



Title	人體インピーダンスの臨床的研究(III) 低周波に於る人體の周波數アドミッタンス軌跡に就いて
Author(s)	山崎, 武
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1957, 16(12), p. 1137-1143
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18543">https://hdl.handle.net/11094/18543</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

# 人體インピーダンスの臨床的研究 (III)

## 低周波に於る人體の周波數 アドミッタンス軌跡に就いて

大阪大學醫學部放射線醫學教室(主任 西岡時雄教授)

山 崎 武

(昭和31年10月5日受付)

### 緒 言

直流過度現象としての生體組織の特異な性質は生理學の領域に於ては皮膚を始めとし、筋、神經、等に就いて所謂初期の尖りとして電氣分極の名の下に前世紀の終り<sup>1)</sup>から多くの人によつて検討されて來た。然し交流を用いての一般的な回路理論は近代電氣通信工學及び工業に負う所が多く生體組織に關する電氣回路としての理論的取扱いは Fricke H.<sup>2)3)4)5)6)</sup>によつて組織的に開始された。更に Cole K.S. & H. J. Curtis 及び其の一團は Vector 軌跡圖法を導入し、細胞系の複素 Impedance として一般化するに至つて茲に生體組織は純然たる電氣回路網として等價的<sup>8)9)10)11)12)</sup>に考察されるに至つた。

抑々周波數 Impedance 軌跡は或る複雑な回路網が直流より高周波交流に互る廣い範圍に於て如何なる性質を有するかを幾何學的圖形によつて分析せんとする回路網學上の一方法に過ぎないのであるが氏等は之を、溶液系、單細胞、細胞浮游液、組織、等に迄回路理論を擴張して適用した。然し茲では生體組織は一個の電氣回路網であつて之を構成する回路素子の個々が生體組織の如何なる構造に對應するかについては、種々の報告にも拘わらず未だ明瞭でない<sup>13)</sup>。又低周波治療の名の下に最近創造された新しい電氣療法<sup>14)</sup>或は腦波、心電圖、筋電圖、等に現われる 1 K.C/S 迄の低い周波數帯域に於ける人體の電氣回路網としての性質は、生理學的、臨床的重要さを有するに

拘らず未だ明瞭でない事は既に指摘した<sup>15)16)17)</sup>。

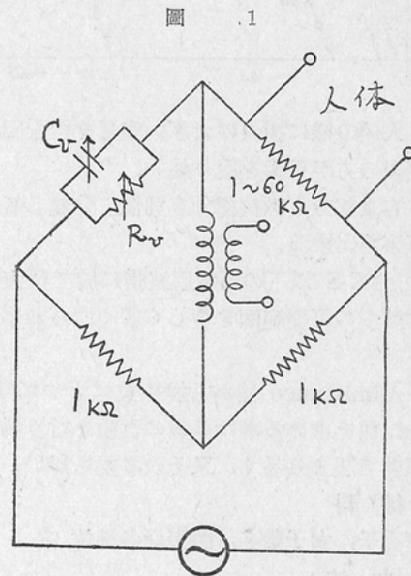
この二つの問題を解かんが爲に種々の實驗を行つた結果人體 Impedance 測定技術及び人體回路網の特性に關して少しの知見を得た。

### 實 驗

#### I). 装 置 :

前報 (II) に於て詳細に示した通りであるが今回は可變の容量及び抵抗を並列のみとし且つ人體に並列に 1~60k $\Omega$  の固定既知抵抗を挿入した。

(圖 1)

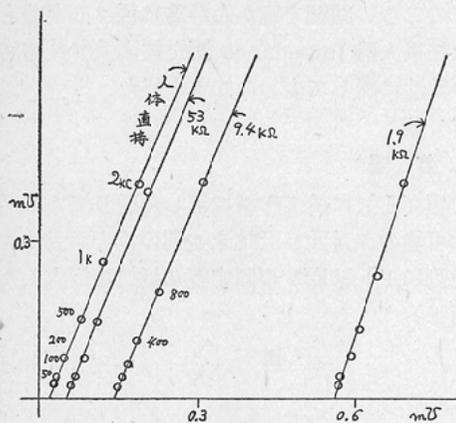


1 K.C/S 前後迄の低周波帯域では人體 Impedance を測定する場合 Wien 型の交流ブリッジ<sup>18)</sup>

を用いるならば等価とおかれる可變邊の容量及び抵抗は直列型とするよりも並列型とする方が次の點で優れている爲である。従つてその Vector 表示は周波數 Admittance 軌跡によるのが妥當である。

- 1), 邊の Impedance を任意に小さく出来る。
- 2), 人體に並列に既知抵抗 R を挿入して邊の合成 Impedance を小さくした場合得られる周波數 Admittance 軌跡は實軸の方向で 1/R だけ正の側に偏位するのみである。(圖2) で之を實驗的にも確めた。

圖2 電極直徑20mm Ag 圓板, 1 V.p. 下腿内側, 並列抵抗



3), 人體の様に損失の大きい容量を含む回路では並列型の方が平衡を取り易い。

4), 容量部分と抵抗部分を別個に分離して平衡させる事が出来る。

5), 100C/S 以下の超低周波帯に於ては直列型の場合装置の可變範圍を著しく廣く取らねばならない。

6), Admittance 値から換算式によつて Impedance 値を求める事は多數の實驗を行う場合極めて煩雜で誤まり易く, 又その必要も無い。

II), 材料

健康男子, 女子數名, 體表面各部位

III), 方法:

- 1), 電極: 平滑な Ag, Pt, Cu 板
- 2), ペースト: 食鹽糊

3), 電極装着: 體表面各部に, 上記ペーストを約 0.5mm の厚さに塗布した電極を貼布する。この場合皮フを清拭しない。この上から絆創膏で固定する。乾燥を防ぐ爲電極表面を絆創膏で掩い盡すと固定も充分となる。

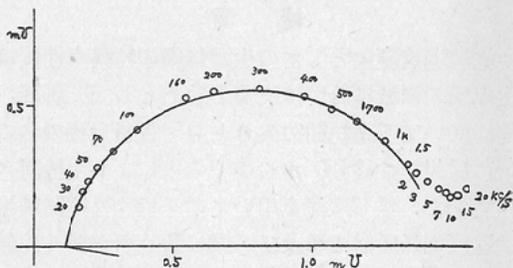
4) 印加電壓: 0~1 V. peak.

5), 測定周波數: 20C/S~20K.C/S

IV) 結果

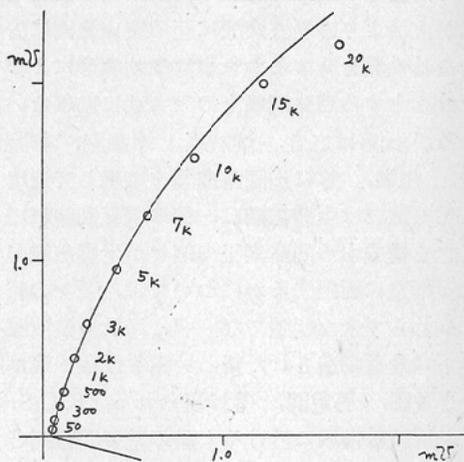
實驗結果の代表的なもの數例を次に示す。(圖3)

圖3 左右足趾, 0.5 V.p. 53kΩ 並列  
 $\phi = 79^\circ$   $\gamma_0 = 12k\Omega$



之は10cm×10cmの方形 Cu 板 2枚を夫々2個の生理的食鹽水を満した寫眞用バツトの中に浸し, その各に兩足趾部を浸し液の深さが約 1 cm になる様にして 0.5V. peak 印加, 53kΩ. 並列抵抗に

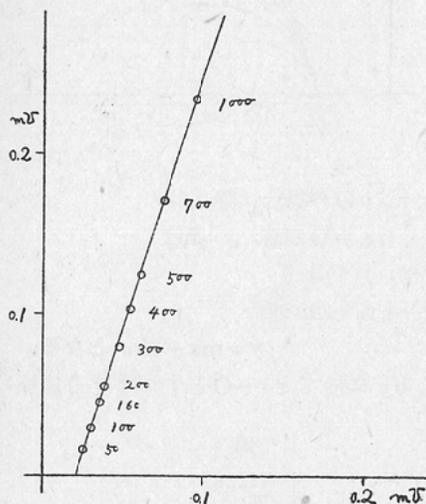
圖4 下腿内側, 1 V.p. 53kΩ para  
 $\phi = 75^\circ$   $\gamma_0 = 48^\circ$



て、20C/S~20K.C/S の範囲で測定したものである。軌跡は美しい圓弧を呈し、且5 K.C/S 位より高い周波数の側で漸次圓弧より外れて行く。之は周波數 Impedance 軌跡でも同じで蛙皮膚について Lullies<sup>20)</sup> も既に認めて居る。

之は直徑20mmの2枚の Ag 板を下腿前面内側の略中央部に置き電極間距離約10cmとして 50C/S~20K.C/S の範囲で 1V. peak 印加、53kΩ 並列抵抗にて測定したものである。上記の圓弧の一部に相當し實軸との交角は約74°である。

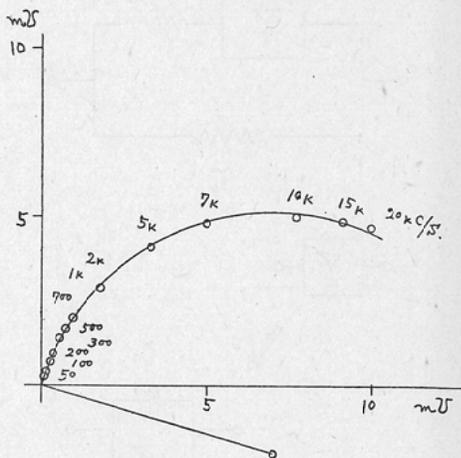
圖5 Patella 上下縁伸展位  
2 V.p. 53kΩ para,  $\gamma_0=330k\Omega$ ,  $\varphi=78^\circ$



之は圖(4)と同じ電極で膝關節前面に於て Patella の上縁、下縁部に電極を置き、關節は伸展位に於て同様にして測定したものである。圖に示す通り50C/S~1 K.C/S 迄略と完全な直線となつて居り、之は圖(4)の圓弧の更に一部分である事が分る。この直線の實軸に對する勾配は約78°。

之は Control 實驗として Ag-NaCl 分極池の周波數 Admittance 軌跡を畫かせたものである。圖(4)、(5)で用いた Ag 板を其の盡、NaCl 水溶液に接觸させたのでは(3)、(4)、(5)圖の様な軌跡は得られない。電極の分極容量を極度に小さくする爲に、電極面積を充分小さくした時始めて之と類似の軌跡が得られた。圖は飽和 NaCl 水溶液に尖鋭な細い Ag 針の尖端を僅かに接觸さ

圖6 Ag 針・飽和 NaCl 水  
0.1V.p.  $\varphi=74^\circ$



せ、且つ兩電極を接近させて測定したものである。印加電壓は約 0.1V. peak である。

### V). 事實

以上の實驗結果から次の諸事實が確かめられた。即ち人體の

- 1) 周波數 Admittance 軌跡は低周波に於ては一般に圓弧を呈する。
- 2) 電極面積が約 3cm<sup>2</sup> 以下であれば 1 K.C/S 以下の周波數帯に於ては軌跡は直線として扱う事が出来る。
- 3) 電極面積を大きくし或は測定周波數を高くした場合、軌跡は圓弧より其の外方へ外れて行く。
- 4) 軌跡の周波數を低くした極限に於ける實軸との交角は  $\pi/2$  以下である。
- 5) Ag-NaCl 分極池のみを用いてこれ等の實驗事實を模倣出来る。

### 考察

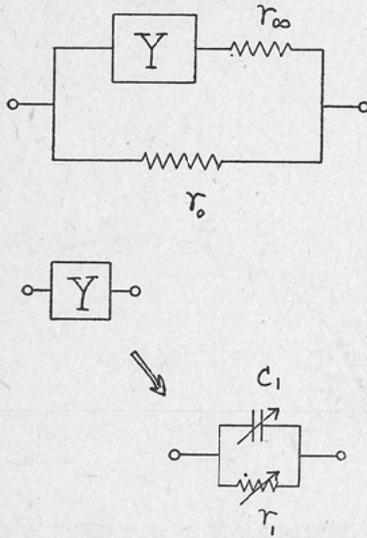
以上の實驗事實から人體の電氣回路網としての諸性質に就いて、特に 1 K.C/S 以下の低周波帯域を中心に回路論的な検討を加えて見よう。

(I) 圖(7)に示される回路がこの實驗結果に良く一致する事を示そう。圖に於て

$$Y = 1/r_1 + j\omega c_1, \omega c_1 r_1 = m, m \text{ は常數}$$

$C_1, r_1$  は共に周波數によつて値が變るが、然し

圖 7



$C_1$  を蓄電器と考えた時の損失は一定である。 $r_\infty$ ,  $r_0$  は固定抵抗。今この回路が可変にされた容量  $C_v$ , 抵抗  $R_v$  の並列回路と常に等価である爲には

a),  $1/r_0 = 0$  の場合

$$r_\infty + r_1 / 1 + m^2 = r_v / 1 + r_v^2 \omega^2 C_v^2 \dots (1)$$

$$mr_1 / 1 + m^2 = r_v \omega C_v / 1 + r_v^2 \omega^2 C_v^2 \dots (2)$$

が成立すればよい。

以下簡単にする爲 Admittance 平面上 Conductance を  $x$ , Susceptance を  $y$  とおくとこの死平面上の圖形は直角座標  $x, y$  の組で現わされる。故に (1), (2) より

$$r_\infty + r_1 / 1 + m^2 = x / x^2 + y^2 \dots (3)$$

$$mr_1 / 1 + m^2 = y / x^2 + y^2 \dots (4)$$

(3), (4) より  $r_1$  を消去して

$$(x - 1/2r_\infty)^2 + (y - 1/2mr_\infty)^2 = K^2$$

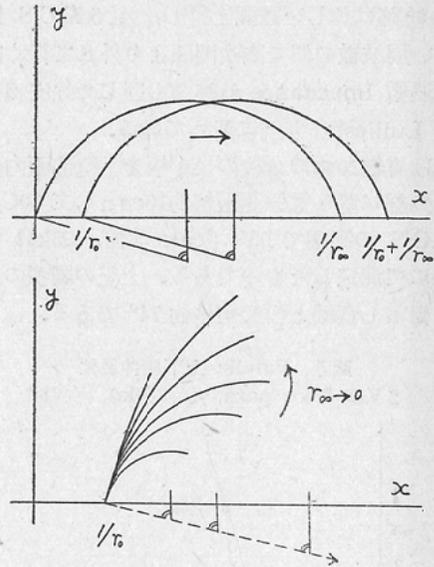
$$\text{但し } K = \sqrt{(1/2r_\infty)^2 + (1/2mr_\infty)^2}$$

之は Admittance 平面上圖 (8) の様な圓を示す

b),  $1/r_0 \neq 0$  の場合

この場合 a), に於る  $1/r_v$  は  $1/r_0 + 1/r_v$  と變るのみであるからこの圓が X 軸上を正の方向に  $1/r_0$  だけ移動するに過ぎない。即ち軌跡は,  $(1/2r_\infty + 1/r_0, 1/2mr_\infty)$  を中心とし, 半径  $K$  なる圓となる。(圖8), 且  $r_0 \rightarrow \infty$  で a), に近づく。

圖 8



c),  $r_\infty = 0$  の場合 圖 (8)

イ).  $1/r_0 = 0$  の時  $y = mx$

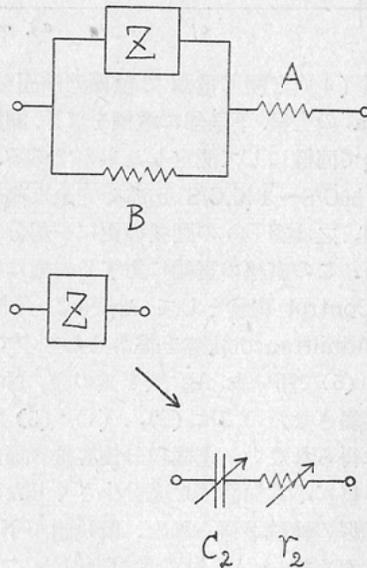
(3), (4) より

ロ).  $1/r_0 \neq 0$  の時

$$y = mx + 1/r_0 \text{ となる。}$$

又 b), に於て  $r_\infty \rightarrow 0$  とすれば 中心座標は兩軸

圖 9



方向共に正の $\infty$ となり、半径 $K$ も正の $\infty$ となる。

(II) 次に Cole<sup>23</sup>) によつて示された生體組織に対する一般的等價回路圖(9)も亦上記實驗結果と一致する筈である。

圖に於て  $Z=r_2-j1/\omega C_2$ , 且  $1/\omega C_2 r_2=m$ ,  $m$  は常數,  $A, B$  は又次の2式によつて決る常數である。

$$1/A=1/r_\infty+1/r_0$$

$$A+B=r_0$$

この  $C_2, r_2$  共に上と同じく周波數によつて値が變るが  $C_2$  を蓄電器と考えての損失は  $m$  なる常數によつて周波數に無關係である。

一般に Admittance は Impedance の逆數として Impedance 平面上へ諸點は次の性質を以て Admittance 平面上への寫像される。

- 1). 實軸に關して負の側は正の側へ, 虚軸に關して正の側は正の側へ, 2). 實軸は實軸へ, 3). 圓は圓として, 4). 圓弧の實軸との交角は其の儘
- 又上記  $A, B$  より  $\omega \rightarrow \infty, \omega \rightarrow 0$  なる場合の此の回路の Admittance は圖(7)の夫と等しい。且つ此の回路の周波數 Impedance 軌跡は上記と同じく  $m, A, B$  のみに關係し  $C_2, r_2$  には無關係。

以上から圖(9)の回路の周波數 Admittance 軌跡は圖(7)のそれと同一の圓弧である事が分る。然し Impedance, Admittance 兩軌跡共軌跡上の周波數の分布が夫々  $C_2, r_2, C_1, r_1$  によつて變り, 其の周波數に対する函數關係は Cole<sup>24</sup>) の Impermeability, Fricke の Polarization Capacity<sup>25</sup>) に對應し, 又直流過渡現象として Hōzawa の充電曲線の分析にも關係し, 更に吾々も二, 三の知見を有つ爲後に詳しく検討し度い。

(III) 人體の等價回路に就いて<sup>21,22)</sup>

以上で人體の等價回路構成には少くとも二通りの方法がある事が分るが次に更に之を一般化して考えて見たい。但し所謂 Impermeability としての  $Z$  又は  $Y$  は之を其の儘にして扱う。

(圖7), (9)の兩回路は(圖10)の様に書き換へると夫々  $\pi, T$  型の抵抗4端子回路と容量との直列接続, 即ち Reactance 終端抵抗4端子回路となる, 一般に任意の4端子回路は  $T$  又は  $\pi$  型の

圖 10

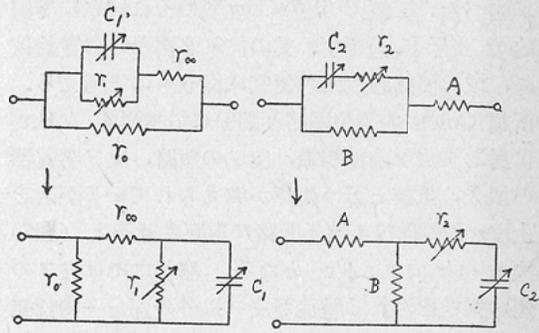
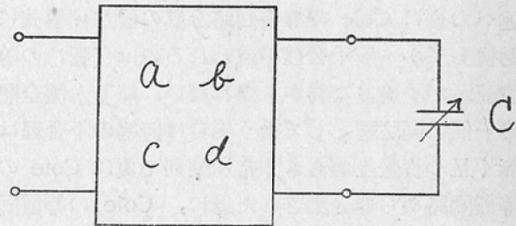


圖 11



簡單な夫れによつて等價的に表現出来るから, (圖10)の様な  $T$  型又は  $\pi$  型の簡單な夫れによつて等價的に表現出来る, 或る複雑な4端子回路 ( $a, b, c, d$ ) と上に述べた特殊な容量  $C$  の直列接続回路が最も一般的な表現となる。(圖11)

$C$  は  $\omega$  の函數であつて, その Reactance 又は Susceptance を  $Z_m, Y_m$  とおき, この4端子常數を  $a, b, c, d$  とおくと人體 Impedance  $Z$  又 Admittance  $Y$  は

$$Z=c+aZ_m/b+dZ_m, Y=d+bY_m/a+cY_m$$

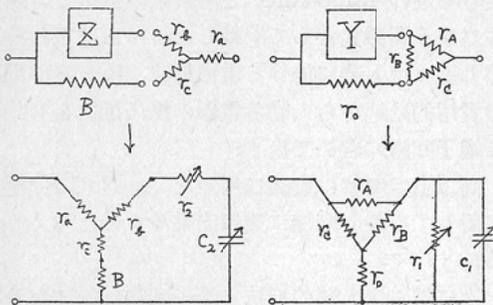
によつて代表的に扱えよう。尚茲で  $C$  の損失抵抗—上記  $r_1$ , 又は  $r_2$ —は4端子常數の中に含まれて居る。同様な考えは既に Cole<sup>24</sup>) が細胞浮游液に於ける膜の Impedance と溶液系の抵抗との間に成立する關係式として記載した所にも見られる。然し吾々は人體に於ける電力消費, Ion の移動等の實用的見地から人體蓄電器の損失抵抗をも此の4端子回路に含めて扱う。

尚以上の考察は實驗に用いた  $Ag-NaC$  1分極地に對しても略と同様に適用出来るものと考えられる。

次に然らば人體の抵抗4端子回路は如何なる回

路構成かというに現在殆んど分っていない事は既に述べた。上記のT型又は $\pi$ 型のそれは單に等價的な表示に過ぎず。其の何れを撰ぶかは實驗技術、或は回路理論上の便宜に従うものとする。所謂 Cole<sup>8)</sup> の等價回路 (圖9) に於て通常 A, B,  $r_2$  に對して夫々内部組織、皮フの短絡、皮フ蓄電器の損失、抵抗と云う對應が與えられているが之を上記 $\pi$ 型の抵抗4端子回路に對應させると (圖7) 夫々  $1/r$ ,  $1/r_0$ ,  $1/r_1$  となる。然し之では皮フの短絡抵抗を流れる電流が皮フ以外の部分—内部組織を通過しない。皮フと夫れ以外の部分とは略と完全に直列であると考えべきである。(I) で述べた様に Cole の等價回路を其の儘並列型に轉換してかゝる不合理が現われるのは (圖7) の等價表示が不適當な爲かも知れない。然し人體全體を一個の回路網として扱う場合は何等の不合理は無く且つ實驗上からも非常に便利で更に Cole の等價回路から導き出された爲に、Cole の等價回路に一部抵抗成分の補足をして之を其の儘並列型に轉換して上記の不合理の現われない様な一般的な回路構成を工夫した。蓋し Cole の等價回路を其の儘人體に適用する事に疑問を有つたからである。之を (圖12) に就て示す。圖に於てY接続抵抗3端子回路は内部組織に對する直列型等價表示である。並列型では $\Delta$ 接続に轉換する。圖に於て上記した T 又は  $\pi$  型の抵抗4端子回路内の A 又は  $r_0$  の代りに夫々 Y 接続又は  $\Delta$  接続のこの3端子回路を接続するがその二端子は皮フ側に一端子は内部側におく。この様な回路構成とすると T 型,  $\pi$  型とも全體として皮フと夫れ以外の部—

圖 12



部組織—とは直列となる。勿論かゝる3端子抵抗回路として内部組織を等價的に表示する試みは多分に作意的で且つ何等の實驗的根據を有たないが次の諸理由から推定は出来よう。

1). 皮フには二つの回路素子—即ち皮フ蓄電器、皮フの短絡抵抗—があり、皮フの内部組織側には2個の端子がある方と考える方が妥當である。之が短絡されておらねばならぬ理由はない。

2). 上記した $\pi$ 型4端子回路をも實在の電流通過状態に適合させたい。

3). この3端子回路によつても Impedance 又は Admittance 軌跡の特性は變らない。即ち Cole の法則<sup>23)</sup>はその儘成立する。

4). 内部組織に於ける各部の電流分布状態に就いても検討出来る。

今後の問題として更に實驗的検討を加え度い。

### 結 言

1). 1 K.C/S 以下の低周波帯域に於ける人體 Impedance を測定する場合、容量、抵抗を並列とした等價回路で行い、且つその Vector 表示として周波數 Admittance 軌跡を用いると甚だ便利である。

2). Cole の法則は 1 K.C/S 以下 20 C/S 迄人體表面各部に就いて略と正確に成立する。

3). Ag-NaCl 分極池のみによつて人體と略と等しい性質を有つた Impedance 模型を作る事が出来る。

4). 人體は特殊な Reactance 終端抵抗4端子回路によつて最も一般的な等價表示とする事が出来る。

5). 内部組織の等價表示として Y 又は  $\Delta$  接続の抵抗3端子回路を用いる事に就いて考察した。

(本論文の要旨は第34回日本醫學放射線學會關西部會及び文部省科學試驗研究年次報告集 I, II に於て口演記述した。最後に恩師西岡時雄教授を初めとし、愛情溢れる御教導を賜つた教室の諸先輩、並に共同研究者重松康助手の諸氏に深い謝意を表す)。

### 文 獻

- 1) Dudois M.: Zentralb. f. physiol. 726 (1898).
- 2) Fricke H.: Phil. Mag. 14, 310 (1932).
- 3) Fricke H.: J. gen. physiol. 6, 375 (1924).

- 4) Fricke H.: *J. gen. physiol.* 6, 741(1924). —  
5) Fricke H.: *J. gen. physiol.* 9, 137 (1926).  
—6) Fricke H. & S. Morse: *J. gen. physiol.*  
9, 153(1926). —7) Cole K.S.: *J. gen. physiol.*  
12, 29(1929). —8) Cole K.S.: *J. gen. physiol.*  
15, 641 (1932). —9) Cole K.S. & R.F. Baker:  
*J. gen. physiol.* 24, 535(1941). —10) Cole K.S.:  
*J. gen. physiol.* 25, 765 (1942). —11) Albrink  
W.S. & R.M. Fuoss: *J. gen. physiol.* 32, 453  
(1948). —12) Cole K.S. & H.J. Curtis: *Electrical  
resistance & impedance of cells &  
tissues. Med. Physics by O. Glasser*, 344  
(1947). —13) 朴澤進: *生理學講座*, 第2卷, 1  
(1952). —14) 五百住明: 日本特許第199474號. —  
15) Shigematsu & Yamazaki: *Admittance  
in human body & Theory of Homma's Bal-  
ancing Network method. Med. Electrother-  
apy*, 40 by M. Suzuki (1956). —16) Motokawa  
K. & K. Iwama: *Tohoku J. d. exp. med.* 49,  
89 (1947). —17) 三田, 藤卷: *日本生理誌*, 14, 4,  
210 (1952). —18) 神保成吉: *電氣磁氣測定* (昭  
27). —19) Bozler E, & Cole K.S.: *J. cell. &  
comp. physiol.* 6, 229 (1935). —20) Lullies H.:  
*Pflüg. arch. f. d. ges. physiol.* 221, 296 (1929).  
—21) 大槻喬: *電氣回路論* (昭22). —22) *無線工  
學ハンドブック*: (昭29). —23) 本川弘一: *脳波 p.*  
219(昭22). —24) Cole K.S.: *Cold spr. harb.  
Symp. on Quant. Biol.* 8, 110 (1940). —25)  
Hōzawa S.: *Pflüg. arch. f. d. ges. physiol.*  
219, 111 (1928).