

《解説》

生体インピーダンスの話題

明治鍼灸大学・自然科学教室  
森本 安夫

要旨：生体におけるインピーダンスは経穴との関連—特にその定量的（科学的？）実証に関してよく議論される。それを測定すると称する機器も販売されているようである。然し生体インピーダンスそのものの理解、経穴、非経穴部位での電気的特性がまだ充分解明されていないのが現状であろう。曖昧な知識をベースとした議論もたまにみられる。この小文でインピーダンスの意味、生体系での特性及びその測定法を概説し、電子系の学科でなされている生体インピーダンスについての研究を紹介し、読者の便に供するつもりである。

Some Topics on Biological Impedance

Yasuo MORIMOTO

Physics Department, Meiji College of Oriental Medicine

1 序 論

“生体のインピーダンス”は、鍼灸界において経穴現象の科学化なる一大テーマの下に、盛んに議論されることの多い話題である。ノイロメーターによる“良導絡”，皮電計による“皮電点”等は既におなじみのものであろう。然し残念なことに電気知識と言うのは簡単なものではあるが、高校時代に理学、工学系を旨とした人以外には、基礎的な事柄でも理解されていないことが多く、その為かどうかわかりませんが、希にですがピントの外れた“生体インピーダンス”についての議論が医学雑誌等に掲載されることもあるようです。（誤解をさける為、つけ加えておきますと、そんな知識はなくともエレクトロニクスの製品を使用し、研究に役立てることは充分可能です。念の為）この小文はノーマルな物理量としてのインピーダンスを理解して頂き、それが生体ではどのように発現しているの

か、又それを測定するにはどのような方法があるかということを紹介し、更に読者の皆さんとはかなり縁の薄いと思われる電子通信学会なる分野において、どのような研究がなされているかを紹介することにします。但し手持ちの資料の都合上、上記学会の“医用電子と生体工学”と呼ばれる研究会において1978～1985年に発表されたものに限ります。以下Ⅱでは非常に基礎的なことを、Ⅲでは生体系での特徴を、Ⅳ、Ⅴでは上記研究会における発表を述べることにします。特にⅤでは皮膚上の特異点との関連において紹介がなされます。

Ⅱ 言わなくてもがなのこと

電気屋は多くのタンスを持っています。

・日く—コンダクタンス、セプトランス、イミッタンス、リアクタンス、キャパシタンス、インダクタンス…etc. インピーダンスはこのような電気

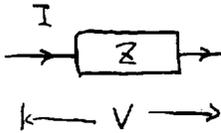


図1 インピーダンスの説明

屋の持っているタンスの一つです。物質に電圧 (V) を加えますと電流 (I) が流れます (図1)。この比  $V/I$  のことをインピーダンスと称し、普通  $Z$  なる記号を用います。この量はどうか表わされるのでしょうか？

II-1 回路素子—L, C, R.

電気ではこのような物質として、ほぼ3種類考えればよいことになっています。第1は最もよく知られたもので抵抗です。図2(a) に示す記号で表わされ、Rと略記されます。オームの法則  $V = RI$  が成立することは御存知でしょう。このRは

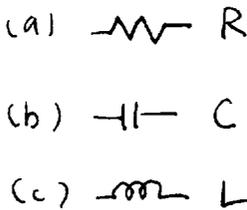


図2 回路記号

(a) 抵抗, (b) コンデンサー, (c) コイル

抵抗の値で  $\Omega$  (オーム) という単位で表わされます。抵抗であることと、その値を同じ記号, Rで表わされることが多いので注意して下さい。次は (b) に示す, コンデンサーです。これは文字通り電気Qを貯えるもので、それは両端にかける電圧Vに比例します。即ち  $Q = CV$ , Cはその特性値を表わすもので、F (ファラッド) なる単位で表わされ電気容量と呼ばれます。さてIはQの時間

的な変化量でありますから、 $I = dQ/dt$ なる微分で表わされます。Vが正弦波のなものと

$$I = \frac{dQ}{dt} = C \frac{dV}{dt} = i2\pi fCV \rightarrow \frac{V}{I} = \frac{1}{2\pi fC}, \quad \text{---(1)}$$

となり、Rに相当するものが  $1/2\pi fC$  となります。ここでiは虚数、fは交流の周波数です。ここに虚数が出てくる為、厄介なことが起ります。IとVの位相のズレと言う問題です。これは次に述べます。最後は(c) になります。コイルと呼ばれるものです。この素子にIを流すと、その変化に比例したVが発生します。即ち  $V = L \frac{dI}{dt}$ 。同じくV, Iが正弦波的としますと、

$$V = L \frac{dI}{dt} = 2\pi fLI, \rightarrow \frac{V}{I} = 2\pi fL, \quad \text{---(2)}$$

この場合、Rに相当するものは  $2\pi fL$  です。表現の都合上、以下では  $2\pi f$  を  $\omega$  (オメガ) と書きます。又記号として抵抗, コンデンサー, コイルに各々その特性値であるR, C, Lと書くことが多いので、間違わないようにして下さい。

II-2 R-C回路と位相のズレ

図3のようにRとCを直列につないでみます。

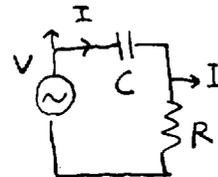


図3 C-R直列回路

— $\ominus$ —は交流電源を示します。この時、全体の抵抗に相当する量をインピーダンス、Zと呼び、直列なので

$$Z = R + \frac{1}{i\omega C} (= R - i \frac{1}{\omega C}), \quad \text{---(3)}$$

となります。そして  $V = ZI$  となります。そして実部をレジスタンス、虚部をリアクタンスと呼

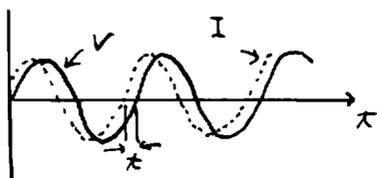


図4 位相のずれたV(上)とI(下)

びます。虚数部の存在の為、VとIは図4のように、山と山、谷と谷の位置がずれる現象を起します。詳しい計算を省きますと、そのズレを時間tで表わしますと

$$\tan \omega t = \frac{1}{\omega CR} \quad \text{---(4)}$$

なる関係をみます。一方V、Iの絶対値は、(3)の関係より

$$|V| = |Z| |I| = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}} |I| \quad \text{---(5)}$$

ですから、例えばオシロスコープ上で|I|、|V|、tを測定しますと、(4)、(5)の関係を連立させれば、RとCを求めることができます。

これがインピーダンス測定の原理となります。これが面倒だと言う向きにはIとVによりリサージュの図形を描かせればいいのですが、原理的には全く同じなので省略します。この方法により本学院でも測定がなされています。<sup>1)</sup>又この原理を利用したのが皮電計です。文献2)に著者による解説がありますので、興味のある方は御参照下さい。

### II-3 インピーダンスの測定

II-2の方法に従って行なえばよい訳ですが、生体系へ応用する場合等、時間がかかります。その際の生体の経時変化も無視できませんので、測定の自動化が種々となされています。2つ程紹介します。<sup>3,4)</sup> Zは $Z = R_s + iX_s$ 又は $Z = |Z| e^{i\theta}$ と書けます。II-2の例では、 $R_s = R$ 、 $X_s = -1/\omega C$ 、 $|Z| = (R^2 + 1/(\omega C)^2)^{1/2}$ 、 $\theta = \tan^{-1} \omega CR$ と表わされます。先ず最初の方法<sup>3)</sup>では図5のような回路が用いられます。電源電圧 $\ominus$ でVIC(定電流源)を動作させ、一定のIを人体(Z)に流します。一方、電源の位相を位相器

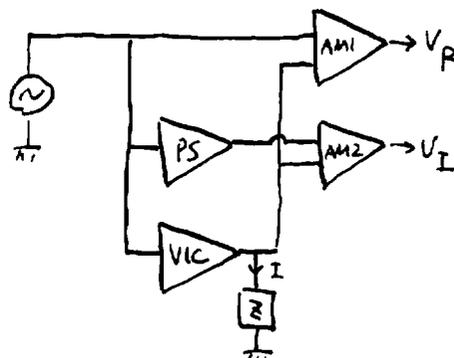


図5 電圧の実部と虚部を別々に測定する回路

(PS)により $\pi/2$ ずらせます。これによりAM1では電源と位相のあったIの成分( $V_R$ )を取り出し、AM2では位相の $\pi/2$ ずれた成分( $V_I$ )をとりだします。これを電源電圧の絶対値で割ってやれば、Zの $R_s$ 、 $X_s$ が別に求められます。

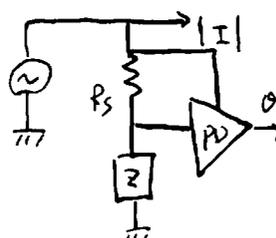


図6 Zの絶対値と位相を測定する回路

次の方法<sup>4)</sup>は図6に示されます。ここでは人体(Z)に流れるIと電源電圧の位相差をPD(位相検出器)で検出し、 $\theta$ を求めます。一方、 $R_s$ (標準抵抗)の両端に発生する電圧からその絶対値が求まります。回路的に細かいことはすべて省略してあります。詳細は文献を御覧下さい。測定に際して問題なのは、体の表面の状態と、体へとりつける電極です。表面状態に関しては測定前に入浴させ、温度、湿度をコントロールするとか、

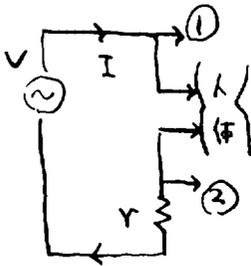


図7 人体のZを測定する回路の原理図

厳密な方法がとられています。電極は簡単には図7のようにすればよい訳です。①よりVが、②よりIr (rは標準抵抗で電流のモニター用)、即ちIが測れます。心配なことは人体と電極との間にある、接触抵抗です。これが高いと何を測っているか解らなくなりますので、厳密に測定を行ないたい時は図8のような4端子法と呼ばれる方法を用います。両端からIを流します。これによって途中の2点にVが生じます。これを入力抵抗の高い電圧計で測ってやります。Vを測る際電流は全然流れない訳ですから、電極の接触抵抗は気にせずともよいことになります。又電極の種類に関しては、白金、銀塩化銀等種々のものが用いられ、特に考慮されている様子はみられません。

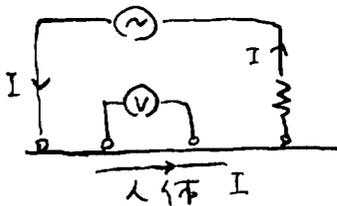


図8 4端子法

Ⅲ 生体インピーダンス、一般論

人体に適当な電極をとりつけ、交流電圧を加えると、電流が流れます。これをオシロスコープ

でみてやりますと図4に示すように、両者の間に位相のズレが生じます。ですからIIで述べたことから人体を電氣的にみた時、R、C、L等の組み合わせになっているはずですが、これを等価回路と称する訳ですが、これはどのように考えるのが妥当でしょうか。一般的に言って周波数が高くなる程Zは小さくなります。(1)式から、人体にはC成分があるとみてよいでしょう。もちろんR成分もあります。この当りから図9のようなものが現在のところよく用いられているようです。R<sub>1</sub>は高周波で残る残留抵抗、C<sub>p</sub>は先程述べたC成分です。

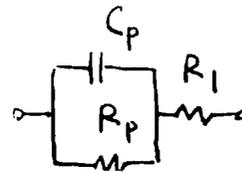


図9 生体インピーダンスの等価回路

一方直流でも流れますので、これに抵抗成分が並列に入っていると考えられます。これがR<sub>p</sub>です。具体的に考えてみますと、Iは皮膚から入ります。皮膚はかなり高抵抗なはずですが、この部分がC<sub>p</sub>、R<sub>p</sub>に相当します。体内に入ると体液やら筋肉やらが存在します。特に体液の部分はイオンを大量に含んでいると考えていいでしょう。これがR<sub>p</sub>やR<sub>1</sub>に分配されます。この回路のZは

$$Z = R_1 + \frac{R_p}{1 + i\omega C_p R_p} = R_s + iX_s, \quad (6)$$

とすれば

$$R_s = R_1 + \frac{R_p}{1 + (\omega C_p R_p)^2},$$

$$X_s = -\frac{\omega C_p R_p^2}{1 + (\omega C_p R_p)^2}, \quad (7)$$

となります。Z面内での軌跡は

$$(R_s - R_1 - \frac{R_p}{2})^2 + X_s^2 = \frac{R_p^2}{4}, \quad (8)$$

となります。もしR<sub>p</sub>がωによらないとしますと

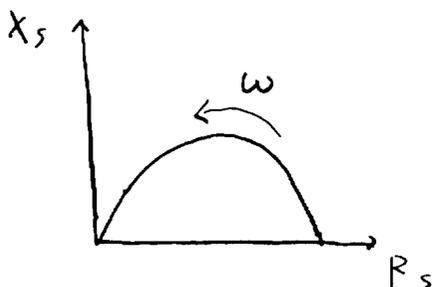


図10 Zの描く軌跡 (Cole-Cole プロット)

(8)は図10のような円になります。ところが実際には生体内の $R_p$ や $C_p$ は $\omega$ に依存し、普通 $R_p, C_p \propto \omega^{-n}$  ( $n > 0$ ) となることが知られています。<sup>5)</sup>従ってZの軌跡は図10のようにきれいな円弧にはならない訳で、後にこのことを議論します。更にやっかいなことにはこれら $R_p, C_p, R_1$ 等は周波数だけでなく、非線型(VとIが比例しない)であったり、又生体特有の経時変化を示しますので、非常に複雑な様相を示すことになります。これらのことについての系統的な研究は未だないと言ってよいでしょう。

#### IV インピーダンスによる生体情報の測定

この節からいよいよ電子通信学会の“医用電子・生体工学 (MBE)”と言う研究会で1978~1985の間に行なわれた生体インピーダンスについての研究を紹介してゆくことにします。これは主に2種類ありまして一つは本節で述べますもので、生体インピーダンスを用いて、生体の無侵襲計測—血圧、肺換気量、関節の動き等—を行なうものがあります。生体の各種の動きに伴う、膨張、収縮等の歪みあるいは、血流量による体内インピーダンスの変化をみるもので、今後の発展が期待できます。この場合インピーダンスと言っても比較的高い周波数 ( $\geq 10\text{kHz}$ ) の交流を用い、抵抗分の変化を検出しようとするものです。他のものは、本学において最も注目すべきもので、いわゆる皮膚上の何等かの特異点をインピーダンスを用いて検出しようとするもので、これは次の節にお

いて述べます。又これ以外に、理論的に生体のインピーダンスをはっきりしたものに構築しようとするものや、<sup>6)</sup>インピーダンスCT等の可能性を論じたもの<sup>7)</sup>もありますがこれらは各れも準備的な段階となっています。

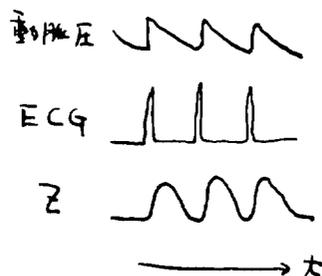


図11 胸部のZとECG、大動脈圧を比較したもの

それでは本論に入りまして、第1に呼吸量の無侵襲計測の例を挙げましょう。<sup>8,9)</sup>胸近傍に電極をとりつけ、そのZの変化を測ります。呼吸に伴って肺近傍の筋肉が動くとか、血流量が変化することに対応してZが変動します。これと呼吸量とをあらかじめ較正しておけばZで呼吸量を測定できるという訳です。図11に結果の一例を示します。これは呼吸量直接にはなく、肺部への血流を示すもので、ECGとの対応から、心臓よりの血液の呼出が起り、少しの時間遅れの後、Zの減少の起っていることを示すものである。それに対して図12, 13は先程述べたように呼吸量とZの対応を示すもので、図12には電極のセットを、図13では、換気量をスピロメーターで測り、それを電気信号に変え、それとZの値をX-Yレコーダーに描いたもので、きれいな対応関係のあることが解る。

血圧は通常聴診法で測られるのだが、コロトコフ音 (K音) の観測者による変動、外部の雑音、手術中の血圧の低下に伴うK音の減弱等あるいは乳幼児ではK音が不明瞭な場合が多く、聴診に代るモニターが必要とされることもある。図14は

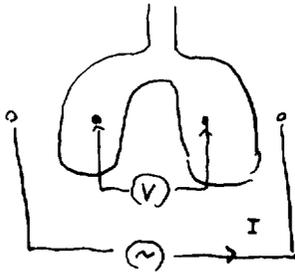


図12 肺近傍への端子電極の配置

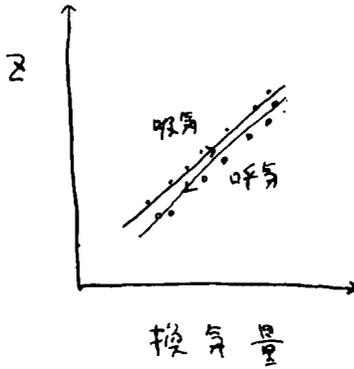


図13 肺近傍のZの変化と換気量の相関

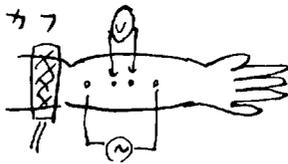


図14 血圧をZで測定する際の電極のセット

血圧を上腕部のインピーダンス変化と対応させて測ろうとする場合のセットである。<sup>10)</sup> 図13の場合と同じく、カフ圧とZを同時に測ればZで血圧が読める。図15は結果の一例で、上図はカフ圧の時

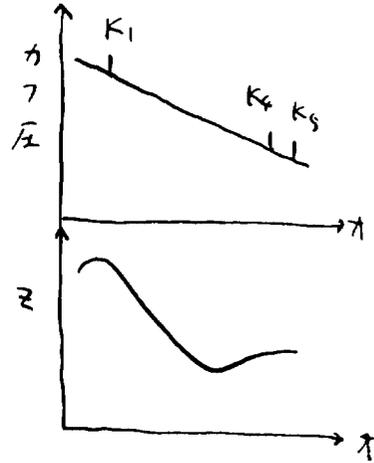


図15 カフ圧と前腕部のZ変化の相関

間変化、 $K_1$ 、及び $K_4$ 、 $K_5$ は各最高及び最低血圧に相当する部分のマークである。下図はそれに対応するZの時間変化である。この変化はもちろん、カフ圧低下に伴う血流量の変化に対応するものである。図15より、Zで定めた血圧と聴診法より定めた値を比較したのが図16である。(a)は最高血圧( $K_1$ )、(b)は最低血圧( $K_4$ 、 $K_5$ )。前者はかなりよい精度で決定されるが、後者はもう一工夫要るようである。

リハビリテーションあるいは歩行解析の分野で

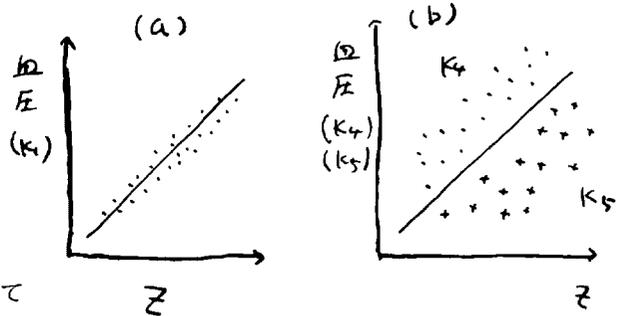


図16 K音とZより求めた血圧の関係。(a)は最高血圧、(b)は最低血圧

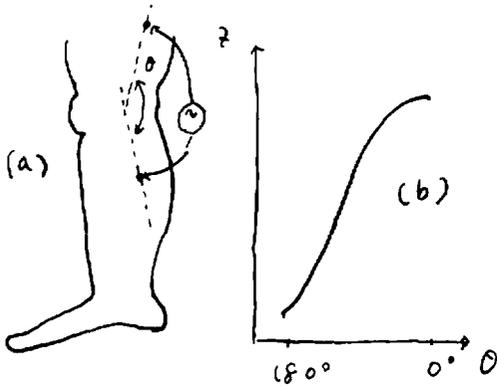


図17 膝関節部の電極のセット (a) と関節角度とZの関係 (b)

は下肢のインピーダンス測定が重要な問題となっている。<sup>11)</sup> 図17 (a) のように電極を取り付け、膝関節の角度  $\theta$  を変えて、Zを測ると (b) のようにきれいな対応関係が得られる。これは純粋に伸縮による皮膚の長さ (電極間距離) の増減によると考えてよさそうである。これを用いて、歩行解析を行なった結果の一例が図18である。人を4 km/Hで歩行させ、床での垂直反力 (F) とZの

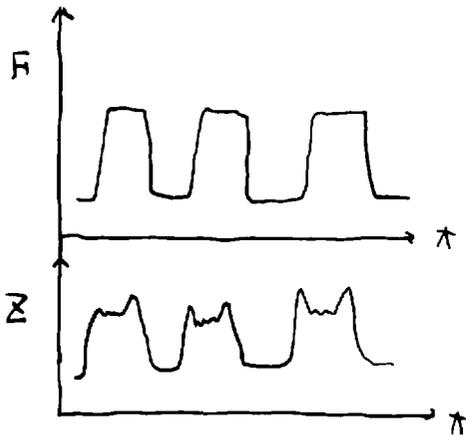


図18 歩行時の垂直反力と膝関節部Zの対応

変化を対応させたものである。これは健常者に対してのものであるが、骨折等の障害を有する者に対しての測定とか、詳しい研究が続行中である。

血圧測定の所で述べた如く、電流はかなり内部まで到達するようである。このことを利用して脳循環動態の研究が頭部のインピーダンスにより行なわれている。<sup>2)</sup> 微妙な場所だけに絶対に無侵襲でなければならず、電氣的測定は好ましいとされている。電極配置は図19のように行なわれる。結果の一例は図20に示してある。(a) は健常者のもので変化は小さい。(b) は脳腫瘍患者のもので振巾は大きく、且つ規則的である。(c) は (b) に対して手術後測定を行なったもので、振巾が小さくなっており、より健常者のものと似てきているのが解る。この例にみられるように、脳血流の測定には絶好の方法のようである。これら病理的な

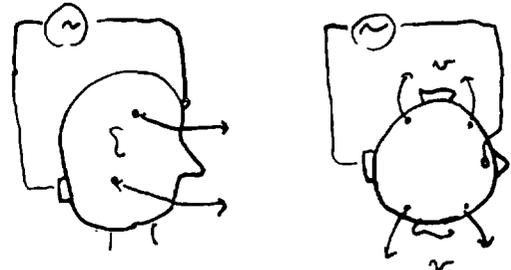


図19 頭部血流量測定のための電極のセット

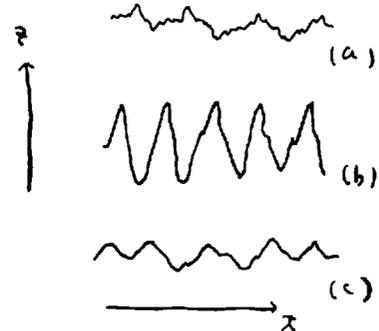


図20 図19を用いて配ったZの時間変化

ものだけでなく、暗算等の精神的活動に対する影響も徐々に研究が行なわれている。

V 皮膚上の特異点

さて本小文の本命であります上記テーマについて紹介することにしてしまおう。これに関しては2件<sup>3,4)</sup>の報告があるのみです。文献3)は岡山大学工学部のグループによるもので、現在も一貫した研究が続けられているようです。先ず通電により皮膚の破壊が伴わないかどうかを確認されています。20Hzの交流を用い、かける電圧をパラメーターとして電流の時間変化を追います。ある時点でIの急激な増大があれば破壊されたとします。図21がその結果です。30V以上ではそれが生起す

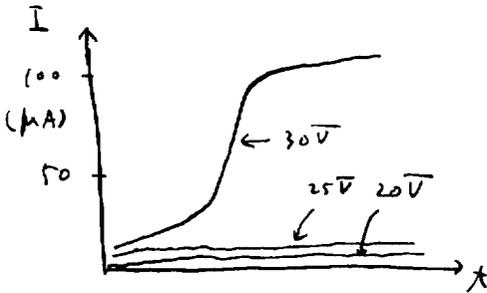


図21 人体にかけた電流電圧による皮膚破壊の様子

るようです。1  $\mu A$ 以下の電流に限れば先ず問題はないということでしょう。又0.2  $\mu A$ 以下にすれば、電流によるZの変化もない(線型である)ことも確認されました。Zの測定はII-3, 図5で述べた方法を用いています。先ず皮膚上のZ分布を求める為、電極の接触圧力が一定になるようなローラー状の電極を用い図22 (a)の部分のスweepします。その時のZの分布は(b)のようになります。Zが急減している付近に特異点があるだろうということになります。発汗の影響を抑える為、被検者は事前に入浴し、実験室は20°C、40%に保ちます。こうして得られた特異点と汗腺部位との関連を調べる為、ヨー素澱粉反応を利用する和

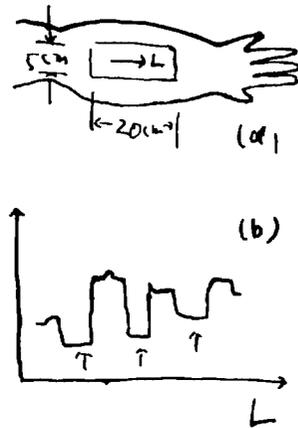


図22 Zの測定部位 (a) と電極をスweepした時のZの変化

田法が用いられた結果ほとんどの特異点には黒点反応が表われ、汗腺部位と特異点が対応していることが確認された。確認された特異点の特性を詳しく調べるには棒状電極が用いられた。結果の例を図23, 24に示す。プロットはIIIの図10の方法によっています。図23は通常点のもですが、流す電流によっては大きく変らないことが特徴です。それに対して図24は特異点のもので、電流によって大きくZの値が変動していることを示しており、

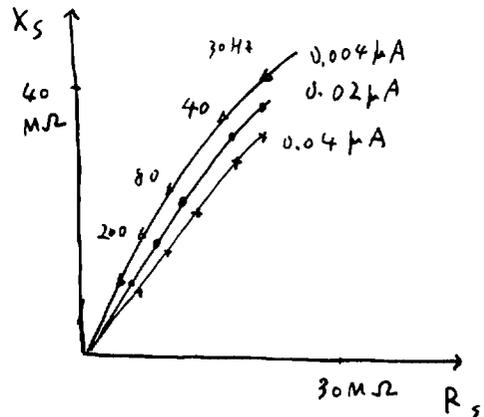


図23 通常部位のZの軌跡。パラメーターは電流値

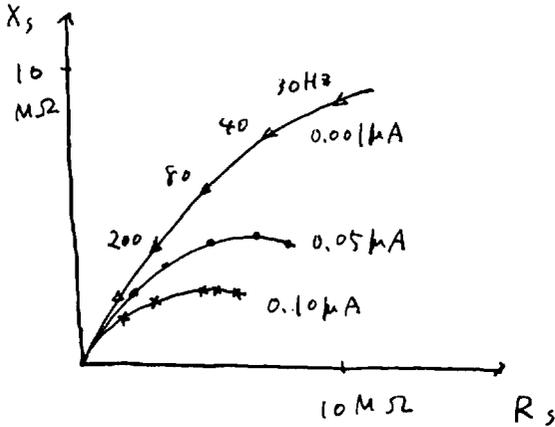


図24 特異点部位でのZの軌跡

彼等はこれが特異点の特徴であるとし、主に汗腺部による活動的な電位によるものとしている。図23も図24も共にその軌跡は円弧状になっている。これはⅢでの話とはほぼ一致するので、そこで描いたような等価回路が近似的に成立することを示している。

これに対して同志社大工学部のグループによる研究は文献4)である。彼等は多少異なった結論を得ている。ここでは特異点ではなく、題名にあるように経穴そのものを研究の対象としている。測定装置はⅡ-3、図6に紹介したものをを用いている。測定は心包経の内関、間使、郛門及びその近傍を行なった。電極は径5mmの白金を用い図25のようにセットした。4端子法を少し変形したもので3電極法と呼ばれている(らしい)。彼等の得

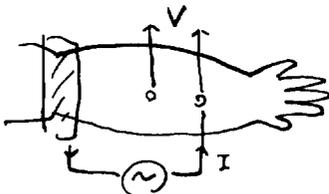


図25 測定のための電極のセット

た結果は先程のものとはかなり異質である。彼等の解析によると  $\omega C_p R_p = \text{一定}$  ( $\omega$ に依存しない)であれば、Z平面で円弧を描くと言う。その為には  $C_p = C_0 \omega^{\alpha-1}$ ,  $R_p = R_0 \omega^{-\alpha}$  でなければならない。但し  $C_0$ ,  $R_0$  はある一定値で、 $\alpha$  は  $0 < \alpha < 1$  なる定数である。このことは従来言われている事実と一致している。但し何故生体がこのような依存性を有するかは何の議論もない。実験は図26の示すようにZの軌跡は円弧を描く。円

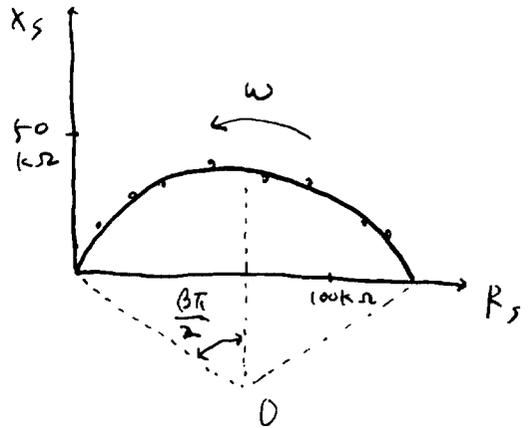


図26 実験的に得られたZの軌跡と  $\beta$  の定義

弧そのものは流す電流により変化するが、彼等は新しいパラメータをみつけた。図26に示すような角度、即ち原点と円弧の中心及び円弧の中心と  $dX_s/dR_s = 0$  を結ぶ線分の角度を  $\beta\pi/2$  とすると、電流値によらず、経穴、非経穴で顕著な差を示すと言うことである。図27に  $\beta$  の値の分布を示すが、明らかに経穴部分の  $\beta$  の方が大きいことが解った。この分布は1年間を通じた各季節、いろんな被験者について測定した結果、経穴部位では  $\beta = 0.82$ 、非経穴部位で  $\beta = 0.72$  でF分布棄却検定の結果1%の危険率で有意差が認められたのである。唯少々残念なことには先程述べた量  $\alpha$  が  $\alpha = \beta$  でなければ完全な円弧にはならないのではあるが、非経穴部位では  $\alpha = 0.69885$ ,  $\beta =$

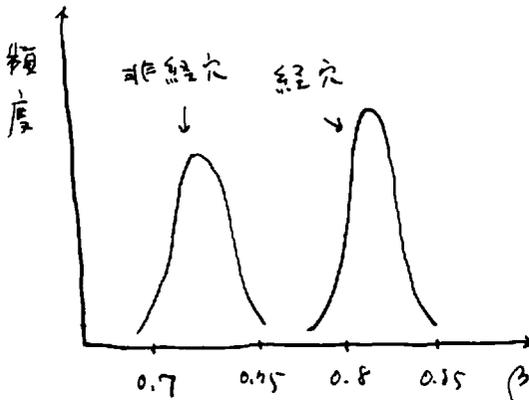


図27 測定された $\beta$ の分布

0.7000と $\alpha \sim \beta$ の関係が得られたが、経穴部位では $\alpha = 0.82369$ 、 $\beta = 0.64931$ と $\alpha > \beta$ となりZは正確な円弧は描かない（但しこの値は分布より求めたものでなく、特定の部位について精密測定した結果である。）、従って $\beta$ は厳密には定義できない訳である。然しながら近似的にせよ、このような明確な形で経穴部位の特徴を実験的に提示したことの意味は大きいだろう。更にこの差は $R_p$ ではなく $C_p$ によるところが大きいとしており、皮電点の主張するところと一致しているのは興味深い。唯著者が少し残念に思うのは、測定に用いた電極が径5mmとかなり大きく、経穴部と非経穴部とをコミにして測定しているのではないかと思われる点である。又これが発表されたのは、1980年2月22日であるが、同グループによるフォローのないことも寂しいところではある。

#### VI いいわけとまとめのようなことから

少々冗長となったクライはあるが、インピーダンスなる言葉の意味と、生体への適用、その測定法について述べ、通常鍼灸師の皆さんとは縁の遠い電子通信学会なる分野で、如何なる仕事がなされているかを報告した。それは大部分、生体情報をインピーダンスでとらえようとするものであった。我々の興味を抱く皮膚上の特異点に関する研

究は残念ながら2件と少なかった。然しながら、その内容は興味深いものがある。一つは皮膚の特異点（低インピーダンス部分）と汗腺の分布との関連を示すもの、他はインピーダンスの軌跡の中心を表わすパラメータ、 $\beta$ が経穴、非経穴の部位によって異なることを示したものである。両者ともその後のフォローが少ない為、研究のその後を知ることはできないが、今後この分野を研究しようとする者にとっては大きな指針となることだろう。

前述した如く、ここでの紹介はほんの一部分にしかすぎない。他の部門での発表については、文献中の文献をあたって頂きたい。

以上とりとめのめない小文ではあったが、読者へのほんの少しのヒントにでもなれば、著者の望外の喜びである。なお各種の図等を無断で引用させて頂いたが、これらは既発表のものであり、且つその出典を述べさせて頂いているので、各著者の方には寛容の程お願いしたいと同時に、そのことに対して深謝するものである。

#### 文 献

- 1) 加藤, 范, 大沢: 皮膚抵抗に関する研究(Ⅰ) インピーダンス測定器の試作. 月刊東洋医学. No111: 1, 1980.  
寺本, 上田, 小島, 清藤, 加藤: 皮膚抵抗に関する研究(Ⅱ) 健康人の背部正中線(督脈)のインピーダンスについて. 月刊東洋医学. No113: 22, 1980.
- 2) 森本: 皮電計の動作原理-①, ②, ③. 月刊東洋医学. No142: 1, 1982. No143: 24, 1982. No144: 24, 1982.
- 3) 山本, 山本, 松田: 皮膚インピーダンスの特異点の測定について. 電通学会技研報告. MBE. 78: 39, 1978. (以下MBEとする)
- 4) 松村, 大迫, 芹生: 生体インピーダンス測定装置の開発と経穴における周波数特性. MBE. 79: 57, 1979.
- 5) 肥後, 佐藤, 葛蒲, 室井: ゴムの木の生体電位の測定について. MBE. 79: 85, 1979.
- 6) 吹井, 金井: 生体組織の電気的特性の測定. MBE. 83: 15, 1983.  
山本, 山本, 水般: 生体電子インピーダンスの数学的構造. MBE. 82: 7, 1982.

- 山本，山本：時間領域からの皮膚インピーダンスの決定に関する問題点。MBE. 79：29，1979.
- 7) 高田，斎藤：インピーダンスCTの可能性と限界。MBE. 81：19，1981.
- 8) 阪上，山本，南谷，鈴木：インピーダンスニューモディスプレイ。MBE. 78：17，1978.
- 9) 渡辺，川上，斎藤：肺表面電極による肺インピーダンス変化の分析。MBE. 78：9，1978.
- 10) 竹前，小杉，亀井，大久保，山田，松岡，本郷，松山，池辺，熊谷：電子インピーダンス変化による非観血的上腕動脈圧測定。MBE. 83：19，1983.
- 11) 山本，山本，水船，岡本，橋本，軸屋，長尾，明石：関節部の生体電気インピーダンスを利用した歩行解析。MBE. 81：9，1981.
- 12) 亀井，竹前，小杉，河原田，池辺，熊本，松山：臨床応用を目的とした頭部インピーダンス計測。MBE. 82：157，1982.