

Title	低周波電流の医学的応用
Author(s)	宮田, 和雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1959, 19(6), p. 1144-1158
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19529
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

低周波電流の医学的応用

大阪大学医学部放射線医学教室 (主任 立入弘教授)

宮田 和雄

(昭和34年6月13日受付)

目 次

- I 緒言
- II 実験方法
- III 基礎実験
 - 1) 衝撃比の問題
 - 2) 通流強度及び通流時間の影響について
 - 3) 出力内部 Impedance 及び負荷 Impedance の問題
 - A 計算に於ける仮定
 - B 計算法
 - C 考察
- IV 実験結果及考察
 - 実験 1
 - 実験 2
 - 実験 3
 - 実験 4
 - 実験 5
 - 実験 6
 - 実験 7
- V 総括ならびに結言
- VI 文献

I 緒 論

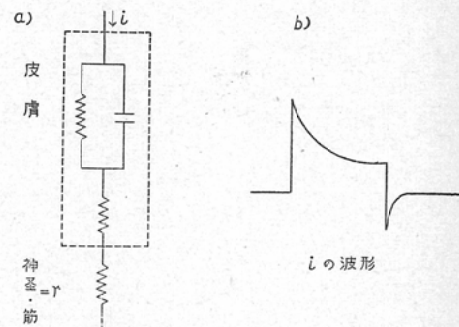
神経筋に対する電気通流の生理学的作用については、Pflüger (1859)²⁵⁾以来多くの学者による一連の研究によつてその本態も明らかになつて来た⁵⁾⁸⁾¹⁸⁾。近來、通流電極下においては分極作用の外に限界膜の透過性の変化を来し、長時間または強い通流に際して、従来の電気緊張と全く逆の変化を示すことが確められた一鈴木 (1955)²⁶⁾²⁷⁾²⁸⁾。このようにして神経、筋の電気通流に対する態度は、あらゆる要素について詳細な理論体系が整つた観がある。

しかしながら以上の成果は、あくまで神経筋僅

本に於ける結果であつて、実際の臨床面に於てこれらの理論を正しく適用するためにはなお幾多の問題が残されている。

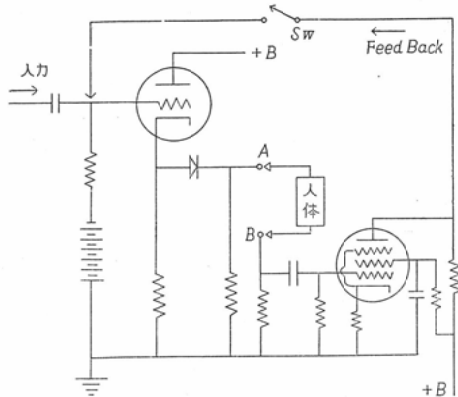
皮膚の示す電気特性、(分極作用)⁹⁾は従来の経皮的電気通流による測定方法をきわめて不適当なものとしている。即ち皮膚のもつ電氣的等価回路は第1図aに示すようなものと考えられている。身体内部に存在する神経、筋は一つの無誘導低抵抗と考えられ、皮膚の示す Impedance に対して非常に低いものとされている。このような回路に直角電圧を印加する場合、当然過渡現象が起つて通流電流 i は第1図bに示すような初期充

第 1 図

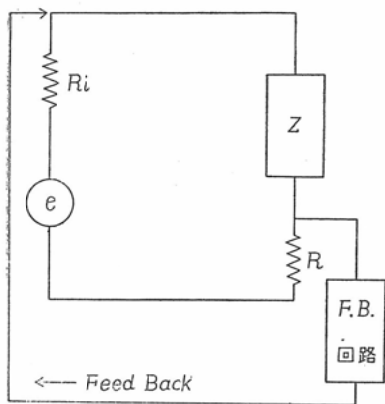


電及び後期放電パルスをもつた波形となる。臨床的に電気生理学を正しく適用するためには、皮膚下の神経、筋に正確な直角な電流(または電圧)を与えることが必要であつて、上記のような歪んだ通流波形でもつて神経、筋の閾値等を論じても、あまり意味がないように思われる。ところで通流波形を正確に直角にするためには、皮膚の呈する過渡現象を平衡させればよい。このような考えから本間 (1952)¹⁰⁾¹¹⁾は平衡回路法を發表し、

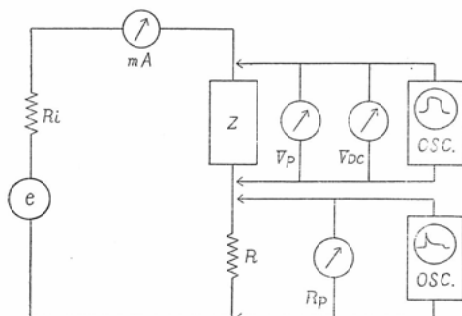
第 2 図



第 3 図



第 4 図



縮度を測定し、Negative feed back を附加しない従来の測定との比較を試みて、経皮的通流に対する正常神経、筋の態度について二三の知見を得たので発表する。

また一方治療器から電力を人体に輸送するという考えから、導子より見た出力段 (Output circuit) の内部 Impedance と負荷である人体皮膚の Impedance 整合という問題は、治療器を能率よく働かせるという意味ばかりでなく、測定の誤差を少なくするという意味に於ても重要な条件であつて、従来この種の測定に於て測定器の内部 Impedance とか、波形の精度というものが看過されている状態であるので、この問題についても合せて考察した。

II 実験方法

実験に使用した装置の出力回路を第2図に示す第3図はその等価回路である。

AB端子より導子で人体を接続する。Zは人体 Impedance を示す。SWは Negative feed back 回路の開閉スイッチで、なお発振部には衝撃比の調整装置を附加した。

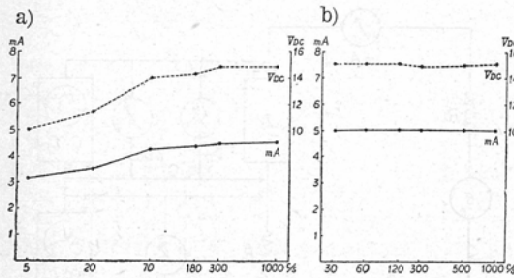
実験材料としては十数名の成人男子 (20才~50才) の正常腓骨神経を用いた。治療導子 (φ2 cm) を腓骨神経幹に固定し、不関導子 (10×15cm) を反対側の下腿背部に置いた。

通電は陰極で、繰返し周波数30c/s, 60c/s, 120 c/s, 200c/s, 500c/s, 700c/s, 1000c/s, 衝撃比1/2とした。

皮下神経、筋の閾値測定等に幾多の成果をあげている。6)12)17)30)31)しかしこれらも長時間またはより強い電流を通流するような治療の見地よりすれば、高抵抗が介在するための電力損失、電源内部 Impedance が高いこと、あるいは皮膚の経時的 Impedance (分極作用) の変化に追隨出来ない等のうらみがある。そこで私達の教室に於て先に Feed back 方式を取入れた波形修正装置を発表した¹⁵⁾。

この装置によれば通流時間及び通流量による皮膚 Impedance の時々刻々の変化に対して、自動的に通流波形を修正して、いかなる瞬間でも正確に直角電流を流し得ることが出来た。本装置を使用して連続パルスによる正常人の神経、筋の強

第5図 抵抗 3 KΩ 負荷 端子電圧 Ep 30 V一定



教室の野口氏法²⁴⁾に従つて、趾の根部に 600 g の負荷をかけ同一程度の強縮（最大強縮に近い）を示すに要する電圧，電流値を測定した。

強縮の示標としては Kymographion によつた。

第4図に測定装置の Block diagram を示す。

Zにかゝる印加電圧は Peak 値 (Vp), 及び平均電圧値 (VDC) を測定し，通流電流は平均電流値 (mA), 及びR両端の電圧を Peak 値 (Rp) で読んだ。

同時に Braun 管 Oscillograph に電圧電流波形を同期させて，観測並びに撮影を行い測定の正確を期した。測定時間は一回15秒以内に終了するようにした。

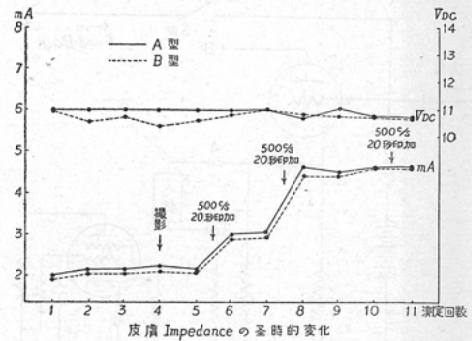
III 基礎実験

1) 衝撃比 (Duty cycle) の問題

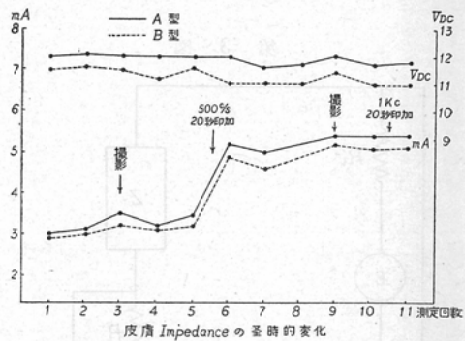
従来この種の実験に於て，使用する装置の信頼度が看過されている弊がある。実験に使用した装置は発振部が陰極結合型マルチバイブレーターであるので，電圧変動による繰返し周波数の変動とか，結合コンデンサーの切換による衝撃比の変動は充分注意を要する点である。特に衝撃比の変動は測定値に重大な誤差を生ずる。これはまた後段の電圧増中部の時定数の不適当な場合にも大きく変動する。私は発振部の一方の真空管の内部抵抗を変化させて，常に衝撃比1/2になるように調整した。

第5図は負荷として 3 KΩ の無誘導抵抗をつなぎ，端子電圧の Peak 値30 V一定にして平均電流値 mA, 及び端子平均電圧 VDC を測定した

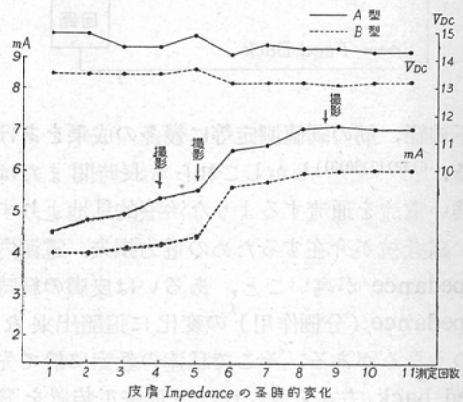
第6図 (a) 30c/s Vp20 V一定



(b) 120c/s Vp20 V一定

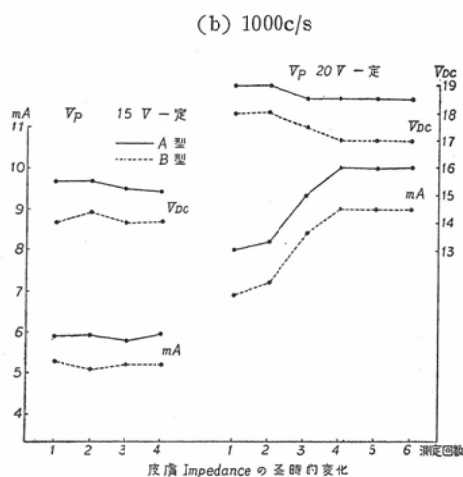


(c) 500c/s Vp 20 V一定



ものである。実線は mA を，点線は VDC を示す。全周波数帯にわたつて衝撃比が等しい場合には，グラフは平坦でなければならない。

a 図は平和電子製作所製 503S 型について測定したものである。これで見ると周波数の低い部分に於て，衝撃比は小さくなつていことが分る。



同図の b は本実験のため研究室に於て試作した装置の測定結果を示す。全周波数にわたつて平坦である。写真 I は試作器の波形を示すもので、Braun 管 Oscillograph の輝度変調に基本周波数の数倍の正弦波をいれて観測した。各周波数に於て完全に衝撃比が $1/2$ となつてゐることがわかる。

2) 通流強度及び通流時間の影響について

実際の治療条件における測定であるから、長時間あるいは強電流を通流する場合におこる第三作用(鈴木)、神経の accommodation, あるいは皮膚の Impedance (分極作用) の変化等が問題となつて来る。こゝで重要なのは皮膚の Impedance の変化である。皮膚の Impedance については近時数多の研究発表が数えられるが、¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁷⁾⁹⁾²⁰⁾²³⁾²⁹⁾³²⁾³³⁾ 何れも微小電圧、微小電極により生理学的要素を出来るだけ除外した条件での測定であつて、換言すれば、皮膚の Impedance を線形回路として論じようとする点にある。しかしながら実際の臨床に当つては、その非線形回路であるところが重要であるし、またそれを除外して測定し得ないのである。

第6図に皮膚の Impedance の変化に対する結果を示す。図の上のグラフは平均電圧 V_{dc} を示し、下のそれは平均電流 mA を示す。実線は Negative feed back をほどこさない従来の装置での結果であつて、点線は Negative feed ba-

ck をほどこした装置による結果を示す。足の背屈を十分に起し得る電圧として導子間 Peak 電圧 V_p を $20V$ 一定にして測定した。繰返し周波数は $30c/s, 120c/s, 500c/s, 1000c/s$ とし、測定時間は 15 秒前後、休止時間は 5 分とした。

第6図 a, b は $30c/s$ 及び $120c/s$ による測定結果であつて、 5 秒間の通流及び 5 分の休止時間の繰返しに於ては殆んど皮膚 Impedance の変化は認められない。図には第5回迄しか示していないが、長時間に於ても同様である。但し測定時間の延長 1 分位(波形撮影のため、矢印)で、幾分電流値上昇するが、 5 分の休止時間後には再び元の電流値に戻る。次に矢印に示すように $500c/s \sim 1000c/s$ $V_p 20V$ で 20 秒間印加する。これはこのあたりの周波数で通流量が多く、且つ強くかゝるためである。再び元の周波数にかへして測定すると、著明な電流値の増加を示す。 $30c/s$ に於てはこの状態でまた一つの定常状態を保つが、更に強電流の印加を行つるとまた著明な電流増加を示し、もはやこの周波数のみの電流で耐え得る最大の強さに感じ、その後は波形撮影のため長時間かけても、あるいはなお一度 $500c/s$ の通流を行つても、これ以上の電流量の増加はなく、一応最低の Impedance を示す定常状態といえる時期になる。

$120c/s$ に於ては強電流による効果は一回で現われ、速かに最低 Impedance を示す定常状態となる。 $500c/s$ (第6図 c) の場合には、測定時間に於ても電流値は漸増し、波形撮影等の長時間の印加に於ては著明に電流は増加する。

最低 Impedance に達する迄の階段状の定常状態は認められない。 $1000c/s$ (第6図 d) になるとこの傾向は更に強く、最低 Impedance に達する迄の時間が速かである。ところが $V_p 15V$ へ行つと電流量は少なくて、このような著明な電流増加は認められず、定常状態がかなり続く。

なお各周波数共第1回の測定時に電流値が非常に少い場合がある。特に繰返し周波数の低い場合は著しいが、これは皮膚と電極間の接觸状態、即ち皮膚の湿潤の程度が一定しないためであると考

えられる。

皮膚の Impedance が一旦最低の状態になると、同一印加電圧で繰返し周波数を切換えても、また20分～30分の休止時間後再び測定しても各周波数に対する最終値には変化がない。即ち皮膚の Impedance に変化がないことがわかった。

以上の結果より皮膚の Impedance の変化は、通流電流の強度によつて著しい影響を受けることがわかる。そして繰返し周波数の高い程その影響は顕著であり、一旦最低の Impedance になると、そのまゝの定常状態を示し、測定時間の延長に於ても Impedance は変化しないことを知る。最低の Impedance を示す迄の強い通流（これは繰返し周波数が低い場合には同じ通流量でも高い場合より強く感じる）に於ては、周波数に関係なく種々の定常状態があることがわかる。

本実験に於ては以上の結果より、導子を固定してから15分間位の間に 200c/s～500c/s にて充分強い通流を2～3回印加することにより、皮膚の Impedance を最低の定常状態においてから測定した。

3) 出力内部 Impedance 及び負荷 Impedance の問題¹³⁾¹⁴⁾²¹⁾²²⁾

内部 Impedance と負荷 Impedance の整合という問題は緒言にも云つたように、測定の精度を期する上にも重要なことである。

実際の治療条件に於て、負荷である人体の Impedance は皮膚のもつ Impedance と見なし得る。

内部 Impedance は負荷に対して充分低いことが要求される。

出力回路は Cathode Follower を使用しているので、一般的には数百Ωの次序であつて、負荷に対して充分低いと考えられている。しかし人体 Impedance がかなり低い次序の場合には、当然内部 Impedance に大きな影響があらわれてくる。

試験装置は出力管 6L6 を使用し、計算上

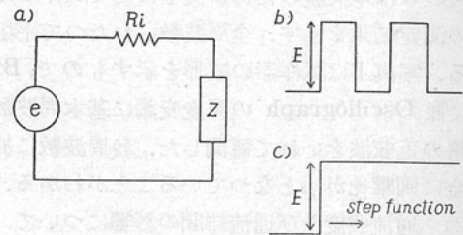
$$Y = \frac{1}{Z_K} + j\omega C_{PK} + gm + \frac{1}{r_p} \div 1/200\Omega$$

実測値は負荷 Impedance の状態により変るが、150Ω～400Ωであつた。次に内部 Impedance を含めた人体皮膚 Impedance を実際の通流波形から計算によつて求めてみた。皮膚 Impedance は導子の大きさ、接着状態、個人差、部位差により変化するが、私は本実験に於ける一例によつて計算し、Impedance の大体の次序を得た。

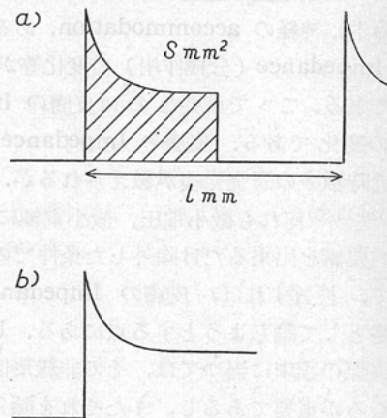
写真2に測定波形を示す。500c/s を採用したのは周波数の高い程 Impedance が低いこと、計算に便利なこと及び、1000c/s では電圧波形が歪み易いために計算値の誤差が出易い故である。

A 以下の計算に於ける仮定

第7図



第8図



i) 測定回路を近似的に第7図a)のような回路とする。Ri は出力内部 Impedance, 電源電圧 e は正確な矩形波発振器とみなす。

ii) 問題としている人体皮膚の電気特性は、矩形波の繰返し周波数 f に対して、適当に小さ

な時定数をもつた現象であつて、繰り返し周波数 f の矩形波を **step function** とみなしてもよいものとする。(第7図c) 従つて f に比較して時定数のより大きい現象は無視されている。測定結果からみてこの仮定はほぼ妥当である。

iii) 系を実験の条件下において線形系とみなす。

B 計算法¹⁶⁾¹⁹⁾

以上の仮定から人体皮膚+内部 Impedance を一つの系とみなし、その Impedance $Z(j\omega)$, Admittance $Y(j\omega)$ とする。

測定電流波形第8図aより同bの部をこの系の E の高さの **step function** に対する **response** $i(t)$ とみなし、次式のように近似する。

$$i(t) = a + be^{-\beta t} + ce^{-\gamma t} \quad (1)$$

測定波形の **scale factor** を K' (amp/mm) とする。平均電流 I より K' を求めるには図形の面積の計算より求めればよい。即ち第8図aより $K' = \frac{1}{S/I}$ (1)式へあてはめると次式を得た。

$$i(t) = K' \left(31 + 21e^{-\frac{t}{0.38 \times 10^{-3}}} + 8e^{-\frac{t}{0.38 \times 10^{-3}}} \right) \quad (2)$$

この式の軌跡を画くと写真3の下のようになり、上の測定電流波形と比較してかなり良好なあてはめが可能である。

(2)式より Laplace 交換によつて $Z(j\omega)$, $Y(j\omega)$ を求めると

$$Y(j\omega) = \frac{K'}{E} \frac{60(j\omega)^2 + 123 \times 10^3(j\omega) + 226 \times 10^5}{(j\omega)^2 + 3.06 \times 10^3(j\omega) + 7.3 \times 10^5} \quad (3)$$

$$Z(j\omega) = \frac{E}{K'} \frac{60[(j\omega)^2 + 2.05 \times 10^3(j\omega) + 3.77 \times 10^5]}{60(j\omega)^2 + 123 \times 10^3(j\omega) + 226 \times 10^5} \quad (4)$$

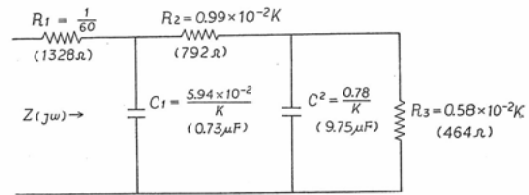
但し E は peak 値である。本測定の結果では $E = 32V$ $I = 7mA$ $K' = 0.41 \times 10^{-3}$ であつた。

(4)式を計算して、次の結果を得た。

$$Z(j\omega) = 1507.2 - j 328.3 \quad (5)$$

これは電源の内部 Impedance R_i を含めた値であるから、(5)式の実数部より内部 Impedance だけ差引かねばならない。仮に内部 Impedance

第9図



$K = E/K'$ 抵抗 Ω 容量 F

を 400Ω として計算する。 $|Z| = 1000\Omega$ となる。

次に上式の $Y(j\omega)$, $Z(j\omega)$ をもう一つの等価回路 (ladder type) を示すと第9図のようになり、この場合 $K = \frac{E}{K'} = 8 \times 10^4$ を代入して計算すると

$$Z(j\omega) = 1505.6 - j 331.4$$

となり (5)式と略々等しくなる。計算による回路常数を図の()内に示す。この場合も内部 Impedance R_i を R_1 より差引かねばならない。この K は Impedance の **scale factor** であり、**scale factor** が変れば K を変えればよい。

C 考察

以上は 500c/s に於て最低 Impedance の定常状態に於ける一例であつて、この状態では系を線形とみなしたのである。この状態に至る迄皮膚はより高い Impedance を示し、またより低い周波数に於ては更に高い Impedance を示すことは容易に考えられる。勿論導子の状態や個人差等によつて異るとしても大体 10^3 の次序と、解釈される。

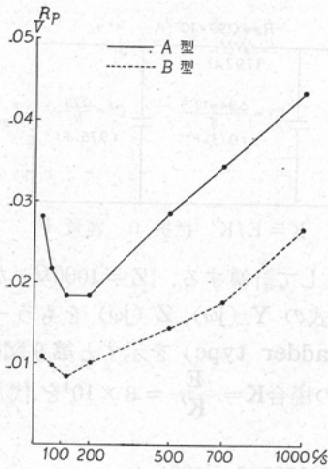
電源の内部 Impedance が 1000Ω 以下であると、充分整合がとれることがわかる。しかし電源の内部 Impedance は充分低いことが測定の精度を期する上からも重要である。私は 200Ω 以下とすることを求めたい。

IV 実験結果及び考察

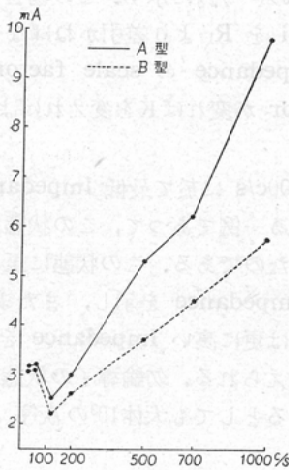
「実験 1」

一定の強縮力を示すのに要する電圧、電流値を測定した結果であつて、初期充電パルスを持つ波形による測定を A とし、Negative feed back 装置をほどこした波形での測定を B とする。以下の図表の実線は A、点線は B による測定結果を示す。

第 10 図



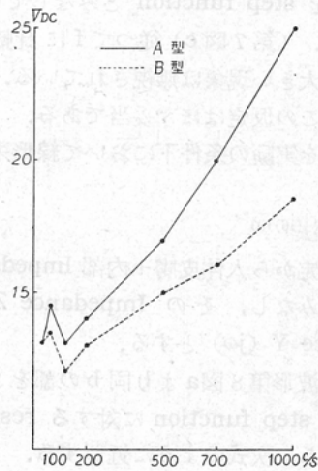
第 11 図



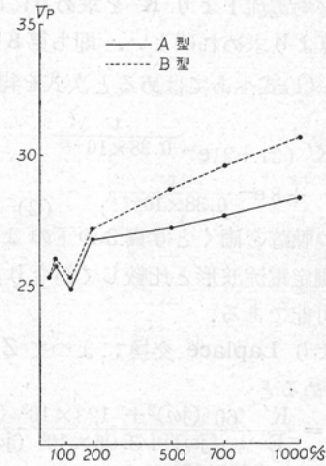
第10図はR両端の Peak 電圧 R_p を示すものであるが、この場合第2図に於けるRを 600Ω とし、Braun 管 Oscillograph の直接端子にて観測し、かつバルボルにて測定したものである。

繰返し周波数の増加と共に強縮値は上昇する。Aの方が高く出るのは Peak 値を測定しているからである。第11図は平均電流値 mA を示す。繰返し周波数の増加と共にA、B共電流値の増大を示す。そしてAはBよりも電流値が多くて、この割合は繰返し周波数の増大につれて大きくなる。即ちAの波形では同一の強縮をするためによ

第 12 図



第 13 図

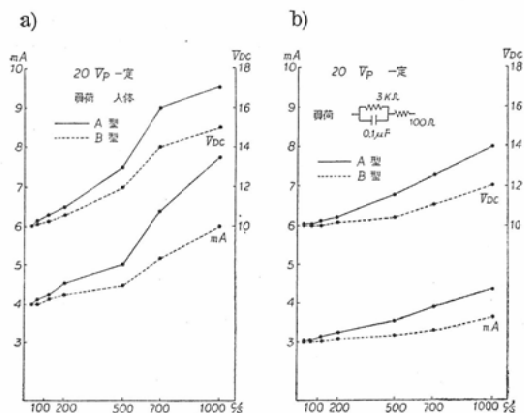


り多くの電流を要することを示している。またこのグラフでは $120c/s$ に下向きの Peak が存在する。これはこの周波数が正常の *N. peronaeus* に対して最も刺激し易いことを示している。数十例の測定に於て、正常の *N. peronaeus* に対して、最適周波数が $60c/s \sim 300c/s$ の間にあるのがわかった。

第12図は印加電圧の平均電圧値 V_{DC} を示す。大体 mA と同様の傾向を示している。

第13図は印加電圧の Peak 値 V_p を示す。こ

第 14 図



これは前のグラフとは逆にBの値が高く出ている。本測定時の電流波形を写真4に示す。

以上の結果は本実験に於て測定した数十例の内、代表例一例を示したに過ぎない。個人差による測定値の変動は幾分あるけれども、上述したような傾向は全てに共通であつた。こゝに神経、筋の強縮値の測定にあつて、以上の四つの測定値の内、どれを基準にすればいゝのか、換言すれば、神経、筋の刺激と並行に働く要素としてどの測定値を規定すればいゝのかという問題が生じてくる。

Rp に関しては、Bの波形に対しては意味があるが、Aのような初期パルスをもつ波形に対しては意味がない。緒言で述べたように、人体が皮膚の Impedance と神経、筋という低抵抗が直列に連なつたものとすれば、直列回路の電流は何処も同じであるから、電流値をもつて規定することが当然と考えられる。しかし皮膚に実際に加わつている電圧も V_{DC} は mA と同じ傾向をもち、これを基準としてもよいのではないかと一応考えられる。ところが皮膚に加わつている電圧を Peak 値でみれば、第13図に示すようにBの方が高くなつている。Bの波形の方が少い電流で強縮を起すとしても、それは印加電圧の Peak 値がAより高いからであると考えれば、刺激に作用するものは電流でなくて、印加電圧の Peak 値ではなかろうかという疑問が起つてくる。

「実験 2」

上述のような疑問から、次に印加電圧の Peak 値はどのように作用するものかという実験を行つた。負荷として第14図bに示すような模型を使つた場合と、実際に人体を負荷とした場合とを比較検討した。印加電圧はいづれも V_P 20V一定として測定した。この模型は人体とよく似た電圧及び電流波形を示すからである。測定時の電圧、電流波形は模型の場合のみを写真5に示した。人体の場合は、写真4と波形の上では殆んど変りがない。

測定結果を第14図に示す。a, b 共上部のグラフは V_{DC} を、下部のグラフは mA を示す。aの人体負荷の場合と、bの模型負荷の場合では、回路常数の差があるとしても、略と同様の傾向を示している。最初皮膚のもつ Impedance が非線形回路であつて、電圧、電流に対して回路常数が変化するから、 V_P のグラフが V_{DC} のグラフとは逆に出るのであろうと考えていたところ、模型のような線形回路に於ても、同じ傾向がでるとすれば、これはその電圧波形に原因があるものと解されねばならない。写真5の電圧波形をみればAとBでは前者の方がより多くの高調波 (Harmonic wave) を含んだ波形となつているこのような波形に対して、その周波数に於ける負荷のもつ、Impedance の絶対値が低く出ると考えられる。基礎実験2に述べたように、一定強度の刺激を与えて皮膚の電気特性を一定の状態にすれば、この程度の測定に於ては負荷は一応線形回路として論じられる。だから模型の場合と全く同様に、その周波数に於て皮膚の Impedance の絶対値はAの方がBより見かけ上低くなり、同程度の電流を流すためには印加電圧の Peak 値は、BよりもAの方が低くてよいということになる。繰返し周波数が高くなる程著明であるのはその電圧波形より容易に判断出来る。この傾向は実際に神経、筋の刺激に於て私自身の感じからしても、同程度の電流値に対してのみ筋強縮の強さは同じであつて、Peak 値の大小にはあまり関係がないように思われる。

「実験 3」

第1表 VP 20V一定

c/s	A		B	
	VDC	mA	VDC	mA
30	10.6	3.6	10.3	3.5
120	12	4.5	12	4.2
200	14	5.5	13	4.6
500	15	6.4	13.5	5.6
1000	18	9.0	17.5	7.0

第2表 3mA一定 (IKCのみ6mA)

c/s	A			B		
	VDC	mA	VP	VDC	mA	VP
30	9	3	17.5	9	3	18
120	10	3	18	10	3	19
200	11	3	16.5	11	3	18
500	11	3	13	11	3	14
1000	16	6	20	16	6	21

第3表 VP 15V一定

c/s	第 1 回						第 3 回					
	A			B			A			B		
	番号	VDC	mA	番号	VDC	mA	番号	VDC	mA	番号	VDC	mA
30	1	7.5	1.5	2	7.5	1.6	17	7.5	2.0	18	7.5	2.0
200	3	8.9	2.6	4	8.7	2.4	19	8.7	3.2	20	8.5	3.0
500	5	10.5	3.0	6	10.3	2.8	21	10.3	4.1	22	10.3	3.8
1000	7	13	5.0	8	12.5	4.5	23	12.7	5.8	24	12.5	5.2

写真6は、印加電圧の Peak 値を20V一定にして、繰返し周波数30c/s, 120c/s, 500c/s, 1000c/sでA, Bについて強縮度を画かせた Kymograph である。測定値を第1表に示す。何れもBに於て電流値が少なく、かつ強縮度は高くでている。低い周波数に於ては後述する理由によつて、A, B共殆んど電流値の差はない。また60~300c/sに於ける最適周波数をも示している。

「実験4」

写真7は、電流値3mA一定に於ける強縮度を示す Kymograph である。測定値を第2表に示す。1000c/sに於ては3mAでは強縮を起さなかつたので、1000c/sのみ6mAとした。実験3の場合と同様にAでは強縮力が弱い。最適周波数附近では殆んど同一程度の強縮を示している。

「実験5」

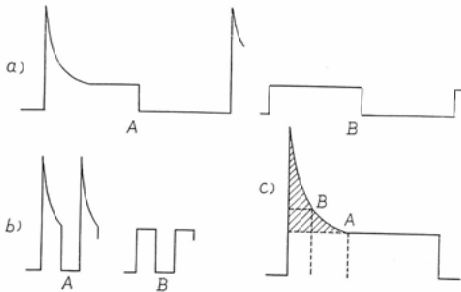
次に皮膚の印加電圧 Vdc は必ず通流電流 mA と並行であつて、強縮に関するものかという疑問である。基礎実験2に於ける第6図をもう一度見ると、皮膚の Impedance の変化に対して、同一周波数に於ける Vdc は殆んど一定であつ

て、mAのみ上昇していく。そしてこの場合 mAが増加するにつれ強縮力は増大していく。これより神経、筋の刺戟に作用するのは通流電流であることが想像される。そこで印加電圧 VP を15V一定にして30c/s, 200c/s, 500c/s, 1000c/sについて、何回も繰返して強縮度の測定を行つてみた。

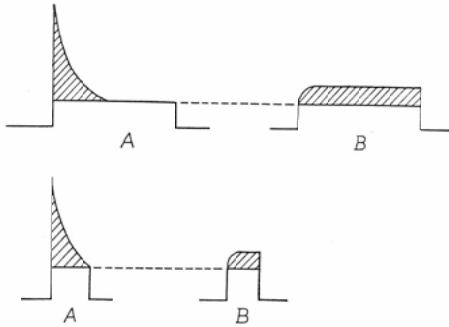
写真8は皮膚の Impedance の変化に対する強縮力を示す Kymograph である。第3表に測定値を示した。何れも1回目と3回目のみを記載した。1回目は皮膚の Impedance は高いが、3回目では最低 Impedance の定常状態近くなつている場合である。1回目と3回目を比較すると、明らかに電流値の増加を示し、かつ強縮力が増大していることがわかる。また個々の周波数に於ける印加電圧 Vdc には変動が認められない。次で電流量を1回目と同じ値に戻すと殆んど1回目と同程度の強縮力を示した。

ところで4回、5回と測定を繰返すと、皮膚の Impedance は最低定常状態にとどまるが、強縮力は逆に弱まってくる。これは第三作用の現れわというより、筋疲労によるものと思われる。

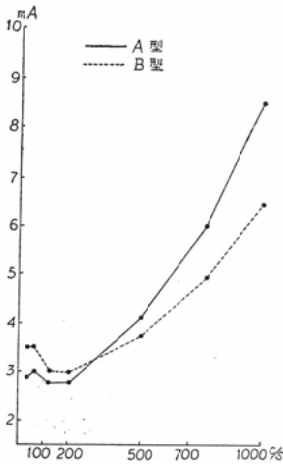
第 15 図



第 16 図

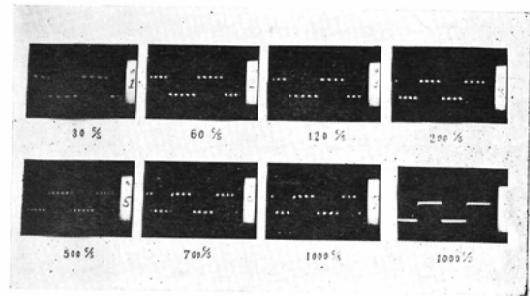


第 17 図



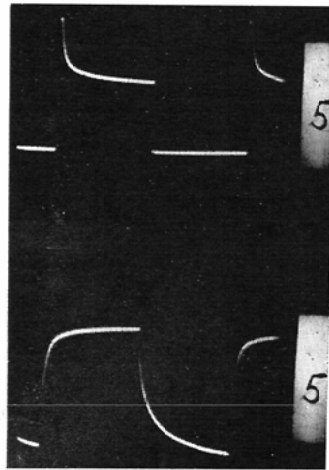
以上より神経、筋の刺激に関する要素は通流電流値によることがわかった。これは測定波形の衝撃比を全周波数に於て同一にとつた場合のみ云えることであつて、電流値は平均値を表わすから、衝撃比が変わると電流値も変わってくる。私はこのような矩形波で測定する場合、衝撃比と平均電流値

写 真 1



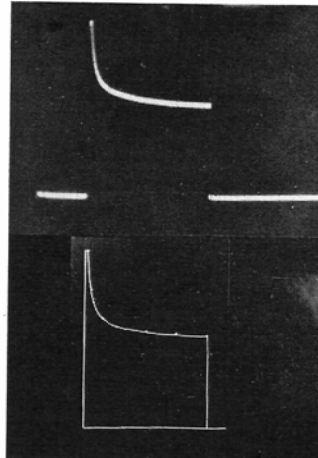
測定器の波形

写 真 2



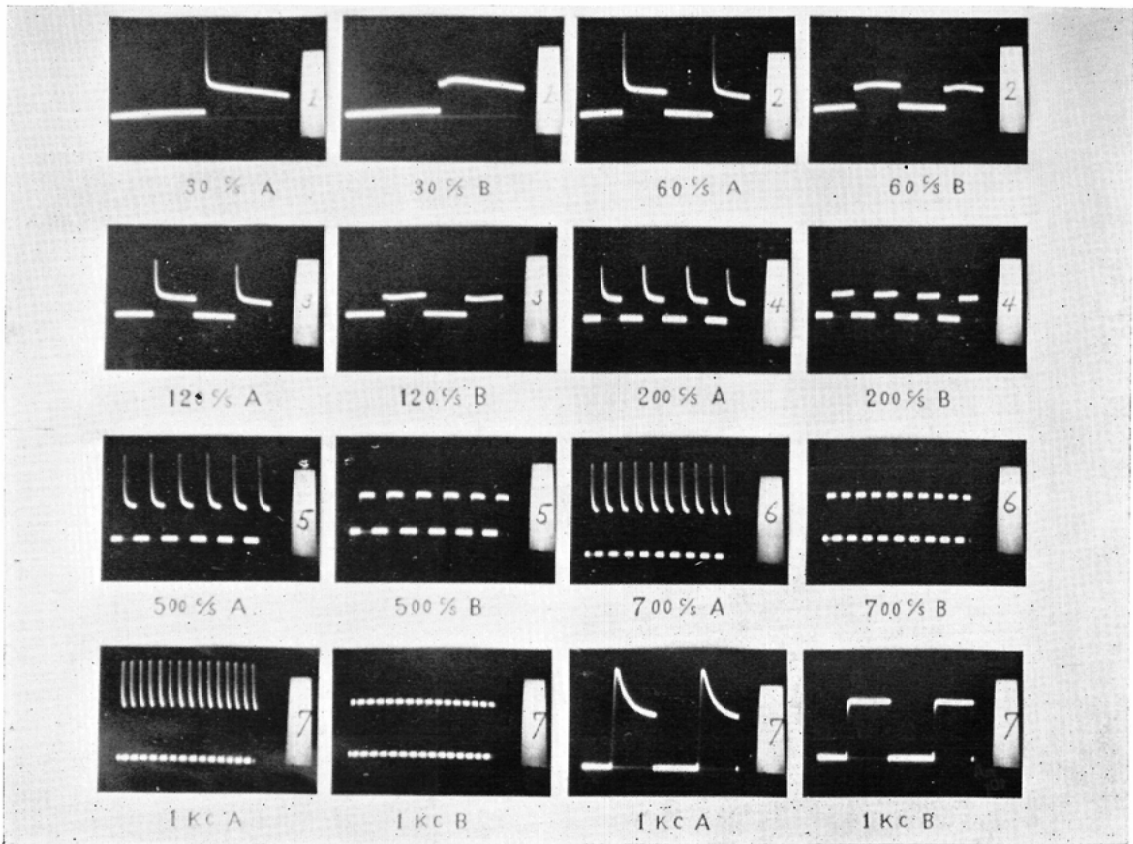
500c/s に於ける人体連流波形を示す。上は電流波形 下は電圧波形

写 真 3



上は 500c/s に於ける人体通流電流波形 下は計算式から求めたもの。

写 真 4



人体通流電流波形を示す。Aは初期充電パルスをもつ波形で、BはFeed Back装置で波形修正したものを示す。

を記載することによって強縮力を規定出来るものと考える。

「実験 6」

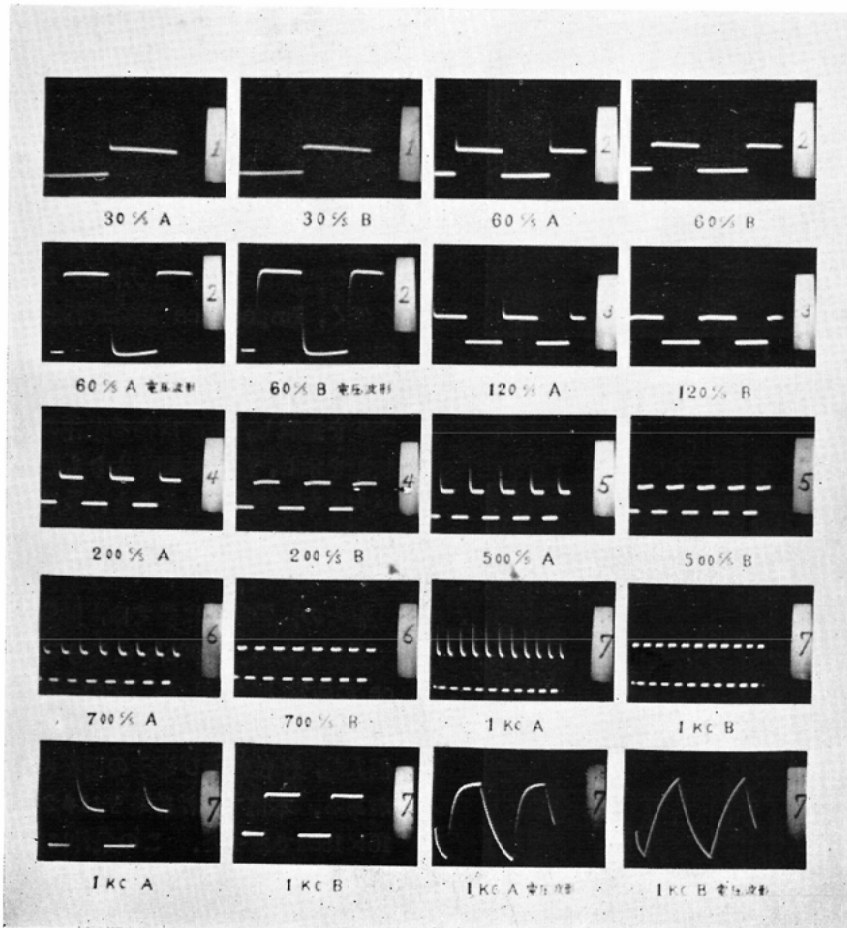
写真4よりAとBでは、殆んどその残留抵抗分の高さに於て、同一の強縮が起つているのがわかる。第15図 a, b で説明すれば神経、筋の刺激に関する要素は電流波形の初期充電パルス部分ではなくて、残留電流に相当する部分である。これが同一の高さに於て同一程度の強縮がおこる。初期充電パルスが強縮に対して無効な要素であるから、同図cのように繰返し周波数が低い場合には全体の面積に対して斜線部が無視出来るとしても、繰返し周波数がA点B点と段々高くなるにつ

れて、もはや無視し得なくなる。これが繰返し周波数の増大するにつれて、A及びBの電流値の差となつて現われてくるものと解される。初期充電パルスが電流治療、閾値の測定、あるいは強縮力の測定と云う問題に対して全く無効な成分であり、また経験上このような尖りが皮膚にしみるような感じ、または火傷の原因ともなるように思われる。

「実験 7」

次に装置のFeed back量を加減して電流の立上りに少し円みをもたせた場合と、Aの波形の場合とを比較してみた。この場合第16図に示すように同一強縮力を得るためには、Bの残留電流分が

写 真 5



模型負荷による通流電圧，電流波形を示す。

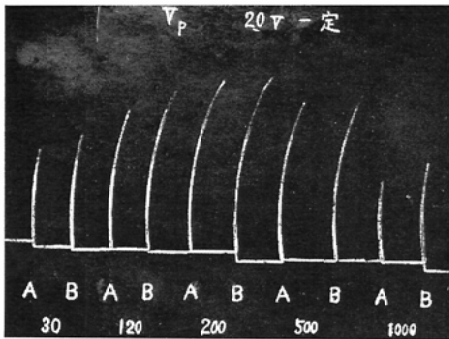
Aのそれに殆んど等しいか、あるいはより上に出なくてはならない。測定結果は第17図に示す。これで見るとA、Bの電流値の差が少くなり、低い周波数ではむしろBの電流値が多くなっている。これは神経、筋標本に於ける「忍び込み現象」と同じであると解される。

最後に第三作用の影響はどうか、私の実験に於て、さきに述べたように、皮膚の Impedance の定常状態がおこり、その状態で2回、3回の測定を繰返し、あるいは更に強電流を通流することによって、漸次電流値が上昇し、強縮力も増大してくる。この状態で前回と同程度の強縮を起させ

るためには、印加電圧を下げて前回と同程度の電流値に戻すことが必要である。これは通流による皮膚の Impedance の変動が非常に大きいことを示している。電流閾値を論じるためには、この皮膚の影響を除外して通流電流値を常に一定にする装置でなければならず、私の使用した装置ではこの問題については充分検討出来なかつた。たゞ測定の繰返しによつて、同一程度の電流値で強縮力の低下することがあつたが、これは筋疲労によるものと考えている。

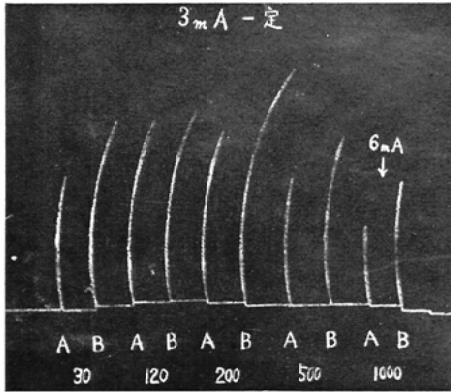
陰極通流を取上げたのは、初期充電パルスの影響をとくに見究めたかつたが故である。

写真 6



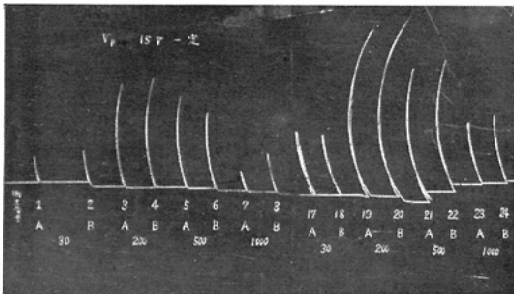
Peak 電圧を一定にしたときの強縮度を示す。A は波形修正をしていない場合、B は波形修正をしている。下段の数字は周波数を示す。

写真 7



通流電流値を一定にしたときの強縮度を示す。A は波形修正をしていない場合、B は波形修正をしている。下段の数字は周波数を示す。

写真 8



Peak 電圧を一定にして測定を何回も繰返したときの強縮度を示す Kymograph. グラフの直下の数字は測定番号、下段の数字は周波数を示す。A は波形修正をしていない場合、B は波形修正をしている。

V 総括ならびに結言

1 数十例の正常腓骨神経による強縮度の測定を行い、通流電流値をもつて強縮度を規定出来ることを確めた。

2 電流値は平均電流値を表わすから、通流波形の正確度、並びに衝撃比が重要な要素である。この種の実験に於て往々軽視されている測定器の精度について基礎実験を行い、本実験に使用した装置の波形を示し、出力内部 Impedance が充分低く、Impedance 整合が行われていることを証明した。

3 治療状態に於ける皮膚の Impedance の変化を追試し、皮膚はある条件の下で一定の定常状態を示し、経時的変化よりも強電流による通流が大きな影響を与えること、及び最低 Impedance を示すような定常状態が存在することがわかった。

個々の定常状態に於ては、回路を線形系と考えて差支えない。500c/s に於ける最低 Impedance の定常状態に於て、その一例につき通流波形より回路常数を算出した。皮膚の Impedance は個人差、部位差及び導子の面積により可成りの差がある。本例では治療導子はφ2cm、不関導子は10×15cmであつた。この条件に於て、 $|Z| \approx 1000 \Omega$ を得た。本例より治療状態に於ける皮膚の Impedance の絶対値は、大体 10^3 の次序をとるものと考えられる。

4 通流電流波形に初期充電パルスをもつものと、波形を修正して正確な矩形電流を流した場合とを比較し検討を加えた。

経皮的通流に於ては波形修正を加えた方がよいこと、初期充電パルスは無効電力であつて、いたずらに火傷等を増すのみであることがわかつた。

5 従来行われている閾値測定が、実際の臨床に当つて、また測定という概念からしても、判定の客観性に乏しいこと、ならびに皮膚の Impedance を考慮に入れていない点で不適當であることを認めた。

強縮度の測定がより正確であり操作も簡単である。

本測定法が麻痺の測定に非常に簡便であることがわかった。

6 正常神経の被刺激性にはある最適周波数があるように考えられる。N. peroneus に就いては60~300c/s が最適周波数であることを知つた。

本論文の要旨は文部省科学試験研究第4回発表会、日本医学放射線学会第15回総会及び第3回低周波医学会に於て発表した。

本研究の一部は文部省科学試験研究費によつた。

終りに立入弘教授の御指導御校閲に深甚の謝意を表すと共に種々御協力下さつた阪大工学部尾崎助助教、政木氏、嵩氏並びに終始変らぬ御指導を下さつた五百住明、協同研究者の野口の両先輩はじめ教室の諸先生方に深い謝意を表する。

文 献

1) 朴沢進: Pflüger Arch. 219, 111, (II) ditto 219, 141 (1928). —2) 朴沢進: 生理学講座, 第2巻, 1 (1952). —3) Cole K.S.: J. gen. physiol. 15, 641 (1932). —4) Cole K.S. & H.J. Curtis: Electrical resistance & Impedance of cells & tissues, Medical physics by O. Glasser, 344 (1947). —5) 藤田, 佐武: 生理学講義, 下巻, (1957). —6) 藤岡玄治: 日本生理誌, 20, (3) 170 (1958). —7) Gilde Meister, M.: Die passive elektrischen Erscheinungen im Tiere u. pflanzenreich. H.B. norm. path. physiol. (Bethel

a.) 8 II, 657 (1928). —8) Hill A.V.: Excitation and Accommodation in Nerve. proc. roy. Soc. London, B, 119, 305 (1935). —9) 本間三郎: 日本生理誌, 12, (10), 261 (1952). —10) 本間三郎: 生体の科学, 5, 2 (1953). —11) 本間三郎: 医学エレクトロニクス, 168 (1956). —12) 井上正士: 日本生理誌, 16, (9), 503 (1954). —13) 五百住明: 阪医誌, 4, 6 (1950). —14) 五百住明: 日本特許, 第199474号. —15) 五百住, 宮田, 野口, 山崎: 低周波医学, 1, (1), 22(1957). —16) 熊谷三郎: 交流現象理論, (1952). —17) 熊坂年成: 日本生理誌, 18, (2), 79 (1956). —18) Lapicque, L.: L'excitabilité en fonction du temps. Paris, Les Presses Universit. de France (1926). —19) M.F. Gardner: Transients in linear Systems, Vol. 1(1942). —20) 三田, 藤巻: 日本生理誌, 14, (4), 210 (1952). —21) 宮脇一男: 真空管回路, (1957). —22) 本川弘一: 電気的実験法, (1955). —23) K. Motokawa & K. Iwama: Tohoku J. d. exp. med. 49, 89(1947). —24) 野口忠之: 低周波医学口演集(1)(1953). —25) Pflüger E: Untersuchung über die physiologie des Elektrotonus. Berlin, Hirschwald, (1859). —26) 鈴木, 本間, 奥田, 山中: 日本生理誌, 14, (4), 212 (1952). —27) 鈴木正夫: 日本生理誌, 17, (4), 223 (1955). —28) 鈴木正夫: 電気治療, (1956). —29) 重松康: 日本医方誌, 16, (12), 7 (1957). —30) 山中和: 日本生理誌, 19, (6), 444 (1957). —31) 山川晋吾: 日本生理誌, 20, (3), 181 (1958). —32) 山崎武: 日本医放誌, 16, (12), 19 (1957). —33) 山崎武: 日本医放誌, 18 (7), 1008 (1958).

Experimental Studies of Low-Frequency Current for Medical Application.

By

Kazuo Miyata

From the Department of Radiology, Osaka University School of Medicine.

(Director: Prof. H. Tachiiri)

It is a chief purpose of this report to study the irritability* of normal human nerves and muscles by the transcutaneous galvanization in the low-frequency current.

This report may be divided into 2 sections as follows;

The first consists of fundamental experiments, and in the second the degree of the tetanus of normal human muscles is measured.

In the former, the author experimented about the impedance matching the human body and the out put circuits, and discussed an important role of the out put circuits of the low-frequency therapeutic apparatus for the various measuring experiments, in

case of providing the electric power to human body.

In the latter, the author examined the meaning of strain in the flowing current form and measured the degree of the tetanus of normal human muscles, not in the state of threshold measuring, but in the practically treating state, on the occasion of giving electrical rectangular pressure over the human skin.

Through the above-mentioned experimental studies, the author concluded the following :

1) The inaccurately rectangular waveform of the low-frequency current and duty cycle may be able to cause the error of measurements. It is advisable that the internal impedance of the out put circuit be sufficiently small ; at least, it should be less than 200Ω irrespective of the frequency.

2) The absolute value of the impedance of the human skin in the practically treating state amounts to about $1,000 \Omega$ corresponding to a frequency of 500 c/s, and it may vary from $1,000 \Omega$ to $10,000 \Omega$ according to the therapeutic conditions.

3) The degree of the tetanus of normal human muscles may be determined by both the current value (mA) and duty cycle.

4) In case of either therapy or measurement using the low-frequency rectangular current, it is very important to correct the current form to the perfectly rectangular shape.

5) Normal human nerves seem to be most irritable for a certain range of frequencies of the electrical stimulation.

In the case of N. Fibularis communis this range covers from 60 c/s to 300 c/s.

This report forms a part of our joint study on the low-frequency current therapy.