

人体 Impedance の臨床的研究 (V)

低周波における人体の電氣的諸特性について

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任 立入弘教授)

助手 山 崎 武

(昭和33年5月18日受付)

目 次

- I. 緒 言
- II. 実験 :
 - (I) 材 料
 - (I) 装 置
 - (II) 方 法
 - (IV) 結 果
 - 1) 電極面積
 - 2) 部 位 差
 - 3) 電極間距離
 - 4) 力 率
 - 5) 印加電圧
 - 6) 通流の影響
- III 考 按
 - (I) 人体回路定数の変動
 - (I) 人体の直流抵抗計算法
 - (II) 人体一外部回路間の電力授受に際しての回路構成
 - (IV) (II)における電力消費状態
 - (V) 電気治療と人体 Impedance
 - (VI) Impedance 整合について
- IV. 総括並びに結言
- V. 文 献

I 緒言

電流が臨床に応用され始めたのは古く Duchenne, Erb, D'arsonval 等にさかのぼり電磁気学の進展と併行しているが、その後も電気工業、技術の発達、更に近代電子管技術の著しい普及は医学においてX線による診断・治療を初めとして Einthoven⁷⁾の心電図, Berger²⁾の脳波, Piperの筋電図, あるいは精神科領域の商用低周波交流ショック治療, 更に Schliephake²³⁾等による超短波

療法など、幾多の新分野を生み出した。低周波電流の領域においても五百住¹¹⁾を中心として従来の古典的な感電治療器や Luduc の装置に代わる電子管装置が創案され、低周波療法の名の下に新しい治療分野を構成するに至った。²⁶⁾他方生体組織の電氣的性質の検討は Dubois⁶⁾, Höber¹⁰⁾等をさがけとし、Cole K.S. 一派がその中核となつて詳細に進められて来た⁸⁾¹³⁾⁹⁾¹⁵⁾¹⁶⁾。しかし1,000 C/S程度までの低周波帯域での人体のそれについて一般的に検討されたものの報告がきわめて少いことはすでに指摘した²⁴⁾とおりである。最近三田一藤巻によつてやゝ大きい一つの電極を用い低周波 Impedance が測定されたこと¹⁴⁾¹⁷⁾、更に長田によつても報告されていることを²²⁾知つた。放射線療法に対する線量分布の問題のように、人体の電氣的特性を知ることは経験に頼る従来の電気治療より前進するために不可欠であると思われ、又心電図・脳波・筋電図等の誘導においてもその信号電力の発生・伝送・消費の状態を正しくとらえるためにはこれがまず問題となる。一般に電流を人体に流し、又はこれを人体から外部回路に向けて流す場合、人体のその電流に対する電氣的性質が明らかでない限り、これについての理論的考察はもちろん、正しい出力又は入力回路を設計することはできない。以上のような考えはすでに Cole K.S.⁵⁾を初めとして、本川¹⁵⁾が脳波の誘導に対して、又その増幅器設計技術者達¹⁾も同様な考えを述べており、人体外部回路がほとんど電子管回路である最近の傾向では当然のことであろう。前報 (III)²⁹⁾に続いて今回は1,000 c/s以下の周波数

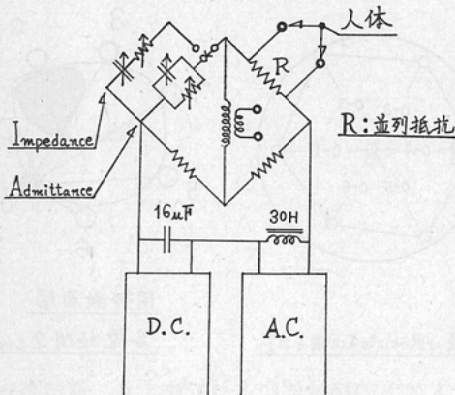
帯域について特にこのような実用的見地から、人体外部回路を設計するための資料として提供しようとするものであり、又低周波 Impedance・Admittance をいろいろの状態て詳しく測定してあるため、これは同時に前報(Ⅲ)の実験事実の詳細報告ともなる。

II 実験

(I) 材料：前報(Ⅱ)と同じである。

(I) 装置：Bridge の電源回路に図(1)のような工作を加えたのは前報(Ⅱ)²⁵⁾のそれと同じである。すなわち Bridge の電源として直流・正弦波交流の両方が同時に任意の電圧比で使用出来るようにした。本装置では直流・交流両電源の結合用濾波回路として20c/s~2,000 c/s の正弦波交流と直流とを分離する目的で16 μ F の油入り Paper condenser と30H の低周波用 Choking coil を使用した。又両電源ともに出力回路は Cathode follower を採っている。直流電源は電池を使用せず、広範囲にわたって任意の出力電圧がえられるように電子管装置とし、又自働電圧安定回路を使用している。図において直流出力電圧と交流 peak 出力電圧の等しい時、Bridge を平衡して測定された人体 Admittance をその周波数をもつ脈流にたいする人体 Admittance と考え

図1 実験装置



る。すなわち測定に用いる交流電圧 V_p と同じ直流電圧 V を同時に印加しながら測定された交流 Admittance をもってその周波数の脈流に対する人体 Admittance を定義しており、これは任意

の電圧比の場合にも同様適用される。直流電源だけを使用すれば Wheatstone Bridge となり、交流電源だけを使用すれば前報(Ⅲ)と同じ Bridge となる。

(Ⅲ) 方法：前報(Ⅲ)とほぼ同じであるが

印加電圧：DC 0~20 V

AC 0~40Vp

電極：同直径の平滑銀円板2枚

周波数：0, 20c/s~20,000 c/s

実験時期：9月, 10月, 11月,

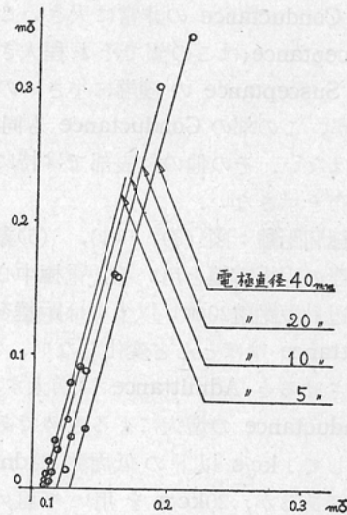
(Ⅳ) 結果

1) 電極面積：図(2)参照

電極面積の小さい程 Conductance は小さく、又 Susceptance も小さい。面積が小さいと明瞭でないが、直径20mm以上になると電極面積と Susceptance とは正比例する傾向を示す。

図2 電極面積による Admittance 軌跡の変化

測定部位；大腿内側，
測定周波数；50~1000c/s，
印加電圧；1 Vp，
並列抵抗；9.4 K Ω ，
電極中心間距離；100mm



2) 部位差：表(1)参照

一般に軌跡は円弧の一部として、又近似的には直線となるため前報(Ⅲ)において示した回路定数 a, b, c, d, C のうち、Cを含む3つの数値によつて人体 Admittance は決定される。従つて部

表1 Admittance の部位差

印加電圧; 1 Vp, 並列抵抗; 53K Ω ,
電極; 20mm直径, 気温; 17~23°C

	500c/s における Su-sceptance	同 Conductance	位相角	被検者	
足背部	0.068m Ω	0.031m Ω	80°	A	
下腿外側	0.089	0.043	78		
額部	0.113	0.101	76		
下腿内側	0.103	0.054	75		
頰部	0.104	0.064	75		
Tibia-kante	0.105	0.053	75		
臀部	0.094	0.056	77		
前頭部	0.085	0.045	78		
足底部	0.040	0.032	78		
Patella上下			78		
足底部	0.041	0.035	81		B
前腕内側	0.058	0.031	80		

位差を示す場合も3つの数値が必要なために、ある周波数に対する Conductance, Susceptance 及びこの軌跡の位相角の三数値を用いて比較した。部位差は大きい。Admittance の絶対値としては体表面各部の中で額部が最も大きい。これは主としてその Conductance の非常に大きいことによるが Susceptance はこの部でそれ程大きくはない。逆に Susceptance の極端に小さいのは足底部であるが、この部の Conductance も同様それ程小さくはない。その他の体表面部では特に著明な数値の分布を示さない。

3) 電極間距離: 図(3), (4), (5)参照

20mm直径の円板電極を用いると電極中心間距離40mm(周辺最短距離20mm)以上では距離を変えても Admittance はほとんど変化しない。これよりも接近させると Admittance は増大する。これは Conductance の増大によるものである。以上は主として1kc/s以下の低周波 Admittance についてであるが、20kc/sを用いて直列等価表示(Cole)³⁾をすれば Impedance は変化し、電極間距離を大きくすれば Resistance は増大し、又この増大は骨又は関節部において特に著しいように見える。これらの事実は、人体 Impedance 又は Admittance が低い周波数帯ではおもに電

図3 電極間距離による Admittance 軌跡の変化

測定部位; 下腿内側,
測定周波数; 50~1000c/s,
印加電圧; 0.5 Vp,
並列抵抗; 53K Ω ,
電極; 20mm直径

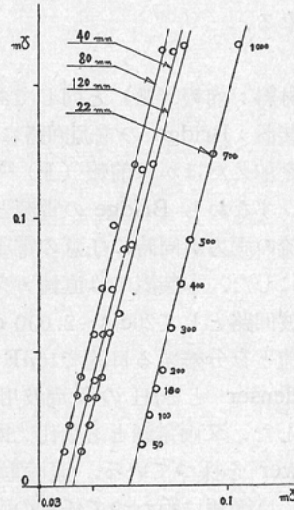
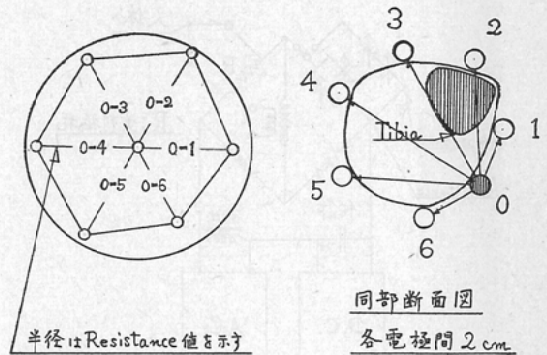


図4 電極間距離による Resistance の変化 (I)

測定周波数; 20kc/s,
印加電圧; 0.5Vp,
電極; 20mm直径,

測定部位と方法; 断面図に示すとおり右下腿中央部において、環状に7枚の電極をおき、電極番号0-1, 0-2, 0-3... 0-6, 間の Impedance を測定する



極と人体との接触部によって決まり、逆に高い周波数帯ではおもに両電極間部(続報)によって決まることを示している。

4) 力率:

表(1)に見られるように人体回路に含まれる容

図5 電極間距離による Resistance の変化 (I)
 測定周波数; 20kc/s,
 印加電圧; 0.5Vp,
 電極; 20mm直径,
 測定部位と方法; 右下腿 Malleolus lat. 直
 上部を起点とし左下肢外側縁にそい, 5
 cmあて電極間距離を増大してを Impedance
 測定しながら左下肢にいたる.

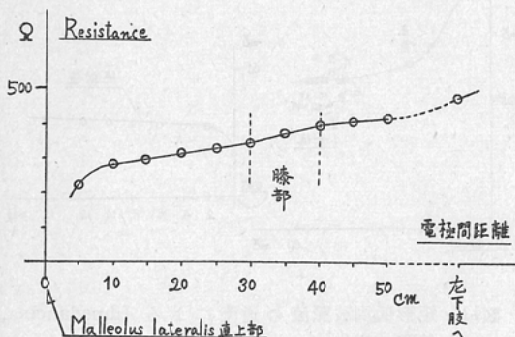
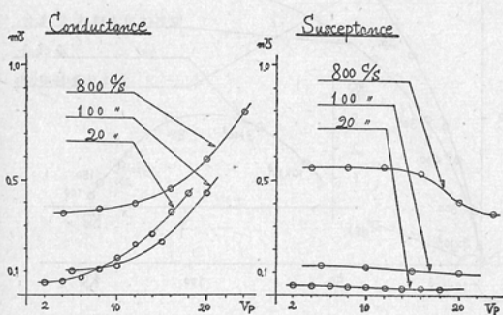


図6 印加電圧を高めた時の Admittance の変化
 測定部位; 下腿外側,
 測定周波数; 20c/s, 100c/s, 800c/s,
 印加電圧; 2~24Vp,
 測定方法; 電圧印加1分後の測定値
 電極; 50mm直径



量が示す損失角は電極面積, 電極間距離, 周波数
 によつてほとんど影響されない. 又部位差, 個体
 差も非常に少ない. その数値は平均して12~13°, 人
 体蓄電器の力率として表わせれば20~25%となる.
 このように力率が非常に安定しているため人体蓄
 電器を定損失蓄電器と考えるのであるが, その容
 量は周波数とともに変動し, 又損失抵抗は周波数
 に逆比例しない. なおこのように大きい力率は分
 極容量²⁸⁾や Plastics²²⁾ から成るある種の誘電体
 以外にはほとんど見られない.

図7 印加電圧を高めた時の Impedance の変化
 測定部位; 下腿外側,
 印加電圧; 3~30, Vp,
 測定周波数; 800, c/s,
 測定方法; 電圧印加30秒後の測定値

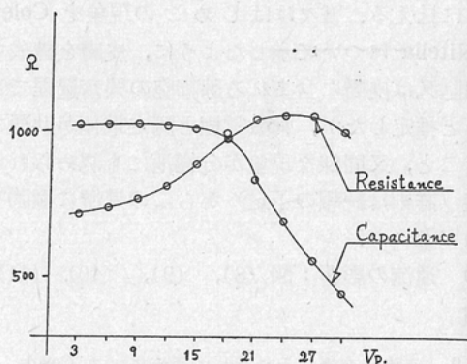
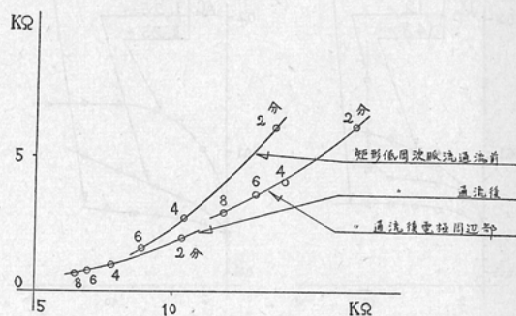


図8 印加電圧を高めた時の Impedance の時間
 的变化, および矩形低周波脈流通過前後の
 時間的变化
 測定周波数; 200c/s,
 測定部位; 下腿内側,
 電極; 20mm直径,
 印加電圧; 20Vp,



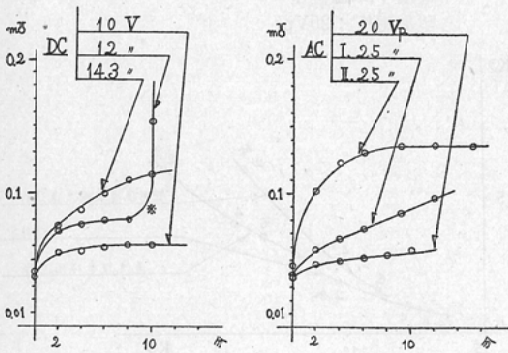
5) 印加電圧: 図(6), (7), (8)参照

一般に両電極間に印加された電圧が 1 Vp 以下
 のときは測定中に急激に値が変動することはほと
 んどない. 数 Vp になると測定中に漸次 Admittance
 は増大してゆく. 10Vp を超えると瞬間
 的に著しく増大する. 又これは Susceptance の
 わずかの減少をともなつた Conductance の著明
 な増大として測定される. 図に示すとおり, その
 時間的経過は電圧印加直後に最大で, 漸次この変
 動は小さくなり一定値に近づくように見える. 上
 に記したとおり逆に Impedance の形で測定する

と Resistance も Capacitance も変動し、ある場合は増大し、ある場合は減少する。又この変動にともなつて皮膚に電流感覚が著明で、Admittance 変動の大小とこの感覚の強弱とは相ともなうように見える。吾々ははじめこの現象を Cole⁴⁾ が Nitella について示したように、皮膚を構成する細胞又は皮膚に含まれる腺細胞の興奮過程であろうと推定したが、刺激電極と測定電極が共通であること、又同様な現象が分極池にも認められる事実(詳細は続報の予定)からこの見解に疑問をもつに至つた。

6) 電流の影響: 図(8), (9), (10), (11), 参照

図9 直流, 交流, それぞれの電流による Conductance の時間的変化の比較
測定周波数; 300c/s,
測定部位; 下腿部,
測定時間; 電圧印加後 2~16分,
印加電圧; DC: 10~14.3V
AC: 20~25Vp,



正弦低周波交流を電流することによつて人体 Admittance がどうかかわるかについては、上記5)の印加電圧を高めた場合の実験結果がそのまま電流中の変動を示すことになる。印加電圧を取り去ればまもなく電流前の値にもどつてゆく。この復帰の速さは交流を電流した場合のほうが直流の場合より大きい。矩形低周波脈流を電流した直後においても同様に電流部位の Impedance は非常に小さくなる。電極の附近の部分では逆にわずかに大きくなるようである。次にその電流中における人体 Admittance の変動を測定する目的で上

図10 直流の電流による Admittance の変化
測定周波数; 300c/p,
測定のための印加電圧; 0.5Vp,
直流印加電圧; 10V,
電極: 20mm直径,
並列抵抗; 53K Ω ,
測定部位; 下腿外側

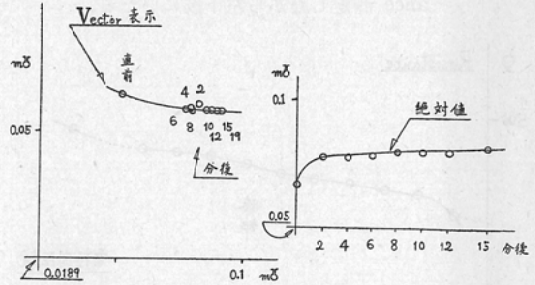
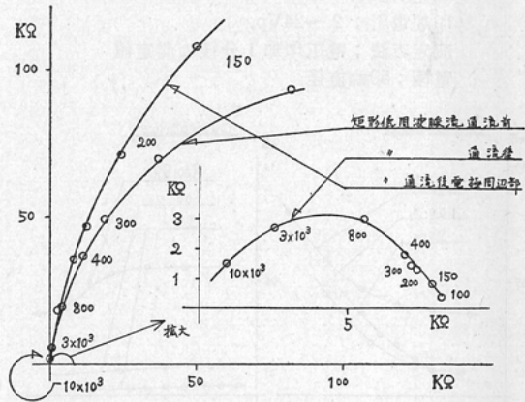


図11 矩形低周波脈流の電流による Impedance 軌跡の変化
測定部位; 下腿内側,
電極; 20mm直径,
印加電圧; 5Vp,



記の特殊な Bridge を利用する。すなわち任意の直流電圧を印加しながら同時に 1Vp 以下の低い交流電圧を印加して測定した場合と、5)の任意の交流電圧だけを印加しながら測定した場合とを比較すれば、直流、交流、それぞれの電流がいかにか異つた影響を人体 Admittance に及ぼすかが明らかとなり、又その中間形態として、任意の電圧比の脈流の電流が及ぼす影響について指示を与えることになる。次のような結果が得られた。図(9)がこれを明瞭に示している。

(1). 直流, 交流ともに高い印加電圧のもとに (人体が持続電流感覚として堪える範囲内である) 変動する人体 Admittance の時間的経過にはこの両者間で著明な差はない.

(2) 交流を用いて直流とほぼ同じ Admittance 変動を起させるには後者の2倍近くの peak 電圧を印加する必要がある.

(3) 直流電圧を印加しながら交流 Admittance の変動を追う場合には, その時間的経過中で図※に示すとおり Conductance が時々急にそして又不連続的に増大することがある. この現象は不規則に起るためまもなくこれを知らることができない. しかしこの時電流感覚は急激に強くなり, 堪えられない感じをとる. この感覚は低周波治療中に見られる, いわゆる電流火傷の時のそれに良く似ている. 又動物を用いた野口¹⁹⁾の電流火傷実験に際して著者がこの火傷部の低周波 Admittance を測定した結果でも Conductance が非常に大きい. 又この Admittance の変動経過の異常現象はいつたん印加電圧を取り去ると消失し, 引き続いて第2回目の測定を行つても又起るとは限らない. 以上の諸事実から吾々はこの異常現象を皮膚蓄電器の絶縁破壊 (仮称) と考え, この状態は電流火傷, すなわち皮膚蓄電器の短絡 (仮称) に移行する過程であろうと推定している. 4), 6), の結果から皮膚蓄電器は一電解蓄電器—に似た性質をもつものと考えられる. 交流電圧だけを印加した場合には数多くの実験を行つたけれどもこのような現象は見つけられておらず, 又この場合の電流感覚は (主観的であるが) 直流の場合にくらべてより安定で通流中の変化は少い.

III 考按

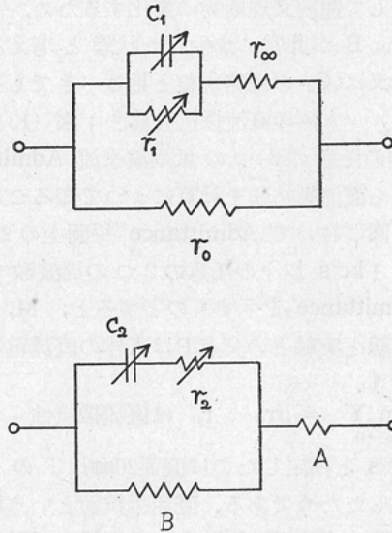
(I) 人体回路定数の変動: 図 (12) 参照

以上の実験結果を人体の等価回路について, その回路要素の数値の変化として考えて見よう.

a) 電極面積は C_1, r_1, r_0 のすべてに影響し, 又 C_1, r_1 は電極面積だけで決定されるように見える.

b) 部位差は C_1, r_1, r_0 のすべてに影響する. Susceptance と Conductance とがともなつ

図12 人体の等価回路2型

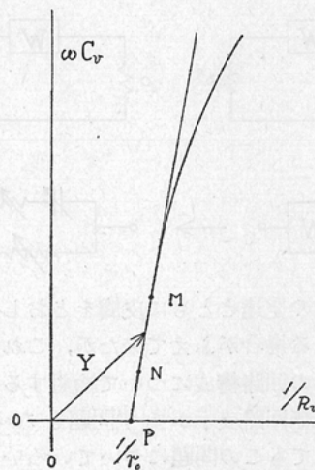


て変化しないことは C_1, r_1 と r_0 とが無関係であることを示している.

c) 電極間距離が C_1, r_1, r_0 にほとんど無関係であつて A, r_2 だけに影響していることは A が r_0 に対応するものであることを意味し, 又体表面に沿うては電流がほとんど流れないということをも意味している.

d) 印加電圧を高めた場合は r_0, B が減少するものと見られ, r_0, C_1, C_2, r_1, r_2 はほとんど変化しないものと考えられる.

図13 人体が示す Admittance 軌跡の模型



e) r_0, B は非常に不安定で、可逆性があり、そして連続又規則的に変化するため、電流火傷は r_0, B が非常に減少した状態と考えるよりも C_1 又は C_2 の短絡現象と見るべきであろう。

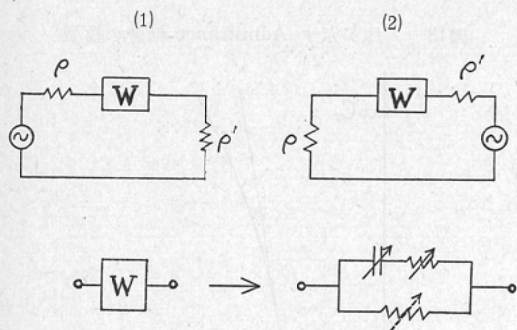
(II) 人体の直流抵抗計算法：図(13)参照
 人体の任意の2つの低周波交流 Admittance の値から直流抵抗値を計算によって知ることができる。図において Admittance 平面上の2点M, Nが、1 kc/s 以下の任意の2つの周波数での人体 Admittance を示すものとする、M, Nを通る直線と実軸との交点Pは人体の直流電気伝導度を示す。

$$\lim_{\omega \rightarrow 0} Y = 1/r_0 \quad r_0 \text{ は直流抵抗値}$$

1 kc/s と指定したのは直径20mm以下の小電極を使用したためである。直流抵抗値という概念は人体回路の直流過渡現象という複雑な領域に含まれるために不明瞭であるが、このような交流 Admittance の極限值としての直流抵抗の概念は Impedance理論と過渡現象理論とをむすびつけるものとして重要と考える。又これは周波数 Impedance 軌跡を用いてはほとんど不可能なことでもある。

(III) 人体一外部回路間の電力授受に際しての回路構成²¹⁾¹⁸⁾：図(14)参照

図14 人体一外部回路間の電力授受に対する等価回路



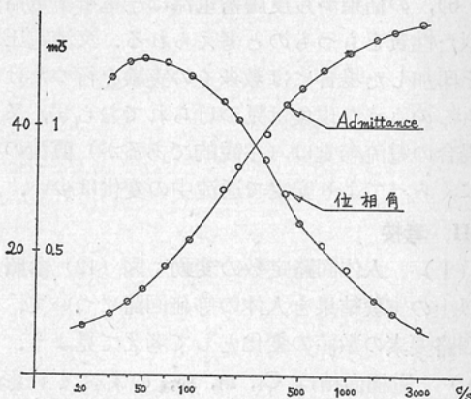
電気産業の発達とともに皮膚をとおして電力授受の行われる場合がふえて来たが、これを一般的に扱ってその回路構成について検討するためには人体側の等価回路表示がまず問題となる。前報(III)においてもこの問題についていろいろ検討を

加えたが、以下では Cole の等価回路が人体に対して完全に適用できるものとする。この場合人体との電力授受に対する等価回路は簡単に図のようになる。(1)は体外部から内部へ向けて電力を供給する場合であつて、電気災害、電気治療、電気診断、電気麻酔などがこれに当る。(2)では逆に人体内部に発生した電力を体外部に取り出すことになる。たとえば心電図、脳波、筋電図などの誘導がこれに相当する。図においてWは皮膚 Impedance であつて、皮膚の容量、その損失抵抗、その短絡抵抗、の3つの回路要素から成る定数可変の2端子(仮定)回路である。(1)において ρ は外部電源の出力 Impedance であり、 ρ' は負荷 Impedance としての内部組織の抵抗である。(2)においては ρ は逆に体外部の負荷 Impedance であつて増幅器の入力 Impedance などがこれに相当する。又 ρ' は体内電源の出力 Impedance であつて内部組織の抵抗と考えられよう。 ρ は一般には Impedance であるが低周波においては純抵抗として扱つてもよいと考えられる。

(IV) (III)における電力消費状態²¹⁾¹⁸⁾：

人体 Impedance 又は Admittance はその軌跡から図(15)のようなS字型の周波数特性をもつことがわかる。この変曲点は Cole³⁾ のいう一

図15 人体回路の周波数特性



特性周波数一であつてこゝで Reactance 又は Susceptance は最も大きくなり、これよりやゝ高いか又はやゝ低い周波数においては人体回路の位相角は最大となるから、ここで人体が消費する有

効電力もまた最小となる。その最大となるのは可聴周波帯においては直流である。その最小値は主として ρ' に関係し20~25%以上になることはない。この周波数は電極面積をはじめ、種々の測定条件によつて変化する。次に上記(1)、(2)において負荷に最大電力が供給されるためには

$$(1) \quad \rho' = \rho + W$$

$$(2) \quad \rho = \rho' + W$$

であることが必要であつて、これもまた電極面積その他の諸条件により変化する。(2)においては ρ を可成り自由に取ることができ、又 ρ' は一般に小さいからこの条件を満足することは容易である。更に電圧だけを外部にとり出す場合には、 ρ が W より充分大であればよいから非常に簡単である。しかし(1)の場合は一般に ρ が非常に小さいために ρ 、 W の両方とも充分小さくする必要がある。 W を小さくするには上記の実験結果から明らかのように、電極面積を大きくし、印加電圧を高くし、更に通流の影響による B の減少(上記6))を利用すればよい。又これらの W を小さくするための諸因子は一般に W の実数分だけに関係し、 W における電力消費の減少は有効分の減少であることも注意すべきであると考えられる。 ρ を小さくする問題についてはあとでべる。次に皮膚を含めて人体全部を一つの負荷と見た場合、この条件は上記(2)式がそのまま電源を負荷側にうつて適用できる。この場合も ρ 、 W を小さくする程負荷に供給される電力は大きくなる。

(V) 電気治療と人体 Impedance:

ここで電気治療、特に低周波療法について考えて見ると

a) 上記人体 Impedance 又は Admittance の周波数特性が示すように同一電圧が印加された状態では周波数が高い程人体の消費電力は大きい。

b) 低周波帯域では同一の Volt-ampere(態)同一の印加電圧の下に同一の電流が流れている状態では内部組織において消費されつつある有効電力は直流の場合が最も大きい。

c) 皮膚における電力損失を減少させる因子

としての、印加電圧、電流は直流の場合のほうが低周波交流よりも有効である。

d) 治療に利用される範囲の電圧を印加することによつて、直流では時々回路要素の破壊がおこるが低周波交流ではこれがほとんど見られない。

低周波療法に用いられる低周直角脈波電流はこのように低周波より高周波にわたる数多くの正弦波交流分と直流分とから成るものとして扱うほうが、直流を時間的に断続するという考え方よりも便利であつて、いわゆる初期のとかりのような直流過渡現象も交流 Bridge を用いて定常状態のもとに検討すべきものと考えられる。

(VI) Impedance 整合について²⁷⁾:

電力を人体に供給する場合には常に人体 Impedance との整合が行われねばならないということは早くから五百住によつて主張されてきたが、これは逆に人体から外部に電力を取り出す上記(2)に対しても当然適用できる。ここでいう整合とは供給電力が最大になるような整合である。最近盛んに利用されている電子管回路における Cathode follower 方式では出力 Impedance を充分小さい値にすることができるために、負荷である人体の Impedance が変動して非常に小さくなつても良く整合し、又周波数特性も良好である。Plate 出力方式を用いたのではこれは実際上非常にむずかしいことで、五百住¹²⁾が低周波治療器にこの方式を採用したのは卓見と考えられる。

IV 総括ならびに結言

1) 低周波帯域において種々の条件のもとに人体 Impedance および Admittance を測定し、更にこれを回路理論的に検討した結果、人体は抵抗、容量だけから成り立つ非線型2端子回路であることを認めた。

2) 人体の直流抵抗値は交流 Admittance の極限値の逆数として交流測定によつても求められる。

3) 人体を種々の電気回路と結合させた状態において、電気治療を中心とするこの両者間の電力授受について考察を加えた。

4) 人体に電力を供給する場合 Impedance 整

合のために、整合回路として Cathode follower を用いるべきであるという五百住の主張を、人体の電気的性質を検討して再確認した。

(本論文の一部は共同研究者重松康助手とともに文部省科学試験研究、年次報告集(1), 1953, において発表した。最後に恩師西岡時雄前教授ならびに立入弘教授を初め教室の諸先生方の愛情にみちた御指導に深い感謝の意をあらわすとともに特に重松康先生の終始かわらぬ御援助に厚く御礼を申し上げて稿を終える)。

文 献

- 1) 阿部善右衛門：臨床電気生理学, XII, 309(1955).
- 2) Berger H.: I. Arch. f. psychiat. u. Nervenk., 87 : 527, (1929). — 3) Cole K.S.: J. gen. physiol., 15 : 6, 641 (1932). — 4) Cole K.S. & H.J. Curtis: J. gen. Physiol., 22 : 37 (1939). — 5) Cole K.S. & H.J. Curtis: Electrical resistance & Impedance of cells & tissues, Medical physics by O. Glasser, 344, (1947). — 6) Dubois M.: Zentralb. f. Physiol., 726, (1898). — 7) Einthoven W.: Pflüg. arch. f. d. ges. physiol., 60 : 101, (1895). — 8) Gildemeister M.: Pflüg. arch. f. d. ges. Physiol., 219 : 89, (1928). — 9) Hōzawa S.: Zeitschrift f. biol., 92 : 209, (1932). — 10) Höber R.: Pflüg. arch. f. d. ges. Physiol.,

- 133, (1910). — 11) 五百住明：阪医誌, 4 : 6, (1950). — 12) 五百住明：日本特許, 第199474号. — 13) Lüllies H.: Pflüg. arch. f. d. ges. Physiol., 221 : 216, (1929). — 14) 三田, 藤巻：岩手医学雑誌, 4 : 169, (1953). 日本生理誌, 14 : (4), 210, (1952). — 15) 本川弘一：脳波, 206, (1947). — 16) Motekawa K. & K. Iwama: Tōhoku J. d. Exp. Med., 49 : 89 (1947). — 17) 本川弘一：電気的実験法, 364, (1955). — 18) 無線工学ハンドブック, (1954). — 19) Noguchi T.: Effect of low frequency current on the cutaneous tissues, Modern Electrotherapy by M. Suzuki, 99 (1956). — 20) 鳳誠三郎：電気材料, 208, (1952). — 21) 大槻喬：電気回路論, (1947). — 22) 長田泰公：国立公衆衛生院報, 2, 1, 5, (1952). — 23) Schliephake E.: Klin. Woch., 7 : 1600, (1928). Klin. Woch., 9 : 2333, (1930). — 24) Shigematsu Y. & T. Yamazaki: Admittance in human body & Theory of Homma's balancing network method, Modern Electrotherapy by M. Suzuki, 40, (1956). — 25) 重松康：日本医放誌, 16 : (12), 7, (1957). — 26) 鈴木正夫：電気治療, (1956). — 27) Terman F.E.: Radioengineering, 溝上銚訳, (1947). — 28) 山口, 室戸：化学実験学Ⅱ, 436, (1941). — 29) 山崎武：日本医放誌, 16 : (12), 19, (1957). — 30) 山崎, 重松, 今村：低周波医学, 1 : (1), 47, (1957).

Experimental studies of human impedance for clinical application

E) Some electrical properties of normal human body in the low frequent clinical zone

By

Takeshi Yamazaki

From the Department of Radiology, Faculty of Medicine, Osaka University

(Director: Prof. H. Tachiiri)

Serial reports are composed by this paper with the previous two—(A) Introduction : (C) The frequency admittance loci of human body in the low frequency zone (Nippon acta radiol. Vol. 16, 12, 1119, 1137)—

The latter two treat human body purely in the view of circuit theory, but in the former the details of experimental facts are reported chiefly, in order to offer the practical basis of the latter two, and those are also circuit-theoretically arranged for the purpose of clinical application. On the other hand, these reports correspond to some parts of our co-operative studies concerning to the low frequency electro-therapy, led by both T. Takekoshi and A. Iozumi.

Through the minute and extensive measuring of the electrical impedance and admittance

of human body in the low frequency zone and its circuit-theoretical examination, the writer concluded as follows:

1) To human body may also be applied the electrical circuit-theory, as if human body is a sort of non-linear biterminal net work composed only of resistances and capacitances.

2) Electrical resistance value of human body to the direct current may be circulated by the electrical admittance value in the low frequency zone as a reciprocal of its limiting value in the zero frequency.

3) The following opinion of A. Iozumi on the current flowing to human body is reconfirmed circuit-theoretically, that is, in case of providing electrical power to human body from electron tubes, the cathode follower should be used as its matching circuit for the purpose of impedance matching.