - 30) 富野哲夫, 伊藤 寛, 金 中根: 胸部インピーダンス法による心拍出量測定の臨床応用, インピーダンス波形の解析について, 医用電子と生体工学 12 : Suppl. 31, 1974.
 - 31) Go, K. J., Van der Veen, P. H., Ebels, E. J. and Woundenberg, F. : A study of electrical impedance of oedematous cerebral tissue during operations. *Acta Neurochir.* 27 : 113-124, 1972.
 - 32) Van der Veen, P. H., Go, K. G., Zuiderveen, F., Buiters, D. and Van der Meer, J. : Electrical impedance of cat brain with cold-induced edema. *Exp. Neurol.* 40 : 675-682, 1973.
 - 33) Gazzanica, A. B., Bartlett, R. H. and Shobe, J. B. : Bilateral impedance rheography in deep venouse thrombosis. *Arch. Surg.* 106 : 835-837, 1973.
 - 34) 近藤勝義: インピーダンスプレステモグラフィによる歯根膜循環動態の研究, 口病会誌 36 : 20-42, 1969.
 - 35) Blank, I. H. and Finesinger, J. E. : Electrical resistance of the skin. Effect of size of electrodes, exercise and cutaneous hydration. *Arch. Neurol. Psychiat.* 56 : 544-557, 1946.
 - 36) Fischbarg, J. and Lim, J. J. : Determination of the impedance locus of rabbit corneal endothelium. *Biophys. J.* 13 : 595-599, 1973.
 - 37) 金井 寛: 金属電極の交流特性について, 医用電子と生体工学 4 : 34-44, 1966.
 - 38) 田頭 功, 松尾正之: 生体用電極の交流特性, 医用電子と生体工学 10 : 16-24, 1972.
 - 39) 山崎 武: 人体インピーダンスの臨床的研究 (V)低周波における人体の電気的諸特性について 日放医会誌 18 : 1008-1017, 1958.