

日本

生理学

雑誌

JOURNAL OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY OF JAPAN

27巻 1号 1965

原 著

田 沢 正 敏：血圧と胃及び腸の血管反応との関係について……………	1
森 本 武 利：循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH のテレメタリング (第1報) 循環血 pH 用埋込み電極の試作……………	15
森 本 武 利：循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH のテレメタリング (第2報) 循環血用 P_{CO_2} 電極と埋込型 pH 及び P_{CO_2} 電極による acidosis, alkalosis の検出……………	21
森 本 武 利：循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH のテレメタリング (第3報) 循環血 pH のテレメタリング……………	27

地 方 小 学 会 報

第30回近畿生理学談話会（つづき）……………	32
第160回生理学東京談話会……………	33
第161回生理学東京談話会……………	36

短 報

報速 鷺尾 宏・安部恒太郎：ウサギ網膜血管平滑筋の膜電位……………	39
提案 高 橋 恵：学会と会員個々との結合をより強く、より良くする為に、幾つかの提 案をしたい。……………	40
正誤表……………	41
編集後記……………	42
日本生理学会々費の御払込みのお願い……………	42

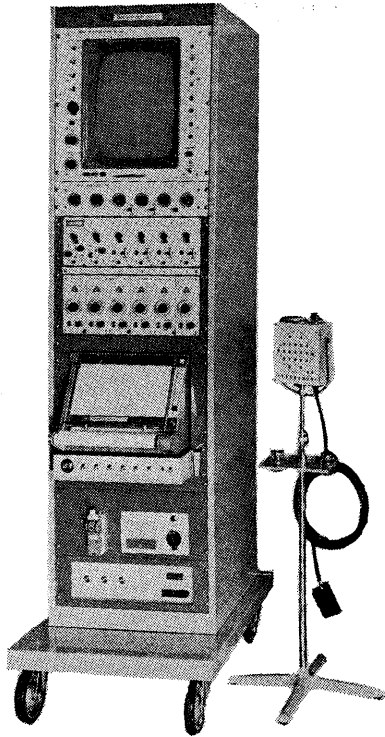
日本生理誌
J. Physiol. Soc. Japan

日本生理学会

医学に最高水準のエレクトロニクスを

ポリグラフ

PG-602形



ポリグラフは

脳波、心電図、血圧、心音、呼吸曲線、体温、脈波など多種類の生理現象を6素子まで同時に観測記録する総合的な監視装置です。

観測には残光性の16"モニターオシロスコープを用い、記録器には直記式のインク書きオシログラフ、無現像電磁オシログラフなどが組み込まれ、増幅器はプラグイン式で測定対象に応じて種々の組み合わせができます。



三栄測器株式会社

東京都新宿区柏木1-95 TEL 東京(363) 8251 (大代表)

LABORATORY



ANIMALS

実験動物

マウス、ラット

ウサギ、モルモット

ハムスター、その他

CLEA固型飼料

CA-1 マウス、ラット繁殖用

CE-2 マウス、ラット飼育用

CR-1 ウサギ、モルモット飼育用

犬用 (ビタワン)

ケージ 其他器具の御用命に応じます。

北山商店

京都市南区吉祥院西ノ庄向田町43

電話 京都(37) 6 9 5 3

血圧と胃及び腸の血管反応との関係について 612.14:612.32/3:612.13

Relationship between blood pressure and gastrointestinal vascular reactions

田 沢 正 敏 (Tazawa-Masatoshi) *

Relationship between blood pressure and vascular reaction in the gastrointestinal tract and in the skin against various stimuli was investigated. Simultaneous recordings of reflexion photoelectric plethysmogram of the stomach, the small intestine and the skin, the rate of blood flow in the gastrointestinal tract, by means of measurement of temperature by needle thermister, and the end pressure of the femoral artery were made in anesthetized dogs. The results may be summarized as follows;

1) No differences were noted between the mode of vascular reaction in the mucosa and that in the serosa of the gastrointestinal tract.

2) Gastrointestinal blood flow was increased upon inspiratory movements and decreased by peristalsis.

3) Electric stimulation of the vagus effected to decrease or even stop gastrointestinal blood flow as well as cutaneous one possibly by depressing cardiac output.

4) Intravenous injection of noradrenaline caused a decrease in gastrointestinal blood flow and transient vasoconstriction followed by prolonged vasodilation in the gastrointestinal tract. The initial vasoconstriction may likely trigger an elevation of blood pressure following administration of noradrenaline, but apparently has no effect on its maintenance. The following vasodilation of the gastrointestinal tract may be resulted from congestinn of gastrointestinal veins and venules due to in hepatic and portal vasoconstriction. About the time the blood pressure returned to the nearly original level, gastrointestinal blood flow increased. Injection of noradrenaline also caused transient cutaneous vasodilation as well as tachycardia and more prolonged cutaneous vasoconstriction and bradycardia.

5) Gastrointestinal vessels reacted to electric stimulation of the major splanchnic nerve in a way similar to the case of administration of noradrenaline, although no increase in blood flow was observed. It also induced cutaneous vasodilation, which however may be secondary to elevation of blood pressure.

I. 結 言

血圧と内臓神経領域血管との関係については、Oliver and Schäfer¹⁾の研究以来、アドレナリン及びノルアドレナリンは身体のおのどの部分より、腸の血管に対して強力な収縮効果があると、信じられて来た。

これに反し、Schmid²⁾, Hartman and Fraser³⁾, Clark⁴⁾, Goetz⁵⁾らは、血圧上昇の後半には、腸の容積が増加するが、血圧が上昇するためには、内臓神経領域血管の細動脈は収縮しなければ

ならないと考えた。

以来、ノルアドレナリンは腹部内臓血管を収縮⁶⁾⁷⁾⁸⁾させ、血流量を減少⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾¹³⁾させると云う研究が多くなされている。

しかし、血圧変化と腹部内臓血管の変化との直接的な関係についての研究はあまりなされていない。

一方、内臓神経領域の血流については、1890年頃より種々な方法¹⁾²⁾⁵⁾⁸⁾⁻³³⁾で研究が続けられて来た。

これらの方法は、組織に損傷を与えることにより起る血流変化を防ぐことができず、粘膜あるいは漿膜の血流変化としてとらえられたものも、その表層の血流をみているにすぎず、極めて速い変化には追従できないため、あるいは、

* 名古屋大学医学部第1生理学教室
Ist Dept. of Physiol., Nagoya Univ. School of Med.

[昭和39年11月2日受付]

任意の部位の局所血流を記録することが困難であった。著者は、組織に損傷を与えることなく、正常な血流状態での血管反応をとらえるために、光の反射度が局所の血液量とほぼ比例する反射光電式プレチスモグラフ³⁴⁾³⁵⁾を用い、胃・腸及び皮膚のプレチスモグラムを記録して、各種の刺激に対する血圧と胃・腸及び皮膚の血管反応との相関関係について研究を行った。

II. 実験方法

A. 胃粘膜のプレチスモグラムを記録するために試みた方法とその検討

著者は当初、人体で反射光電式プレチスモグラフ³⁴⁾³⁵⁾³⁶⁾³⁷⁾³⁸⁾³⁹⁾の受光部を経口的に胃内に挿入し、胃粘膜のプレチスモグラムを記録する目的であったので、光電管の代りに直径約12 mm、厚さ約5 mmで中央に照射用極小ランプをはめこむため直径約2 mmの孔のあいている CdS

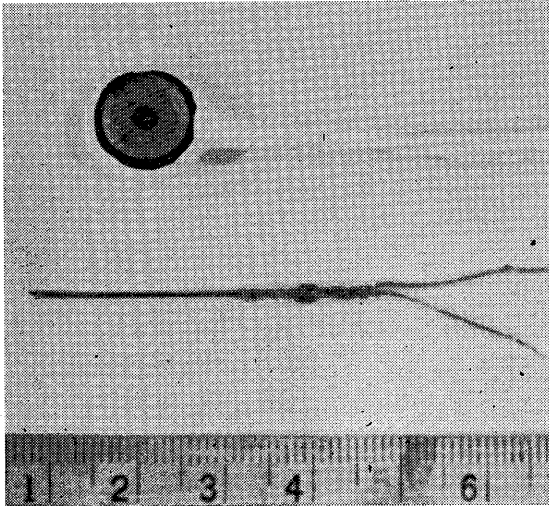


Fig. 1.

Upper: Reflexion photoelectric plethysmograph using CdS cell.

Lower: Thermister flow meter using needle thermister.

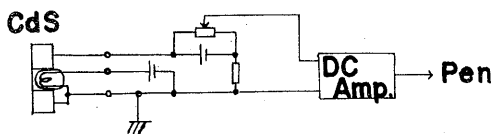


Fig. 2.

Adaptor for reflexion photoelectric plethysmograph using CdS cell for stomach and intestine.

cell を使用し、従来の照射用ランプを直径約1 mmの極小ランプに変え著しく小型化し、ビニール塗料で防水を完全にし (Fig. 1), 直結式増幅器に導き記録した (Fig. 2).

皮膚のプレチスモグラムは; 人体の場合、拇指掌側面にて、犬の場合、前肢の足蹠直上部を剃毛し、反射光電式プレチスモグラフを中等度に圧迫固定³⁵⁾し、直結式増幅器に導き記録した。

プレチスモグラムの上向きのペンの動きあるいは基線の動きは血管容積 (局所血液量) の増加, 下向きのペンの動きあるいは基線の動きは減少を示す。

先ず、受光部をゴム風船に固定し、人で、経口的に胃内に挿入し、ゴム風船をチューブを通して膨らませ、胃粘膜面に密着せしめ、プレチスモグラムを記録しようと試みたが、呼吸運動及び恐らく蠕動により、一ヶ所に密着せしめることが困難で、完全な胃粘膜のプレチスモグラムを記録する事はできなかった (Fig. 3, A).

従って、胃粘膜面の状態、受光部の粘膜面への密着の状態を経口的に観察しながら、実験をすすめる必要から、実験動物を犬に切り換えて、25 mg/kg の Pentobarbital-Natrium にて静注麻酔し、背位に固定し、予め、胃内を洗滌して、人体で試みたと同様の方法で、胃粘膜面に受光部を密着させ記録した (Fig. 3, B). 約25秒周期の基線の上下は、胃の蠕動による基線動揺を示し、約3秒周期の棘波は呼吸運動による artifact で、それに個々の脈波が重なっていて、矢張り受光部の移動を防止することができない。

そこで、受光部を直径約18 mm、深さ約8 mmの合成樹脂製のコップに入れ、チューブを通して、経口的に胃粘膜面に吸着せしめたが、移動を完全に防止する程度の陰圧で吸着せしめると、粘膜の血流に変化が起ることが判明した (Fig. 3, C). 個々の脈波と共に、約5秒周期の基線の上下があり、呼吸による基線動揺を示している。人で同様に、胃粘膜面に吸着せしめて血流変化を記録する試み³²⁾

がなされているが、血流変化に完全に追従できるほど、高感度でない。

次に、受光部を経口的に、接着剤で胃粘膜面に固定することを試みたが、接着面が不透明になり、受光部の感度の低下を防ぐことができないため、開腹し、受光部を胃粘膜面に縫いつけ、食道を経て、頰部より体外に導線を導いておき、手術後3日、5日、7日に夫々、実験したが、受光部に当る粘膜面に分泌物及び浮腫が著明でプレシモグラムを記録することができなかった。

そこで Pavlov の小胃を造設して、粘膜面に受光部を密着し記録すると、呼吸運動による受光部の移動を完全に防止する事はできないが、プレシモグラムの記録は可能である (Fig. 3, D), 約4秒周期の基線の上下は呼吸による、約12秒周期の基線の上下は蠕動による基線動揺を示している。この基線動揺に個々の脈波が重ってみられる。

しかし、著者は胃のみでなく、腸及びその他の腹部臓器のプレシモグラムも記録する必要から、小胃による実験を中止し、次に述べる方法による実験をすすめた。

B. 本実験に使用せる方法

実験動物は体重 10-15 kg の成犬で、25 mg/kg の Pentobarbital-Natrium にて静注麻酔し、特別な場合 (左、大内臓神経刺激時) を除いて、背位に四肢にて固定し、約 100 頭について、四季を通じて行い、室温は 15-25°C とし、急激な温度の変化を避けた。

皮膚のプレシモグラムは先に試みたと同様な方法で記録した。

胃・腸のプレシモグラムは前記反射光式

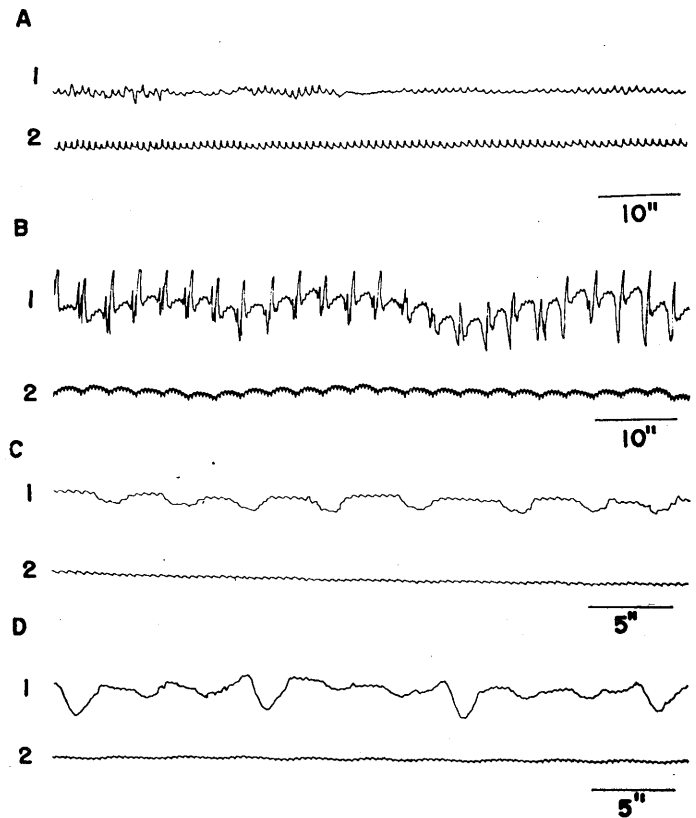


Fig. 3.

Plethysmograms by various methods of application of receptor.

A : record from gastric mucosa by balloon method. (man)

B : by same method. (dog)

C : by suction method. (dog)

D : from Pavlov's gastric pouch. (dog)

1 : from gastric mucosa.

2 : from thumb or paw.

CdS cell プレシモグラフを使用した。胃・腸の呼吸運動による受光部の動きを防ぐため、胃・腸を糸で4ヶ所で懸垂し、粘膜面を露出して、止血を完全にし、受光部を当てたものと、漿膜面に受光部を当てたものについて実験し、各種の刺激に対する反応を比較検討すると、差異がないことがわかったので、胃・腸を切開することによる血液循環動態の変化を防ぐため、漿膜面での記録をすすめた。尚、受光部は約 50 g の錘りで圧迫固定し、露出した胃・腸は腹腔温 (37.5-38.0°C) 近くの生理的食塩水を浸したガーゼで保温し、温度の低下による血流の変化を防いだ。

胃・腸のプレチスモグラムで、脈動が殆どみられないのは、各種の刺激に対する反応において、基線の変動が大きいため、直結式増幅器の増幅度を小さくしてあるため、増幅度を大きくすれば、脈動を記録することができる。

胃・腸の血流量の変化は、thermister flow meter でとらえた。これを transistor 直流前置増幅器で約50倍に増幅したのち、直結式増幅器に入れ、 0.001°C の変化を約 1 cm の振幅に記録することができる (Fig. 4)。この thermister flow meter は直径約 0.5 mm、長さ約 25 mm の金属製のさやにおさまった needle thermister で (Fig. 1)、粘膜下にさやの部分全体を挿入し、

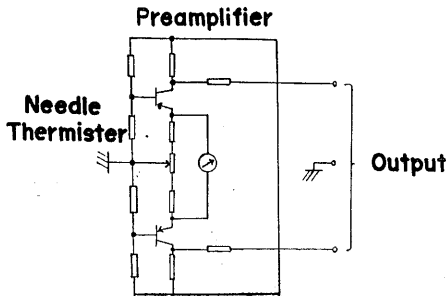


Fig. 4.

Preamplifier for thermister flow meter.
Supplied electric power for thermister : 0.5 mW.
The gain of output : 1 V/ $^{\circ}\text{C}$.
The range of measurement : $35\text{--}45^{\circ}\text{C}$.

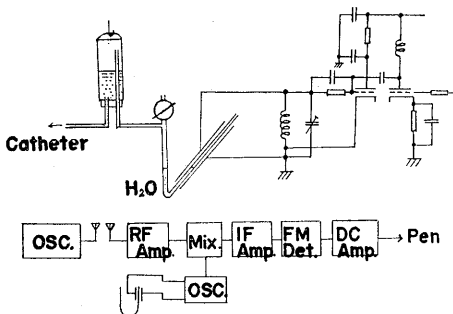


Fig. 5. Recording method of portal pressure.

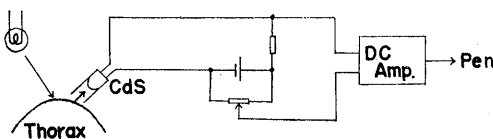


Fig. 6. Pick-up of respiratory movement.

外気温の影響を避けた。thermister に加えられる電力は 0.5 mW であるから、thermister 自身の温度上昇は殆どない。従って、血流量の増加により thermister の温度は上昇し、血流量の減少により下降する。血流量曲線の上向きのペンの動きは血流量の増加を、下向きのペンの動きは減少を示す。

門脈圧は直径約 2 mm の catheter を上腸間膜静脈枝より門脈本幹に挿入し、水柱のU字管の一端につなぎ、水柱の上下を電気容量の変化としてとり出し、直結式増幅器に導き記録した (Fig. 5)。

呼吸は胸壁の運動を反射光式に CdS cell でとらえ、直結式増幅器に導き記録した (Fig. 6)。呼吸曲線の上向きのペンの動きは吸息を示す。

血圧は股動脈に canule を挿入し、その end pressure を日本光電製 electronic manometer, MP-3 A 型を経て、直結式増幅器に導き記録した。尚、血圧曲線は平均血圧を示す。

胃の筋電図は 2 本の針電極を約 1.5 cm の間隔において双極的に導き、直結式増幅器を経て記録した。

心拍数は pulse rate meter⁴⁰⁾ を使用し、直結式増幅器を経て記録した。

以上、夫々の記録は三栄式インク書きオシログラフ PA-20 型 (感度 20 mA/cm) および PA-2 型 (感度 2 mA/cm) によった。

Ⅲ. 実験成績

A. 胃血流と呼吸及び蠕動との関係

外的刺激のない自然状態では、約10秒周期の呼吸運動と一致して、胃の血管容積及び血流量の増加と血圧の上昇がみられる (Fig. 7)。この胃の血管容積及び血流量の増加は血圧上昇による受動的なものと考えられる。

一方、約30秒周期で起る胃の蠕動と一致して、かなり著明な胃の血管容積及び血流量の減少がみられる (Fig. 7)。これは胃の収縮による muscle pump の作用による血液量の減少を示すものと考えられる。実際、肉眼的にも強い蠕動のときには、その部分が蒼白になることが観察

される。

B. 迷走神経刺激による影響

左・迷走神経を切断し、右・迷走神経の末梢端に、50 c/s, 15 msec, 10 Vの矩形波の刺激を加えた。

Fig. 8 は胃の血流に対する影響、Fig. 9 は腸の血流に対する影響を示した。各図は原因の時間を短縮して書いたものである。

刺激を加えると、同時に、心拍数が急激に減少し、約5秒後には心拍は停止する。これと一致して血圧も急激に下降し、心拍停止の時期には、刺激前の1/3近くの値まで下降する。この時期と一致して、胃・腸の血管容積及び血流量は減少し、前肢皮膚の血管容積も減少する。これら、血流量の減少は心拍停止により、血圧が下降するため、受動的に起ったものと考えられる。

刺激を止めると、心拍数は急激に増加し、刺激前よりも僅かに増加し、約60秒後には、刺激前の値と殆ど等しくなる。一方、血圧は心拍の回復と一致して上昇し、刺激前よりも上昇することなく、約20秒後には一定の値をとるようになる。胃・腸・皮膚の血管容積及び血流量は刺激を停止すると心拍数の増加に一致して、夫々、刺激前のレベルを僅かに越えて増加する。これは、心拍出量の回復による一過性のものか、胃・腸及び皮膚の血流が減少するため血管拡張性の代謝産物が生じ、その作用によるものかもしれない。

C. ノルアドレナリンによる影響

ノルアドレナリン 50 μ g を舌静脈より注入した。ノルアドレナリンによる血管反応は個々の動物で、幾分異っているが、最も多くの例でみられた反応について述べる。

Fig. 10 は胃の血流に対する影響、Fig. 11 は腸の血流に対する影響を示したもので、両者の血管反応に殆ど差異がない。各図は原因の時間を短縮して書いたものである。

ノルアドレナリンを注入すると、極めて短かい潜伏時ののちに、心拍数が毎分約200位に増え、一旦、注入前の毎分160位のレベルに減少



Fig. 7.

Changes of gastric blood flow in association with respiration and peristalsis.

A : E. M. G. of stomach.

B : plethysmogram of gastric serosa.

C : respiratory movement of chest, upstroke indicates inspiration.

D : blood pressure.

E : rate of blood flow in gastric mucosa.

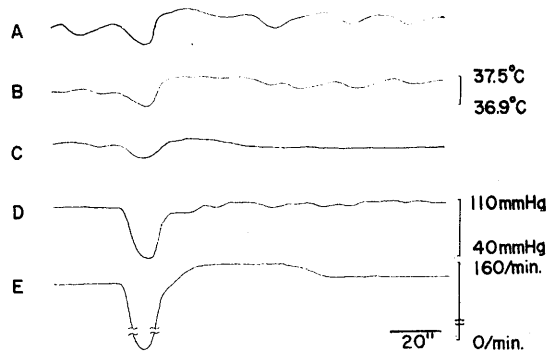


Fig. 8.

Effect of stimulation of distal stump of vagus nerve.

A : plethysmogram of gastric serosa.

B : rate of blood flow of gastric mucosa.

C : plethysmogram of paw.

D : blood pressure.

E : pulse rate.

Stimulus is indicated by a uppermost bar.

したのち、再び毎分200位にまで増加する。このように二峯性の心拍頻度が約30秒間持続したのちに、急激に心拍は緩徐になり、注入前の3/4以下になったのち、しだいに増加し、約10分後に注入前のレベルに回復する。

血圧は心拍数が2度目に増加する時期、すなわち、注入後約15秒で、急激に約80 mmHg近く上昇したのち、しだいに下降し、約3分後に

は注入前のレベルに回復する。尚、血圧の上昇のしかたは同量のノルアドレナリンでも、Fig. 10の如く、急峻な立ち上りを示すものと、Fig. 11の如く、比較的ゆるやかな立ち上りを示すものと、更に一層ゆるやかな立ち上りを示すものなど一定していないが、一般に、注入を繰り返した動物では立ち上りがゆるやかになる傾向がある。

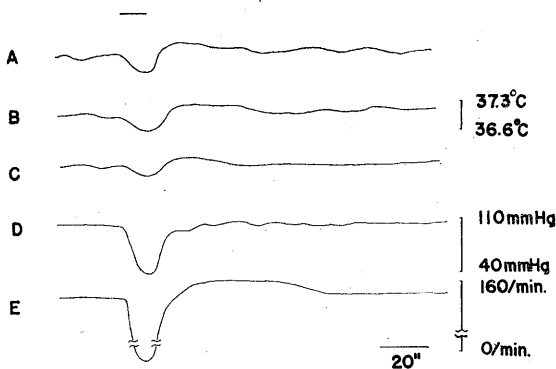


Fig. 9.

Effect of stimulation of distal stump of vagus nerve.

- A : plethysmogram of intestinal serosa.
 B : rate of blood flow of intestinal mucosa.
 C : plethysmogram of paw.
 D : blood pressure.
 E : pulse rate.
 Stimulus is indicated by a uppermost bar.

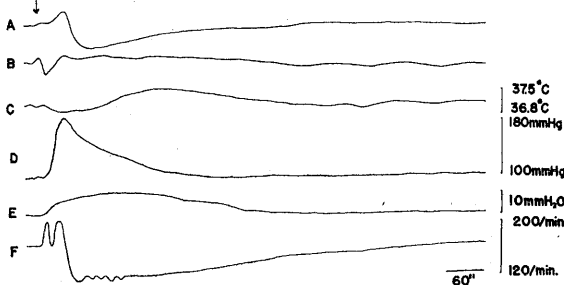


Fig. 10.

Circulatory changes due to administration of noradrenaline.

- A : plethysmogram of paw.
 B : plethysmogram of gastric serosa.
 C : rate of blood flow of gastric mucosa.
 D : blood pressure.
 E : portal pressure.
 F : pulse rate.
 Arrow indicates intravenous injection of noradrenaline (50 μ g).

る。

前肢皮膚のプレチスモグラムは注入後約15秒、即ち、心拍数が2度目に増加する時期、従って、血圧が上昇する時期と殆ど一致して、血管容積の増加が起り、約10-15秒後に最高を示したのち、急激に減少し、約6分後に注入前のレベルに回復する。皮膚血管のノルアドレナリンに対する反応は根本的には同一であるが、初期の血管容積の増加が著明なもの、あるいは僅かなもの、血管容積の減少が急激でしかも著明なもの、あるいはあまり急激ではないが減少を示すものなど一定しないが、血圧上昇及び心拍数の変化が著明なものほど、皮膚血管の反応も著明にあらわれる。

胃・腸の血管容積は注入約5-10秒後、即ち、血圧が上昇しはじめる時期より約5-10秒前に、著明な減少がはじまり、次いで約10-15秒後には著明な容積の増加がみられる。この容積の増加は約5-6分持続し、これと一致して約10 mmH₂Oの門脈圧の上昇がみられる。

胃・腸の血流量は血管容積が減少する時期より僅かに遅れて減少し、約60-90秒間持続したのち、著明な増加を示し、注入約8-10分後に注入前のレベルに回復する。

胃・腸の血管容積及び血流量が減少しはじめる時期より約5-10秒遅れて、即ち、血管容積が最も減少した時期及び心拍数が2度目に増加する時期に一致して、血圧が上昇することから考えれば、この血圧の立ち上りには、胃・腸血管の収縮及び心拍数の増加が原因となっているように思われる。血圧の高いレベルがまだ持続している時期に、胃・腸の血管容積は増加し、心拍数は著明に減少している。この時期に一致して、皮膚血管の収縮及び血圧上昇期間に比べて時間的には短かいが胃・腸の血流量の減少がみられる。しかし、この胃・腸及び皮膚の血管の収縮のみが血圧上昇の持続を保つ上で主要な役割を演じているということとはできない。

ここで、もう一つ注目したいことは、胃腸

の血管容積が増加し、これに対応すべき血流量の増加がみられず、逆に減少していることである。一方、門脈圧は上昇している。この門脈圧の上昇は胃・腸の血流量が減少しているのであるから、門脈自身の収縮によると考えねばならない。かように、門脈の抵抗が増大することにより、胃・腸より門脈に流入する血液量は減少し、胃・腸血管容積の増加を惹起することになると考えられる。

胃・腸の血流量の減少は $20 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンを注入した場合も同様にみられる (Fig. 12)。即ち、血圧は注入約30秒後にゆるやかに約 40 mmHg 上昇し、約3分後に注入前のレベルに回復する。前肢皮膚の血管容積は血圧の上昇と一致して増加したのち、減少する点は $50 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンを注入した場合と同様であるが、変化はゆるやかである。腸の血管容積は血圧が上昇し始める時より約5-10秒前に、減少をはじめ、血圧の上昇が最高に達した時期に血管容積は最も減少する。次いで、 $50 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンを注入した場合にみられたような著明な血管容積の増加はない。一方、腸の血流量は血圧が上昇している時期に殆ど一致して減少し、次いで、増加をはじめ、注入約5分後に最も増加し、更に、約5分後には注入前のレベルに回復する。この腸の血流量が約2分間にわたり減少している時期に相当して、腸の血管容積は減少を示さず、一過性の減少ののち、かえって軽度増加を示している点、 $50 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンでみた反応とよく一致する。

かように、 $20 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンを注入した際にみられる胃・腸の血管反応は $50 \mu\text{g}$ のノルアドレナリンを注入した際の反応とよく似ているが、一般に、 $20 \mu\text{g}$ の場合は血管容積及び血流量の変化が $50 \mu\text{g}$ の場合ほど、著明でない。又、 $50 \mu\text{g}$ の場合でも、注入を繰返したあとでは、 $20 \mu\text{g}$ の場合の反応に似て、血管容積

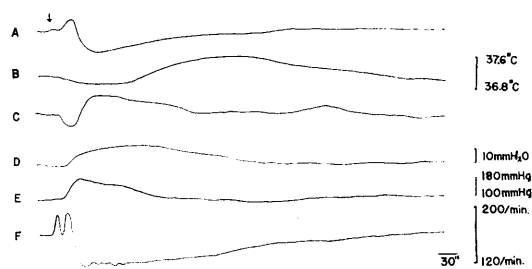


Fig. 11.

Circulatory changes due to administration of noradrenaline.

A : plethysmogram of paw.

B : rate of blood flow of intestinal mucosa.

C : plethysmogram of intestinal serosa.

D : portal pressure.

E : blood pressure.

F : pulse rate.

Arrow indicates intravenous injection of noradrenaline ($50 \mu\text{g}$).

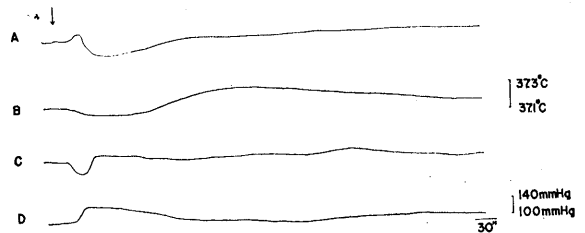


Fig. 12.

Circulatory changes due to administration of noradrenaline ($20 \mu\text{g}$).

A : plethysmogram of paw.

B : rate of blood flow of intestinal mucosa.

C : plethysmogram of intestinal serosa.

D : blood pressure.

Arrow indicates intravenous injection of noradrenaline ($20 \mu\text{g}$).

の増加は軽度になる。

D. 門脈一部閉塞による影響

門脈を周囲組織より剝離し、一部閉塞した際の胃・腸の血管におこる変化を Fig. 13 に示した。

これは、Fig. 10, 11 で胃・腸血管容積の増加に対応すべき血流量の増加がみられないことから、門脈圧の変化が血管容積変化に何らかの影響を及ぼしているかもしれないという仮定のもとに、行った実験である。

一部閉塞と同時に、胃・腸の血管容積は門脈

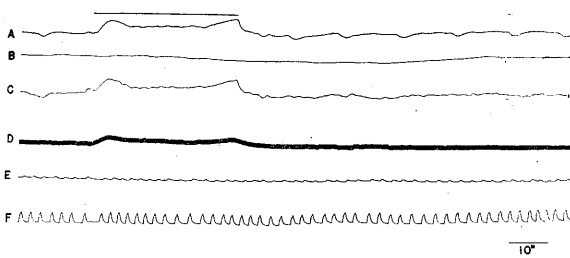


Fig. 13.

Partial occlusion of portal vein.

- A : plethysmogram of gastric serosa.
 B : rate of blood flow of intestinal mucosa.
 C : plethysmogram of intestinal serosa.
 D : portal pressure.
 E : blood pressure.
 F : respiratory movement of chest.

Partial occlusion is indicated by an uppermost bar.

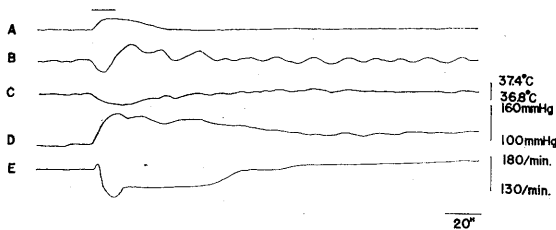


Fig. 14.

Effect of stimulation of distal stump of major splanchnic nerve.

- A : plethysmogram of paw.
 B : plethysmogram of gastric serosa.
 C : rate of blood flow of gastric mucosa.
 D : blood pressure.
 E : pulse rate.

Stimulus is indicated by an uppermost bar.

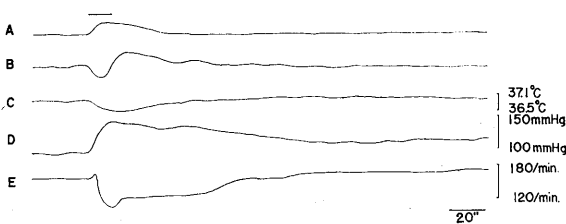


Fig. 15.

Effect of stimulation of distal stump of major splanchnic nerve.

- A : plethysmogram of paw.
 B : plethysmogram of intestinal serosa.
 C : rate of blood flow of intestinal mucosa.
 D : blood pressure.
 E : pulse rate.

Stimulus is indicated by an uppermost bar.

圧の上昇曲線がしめす経過と全く一致して、増加している。

ノルアドレナリンを注入した際、胃・腸の血流量が減少しているにもかかわらず、血管容積は一過性に減少したのち、著明に増加しているのは、門脈の抵抗の増加により、胃・腸から門脈への血液の流入が妨げられるため、胃・腸血管内の血液が増加し、血管容積の増加をおこす原因となっていることを示している。

E. 大内臓神経刺激による影響

左右の大内臓神経の刺激による腹部内臓血管の反応には、差異がない¹¹⁾⁴¹⁾と云われているから、著者は右・側臥位に固定し、左・大内臓神経を腹膜外より露出し、その末梢端に 50 c/s, 15 msec, 10 V の矩形波の刺激を加えた。

Fig. 14 は胃血流に対する影響、Fig. 15 は腸血流に対する影響をしめたもので、両者の血管反応には殆ど差がない。尚、各図は原図の時間を短縮して書いたものである。

刺激を加えると同時に、血圧は約 50 mmHg 上昇し、刺激を止めると、しだいに下降し、約 2 分後には刺激前のレベルに回復する。心拍数は血圧の上昇と同時に一過性に増加したのち、急激に減少し、次いで、刺激を止めると、ゆるやかに増加し、血圧が刺激前のレベルに回復する時期と殆ど一致して、刺激前のレベルに回復する。この心拍数の減少は血圧上昇による頸動脈洞あるいは大動脈などからの反射による二次的な作用によるものであろう。前肢皮膚の血管容積は血圧上昇により受動的に軽度の増加をみせる。胃・腸の血管容積は刺激を加えると同時に、著明な減少をみせるが、刺激中であるにもかかわらず、増加をはじめ、刺激を止めると一層著明な増加をみせ、刺激停止後、約 1 分間にわたり血管容積の増加がみとめられる。一方、胃・腸の

血流量は血管容積の減少より僅かに遅れて、減少をはじめ、約1分後には刺激前のレベルに回復する。この血流量曲線でノルアドレナリンの場合と異なる点は、血流量減少ののち、増加を示す時期が全くないことである。胃・腸の血管容積が減少ののち、増加するのはノルアドレナリンの場合と同様、門脈圧の上昇が関係しているのであろう。

刺激を加えると殆ど同時に、胃・腸の血管容積及び血流量が減少することにより、血圧上昇がひきおこされるかもしれないが、血管容積は約10秒後には増加をはじめ、血流量の減少にしても血圧上昇の全経過に比べたら短時間に過ぎないから、血圧の高いレベルを保つ役割を胃・腸血管の変化にのみ負わせることはできない。

Ⅳ. 考 察

A. 皮膚血管容積変化について

小動脈、細動脈、前毛細管部及び細静脈、小静脈は交感神経の支配下にあり⁴²⁾⁴³⁾⁴⁴⁾、その刺激により各部の収縮を起す。この刺激効果は恐らくノルアドレナリンを仲介¹¹⁾として行われる。

ノルアドレナリンの皮膚血管に対する作用については、文献的に二通りある。一つは、先ず、細動脈が収縮し、次いで細静脈が収縮するという考え⁴⁵⁾⁴⁶⁾であり、他は、先ず、細静脈が収縮し、次いで、細動脈が収縮するもの²⁶⁾である。腸間膜にノルアドレナリンを滴下した実験⁴⁶⁾では、先ず、細動脈がすみやかに収縮し、細静脈はこれにおくれて、ゆるやかに収縮することがみられている。いずれにせよ細動脈と細静脈は全く異なる反応を呈するものと考えられる。

もし、ノルアドレナリンによって、細静脈がさきに収縮するとすれば、著者の一過性の血流量増加はこれによって充分説明できる。しかし、かりに、細動脈がさきに収縮したとしても、血圧上昇の強さがこれをうまわって、血管が受動的におしひろげられたためであるかもしれない。どちらが正しいかは血管平滑筋あるいは支

配神経の働流でもとらない限り、確めることはできない。

初期血管拡張は皮膚においてのみ観察され、胃・腸においては観察されない。皮膚においては、次いで、小動脈、細動脈、細静脈、小静脈に強い収縮がおこるため、血流量が減少し⁴⁷⁾、或いは零⁴³⁾になり、血管容積の減少がおこる。

B. 血圧上昇について

ノルアドレナリンは末梢抵抗を増大⁴⁸⁾し、特に、腹部内臓血管の抵抗を増大⁶⁾⁷⁾⁸⁾し、その血流量を減少⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾¹²⁾¹³⁾させるという。著者のノルアドレナリンの実験でも、静注直後に、胃・腸の血流量の減少及び一過性の血管容積の減少がみられる。Barcroftによれば、心臓にたいして、ノルアドレナリンは心拍数及び心拍出量を減少⁴⁸⁾させる。著者の実験では、内臓血管の収縮と一致して、心拍数の一過性増加があったが、拍出量の増加があったかどうかはわからない。

ここで、血圧上昇をひきおこす原因について考えてみたい。

ノルアドレナリンを静注して、すぐに心拍数は一たん著明に増加し、このとき前肢皮膚の血液量及び胃・腸の血液量が一過性に増加することが多い。心拍数はついで静注前の値に戻り、第2回目の著明な増加をするが、このときに、胃・腸血管の強い収縮がみられる。血圧はこの第2回目の心拍数増加と内臓血管の収縮に5-10秒遅れて、急激に上昇する。従って、血圧上昇は主として内臓血管収縮によるものと推察できる。皮膚血管がどの程度これに関与しているかは、ここですぐには結論できない。

C. 胃・腸血管容積の増加について

一たん減少した胃・腸血管容積はその後、急に増加し、最大に達したのちゆるやかに戻る。CdS cellにより、とらえられた曲線の上昇が確かに血管容積の増加をしめすものであるとすれば、どうして、この増加が起り、胃・腸の血管のどこに、それが起っているのであろうか。

1. 増加の原因について

著者は胃・腸より更に下流の血管抵抗を考慮

してみた。門脈圧の高さは実験者により異っており、9 mmHg 前後¹⁸⁾、12 mmHg 前後¹⁰⁾、13 mmHg 前後¹¹⁾と報告されている。一方、肝静脈が下大静脈に開口する部位では、0 mmHg²⁾⁴⁹⁾と云われている。従って、凡そ 10 mmHg の差で、肝内血流が保たれていることになる。協同実験者の権田⁵⁰⁾の実験によれば、ノルアドレナリンの静注により、肝の血管容積は軽度に減少し、脾では比較的長期にわたる血管収縮が凡そ血圧上昇の期間と一致しておることが観察されている。脾の長期にわたる血管収縮により、大量の血液が肝に向って流出されるから、門脈圧と肝静脈圧の差は著しく大きくなり、肝内血流量が増加する筈であるが、測定によれば、門脈内血流量は減少¹⁷⁾しており、門脈は収縮¹⁷⁾し、従って、門脈圧が上昇¹⁷⁾する。肝内血管も収縮⁶⁾¹⁷⁾²¹⁾⁵¹⁾すると報告されている。又、Wiggers⁵²⁾は shock の際に、門脈の抵抗が増大し、血液が腹部内臓に隔離されることを観察している。肝内血流量は殆ど変化しないという報告⁷⁾もあるが、協同実験者の権田⁵⁰⁾の実験によれば、肝内血流量及び肝内血管容積の増加ということは観察することができなかった。このように、門脈及び肝内血管が収縮し、その血流量が減少するため、胃・腸の小動脈あるいは細動脈、脾などから駆出された血液の門脈への流入が妨げられ、門脈あるいはそれより上流の部分に貯溜されることになる。Fig. 13 に示すように、門脈を一部閉塞した際には胃・腸の血管容積の増加がおこる。

以上のことから、ノルアドレナリンによる胃・腸血管の容積増加は門脈あるいは肝内血管抵抗の増大によると考えられる。

2. 血液の貯溜部位について

胃・腸血管の容積増加は動脈血管内か静脈血管内のどちらに血液が貯溜するためであろうか。Barcroft⁴⁸⁾、Bearn ら⁶⁾、McC Smythe ら⁷⁾、Jacobson⁸⁾、Grayson and Swan⁹⁾、Deal ら¹¹⁾、Zweifach⁴²⁾ らによれば、動脈側は常に収縮する。ここに貯溜するとは考えられない。著者の thermister flow meter による曲線でも、動脈血

管内の血流量の増加は起っていない。元来、胃・腸の動脈血管に比べて、静脈血管はその緊張度が弱く、その上、ノルアドレナリン静注によって、胃・腸静脈の周囲筋組織の緊張度は低下⁵³⁾する。従って、門脈及び肝内血管が収縮して、門脈への流入血液に対する抵抗が増大すると、胃・腸の小動脈及び細動脈、脾などから駆出された血液は静脈血管内に貯溜することになる。今一つの原因としては、プレチスモグラフでとらえられる血管容積の変化は動脈よりも静脈の血管容積の変化に影響されるところが多い⁴⁵⁾からであろう。また、ノルアドレナリンは腹部内臓血液のヘマトクリット値を増加⁷⁾させ、酸素消費量を増加⁶⁾⁷⁾させることも、静脈血管内への血液貯溜を支持する。いわば、胃・腸の静脈は血圧上昇時の血液貯蔵所としての役割を演じているといえる。

D. 血圧上昇持続の機序について

門脈は肝動脈に比べて、約 3 倍の血液を肝に供給している¹⁸⁾⁵⁴⁾⁵⁵⁾。だから、門脈あるいは肝内血管が収縮すると、心臓への血液還流量の減少は極めて大きいと考えねばならない。その上、心拍数が減少しているから、心拍出量の減少は著しい筈である。にもかかわらず、この期間中全身血圧上昇が持続しているのは、どのような機序によるのであろうか。

胃・腸血管の収縮している期間はプレチスモグラムでみる限りは血圧上昇期のきわめて早期だけであるが、thermister flow meter による血流速度の測定によっても、血流が減少しているのは血圧上昇期の 1/2 程度にすぎない。しかるに、皮膚血管の収縮期間は血圧上昇期間とほぼ一致する。

以上のような観察結果から、この血圧上昇の持続は次のように考える。

プレチスモグラム上では、胃・腸血管はひらいているようにみえるが、これは前にも述べたように、肝内血管など下流の血管が収縮したために、静脈系に血液が貯溜したためであり、このとき同時に小動脈も収縮しているから、内臓血管系としては血流に対する抵抗は高まってい

と考えることができる。それ故に、見かけ上は血管容積が増していても、血圧上昇に関係しているといえる。しかし、後半にいたると、血流が増加するから、この後半の血圧上昇の説明には不十分である。この場合には、その時間的経過の一致からみて、皮膚の血管収縮が主役を演じているのであろう。腎においても血流量の減少⁵⁰⁾がみられるところから、腎から遊離される血圧上昇物質が胃・腸以外の細動脈を収縮させる因子も除外することはできない。

以上から、ノルアドレナリン静注による血圧上昇の機序は次のようにまとめることができる。

静注後、まず、内臓領域の小動脈の収縮がおこり、これによって急激な血圧上昇、ついで、肝内血管、門脈の収縮がおこり、内臓静脈の受動的拡張と血圧上昇の持続、皮膚血管の収縮は最初からあるかもしれないが、まず受動的におしひろげられ、次第に収縮は強くなって、血圧の上昇を助け、収縮の減少と一致して血圧は次第に下降するのであろう。この際、心拍出量がどのように変化しているかはわからないが、文献⁴⁸⁾によると、減少はしても、増加はないといわれているから、血圧上昇にはほとんど関係がないのではなからうか。

E. 血圧下降後の血流増加について

血圧及び胃・腸の血管容積がほぼ元のレベルに回復した時期に、胃・腸の血流量が最高に達するのは Green ら¹⁰⁾、Deal ら¹¹⁾、Lever ら¹²⁾、Burn ら⁵⁶⁾もみているように、Ahlquist⁵⁷⁾ のいう少量のノルアドレナリンによる二次性血管拡張を示すものであろう。強い内臓血管の持続的収縮のためにおこった局所の酸素欠乏のため、postischemic hypremia もまた否定することはできない。このことは、全身血圧、脳循環及びその他の各種の“neutral”臓器が特に影響されることを防ぐため、胃・腸の血流量が増加するというような、一連の代償性反射機構が各臓器間に存在していることを示唆している。

F. 大内臓神経刺激効果について

大内臓神経を刺激した場合も、ノルアドレナ

リンを静注した場合と同様に、胃・腸の血管容積は減少²⁾¹¹⁾し、血流量も減少¹¹⁾するといわれている。著者の大内臓神経刺激による実験でも、胃・腸の血流量の減少及びその血管容積の一過性の減少がみられた。血圧上昇の初期にみられる変化としては、この胃・腸の血流量及びその血管容積の減少のみである。従って、血圧上昇がひきおこされるのは、胃・腸血管の収縮のみによって、充分説明できる。

血圧と胃・腸血管、門脈などの状態変化の関係は前のノルアドレナリン静注の場合とほとんど全く同じであるから、刺激の場合の血圧の変化は静注の場合と同様な機序によると考えることができる。ただしこの場合には、皮膚血管の収縮はおこらない。しかるに、胃・腸の血流量の減少期間は血圧上昇期間に比べて短いから、胃・腸の小動脈及び細動脈の収縮のみが血圧上昇を持続させるのではないと考えざるを得ない。胃・腸以外の内臓神経支配領域血管に強い収縮が持続しているか、または、腎の血流量の減少⁵⁰⁾がみられることから、腎から遊離される血圧上昇物質が胃・腸以外の細動脈を収縮させているのかもしれない。

大内臓神経を刺激した場合と、ノルアドレナリンを静注した場合とで最も大きな差異は前者では二次性血管拡張がみられないことである。これは Deal ら¹¹⁾もみている。この理由は不明である。

V. 総括

胃・腸・皮膚のプレチスモグラムを反射光電式プレチスモグラフを用いて記録し、同時に、胃・腸の血流量変化を needle thermister の温度変化として記録し、各種の刺激に対する血圧と血管反応の関係について検討した。

1) 経口的に胃粘膜のプレチスモグラムを記録することは困難である。

2) 胃・腸の粘膜と漿膜の血管反応の間には差異がない。

3) 胃・腸の血流量は吸息時に増加し、蠕動により減少する。

4) 迷走神経刺激により、胃・腸及び皮膚の血流量は心拍数減少、恐らくは、心拍出量の減少と血圧の低下により、減少あるいは停止する。

5) ノルアドレナリンの静注により、胃・腸の血流量は減少する。そのとき、血管容積は一たん減少するが、ついで増加する。一方、心拍数は一過性に増加する。従って、この胃・腸血管容積の受動及び心拍数の増加は、血圧上昇をひきおこす原因となりうるとしても、血圧上昇の持続に対しては主役を演じていないと考えられる。この胃・腸血管容積の増加は肝及び門脈の抵抗の増大による胃・腸の静脈、細静脈の鬱血に基因し、全身の血液分布の均衡を計るのに役立つと考えられる。

血圧がほぼ元のレベルに回復した時期に、胃・腸の血流量が増加する。

皮膚の血管容積及び心拍数は一過性に増加したのち、減少する。

6) 大内臓神経刺激による胃・腸の血管反応はノルアドレナリンの場合とよく似ているが、二次性の血流量増加はみられない。

皮膚の血管容積は血圧上昇により受動的に増加する。

稿を終るに臨み、終始御懇篤なる御指導と御校閲を賜った恩師高木健太郎教授に深甚なる感謝の意を捧げます。

また、技術的御援助を受けた小林守氏及び御協力を頂いた権田憲吉学士に深謝の意を表します。

尚、この研究は高木教授に与えられた昭和39年度文部省科学研究費の補助を受けたものである。

文 献

- 1) Oliver, G. and F. A. Schäfer (1895) The physiological effects of extracts of the suprarenal capsules. *J. Physiol.* **18**, 230-276
- 2) Schmid, J. (1908) Beeinflussung von Druck und Stromvolumen in der Pfortader durch die Atmung und durch experimentelle Eingriffe. *Pflüg. arch. ges. Physiol.* **126**, 165-196
- 3) Hartman, F. A. and L. M. Fraser (1917) The mechanism for vasodilatation from adrenaline. *Am. J. Physiol.* **44**, 353-368
- 4) Clark, G. A. (1930) The selective vaso-constrictor action of adrenaline. *J. Physiol.* **69**, 171-184
- 5) Goetz, R. H. (1939) The control of the blood flow through the intestine as studied by the effect of adrenaline. *Quart. J. exper. Physiol. and cognate Med. Sci.* **29**, 321-332
- 6) Bearn, A. G., B. Billing and S. Sherlock (1951) The effect of adrenaline and noradrenaline on hepatic blood flow and splanchnic carbohydrate metabolism in man. *J. Physiol.* **115**, 430-441
- 7) Smythe, C. M., J. P. Gilmore and S. W. Handford (1954) The effect of levarterenol (L-Noradrenaline) on hepatic blood flow in the normal anesthetized dog. *J. Pharmacol. & Exper. Therap.* **110**, 398-402
- 8) Jacobson, E. D. (1963) Effects of histamine, acetylcholine, and norepinephrine on gastric vascular resistance. *Am. J. Physiol.* **204**, 1013-1017
- 9) Grayson, J. and H. J. C. Swan (1950) Action of adrenaline, noradrenaline, and dihydroergocornine on the colonic circulation. *Lancet*. March. 488-490
- 10) Green, H. D., C. P. Deal, Jr., S. Bardhanabaedya and A. B. Denison Jr. (1955) The effects of adrenergic substances and ischemia on the blood flow and peripheral resistance of the canine mesenteric vascular bed before and during adrenergic blockade. *J. Pharmacol. & Exper. Therap.* **113**, 115-123
- 11) Deal, C. P. Jr. and H. D. Green (1956) Comparison of changes in mesenteric resistance following splanchnic nerve stimulation with responses to epinephrine and norepinephrine. *Cir. Res.* **4**, 38-44
- 12) Leber, A. F., J. F. Mowbray and W. S. Peart (1961) Blood flow and blood pressure after noradrenaline infusions. *Clin. Sci.* **21**, 69-74
- 13) Peter, E. T., D. M. Nicoloff, H. Socin, A. L. Walter and O. H. Wangenstein (1962) Relationship between gastric blood flow and secretinn. *Federation Proc.* **21**, 264
- 14) Bayliss, W. M. (1893) On the physiology of the depressor nerve. *J. Physiol.* **14**, 303-325
- 15) Edmunds, A. (1897) An intestinal plethysmograph. *J. Physiol.* **22**, 380-384
- 16) Hoskins, R. G. and R. E. Lee Gunning (1917) Effects of adrenin on the distribution of the blood. V. Volume changes and venous discharge in the intestine. *Am. J. Physiol.* **43**, 399-407
- 17) Honer Andrews, W. H., R. Hecker, B. G. Mae-graith and H. D. Ritchie (1955) The action of adrenaline, L-noradrenaline, acetylcholine and other substances on the blood vessels of the perfused canine liver. *J. Physiol.* **128**, 413-434
- 18) Burton-Opitz, R. (1912) The vascularity of the liver. VI. The influence of the greater splanchnic nerve upon the venous inflow. *Quart. J. exp. Physiol.* **5**, 189-196

- 19) Gibbs, F. A. (1933) A thermoelectric blood flow recorder in the form of a needle. Proc. Soc. exp. Biol. and Med. N. Y. **31**, 141-146
- 20) Grayson, J. (1952) Internal calorimetry in the determination of thermal conductivity and blood flow. J. Physiol. **118**, 54-72
- 21) Grayson, J. and D. H. Johyson (1953) The effect of adrenaline and noradrenaline on the liver blood flow. J. Physiol. **120**, 73-94
- 22) Richins, C. A. (1948) Use of the freezing-drying technique for study of vasomotor activity. Science. **107**, 25
- 23) Grayson, J. (1949) Vascular reaction in the human intestine. J. Physiol. **109**, 439-447
- 24) Denison, A. B. Jr., M. P. Spencer and H. D. Green (1955) A square wave electromagnetic flowmeter for application to intact blood vessels. Cir. Res. **3**, 39-46
- 25) Sosin, H., E. F. Bernstein, E. T. Peter and O. H. Wangenstein (1962) The effect of serotonin and histamine on gastric blood flow. Physiologist. **5**, 214
- 26) Mellander, S. (1960) Comparative studies on the adrenergic neuro-hormonal control of resistance and capacitance blood vessels in the cat. Acta Physiol. Scand. **50**, 1-86
- 27) Fegler, G. and K. J. Hill (1958) Measurement of blood flow and heat production in the splanchnic region of the anesthetized sheep. Quart. J. exp. Physiol. **43**, 189-196
- 28) Fronek, A. and V. Ganz (1960) Measurement of flow in single blood vessels including cardiac output by local thermodilution. Cir. Res. **8**, 175-182
- 29) Arabehty, J. T., H. Dolcini and S. J. Gray (1959) Sympathetic influences on circulation of the gastric mucosa of the rat. Am. J. Physiol. **197**, 915-922
- 30) Löfving, B. (1961) Differentiated vascular adjustments reflexly induced by changes in the carotid baro- and chemoreceptor activity and by asphyxia. Med. exp. **4**, 307-312
- 31) Folkow, B., B. Johansson and B. Löfving (1961) Aspects of functional differentiation of the sympathoadrenergic control of the cardiovascular system. Med. exp. **4**, 321-328
- 32) Demling, L. und F. Wachsmann (1961) Neue Methode zur Messung von Druchblutungsänderungen and der Magenschleimhaut. Desch. med. Wschr. **86**, 944-946
- 33) Mullins, G. I. (1963) Liver and spleen as venous reservoirs. Am. J. Physiol. **204**, 35-41
- 34) 池上芳男 (1958) プレチスモグラフ法の比較的研究 呼吸と循環 **6**, 881-890
- 35) 高木健太郎・永坂鉄夫 (1961) 身体各部皮膚血流の特性, 特にその周期的動揺 総合医学 **18**, 755-760
- 36) Hertzman, A. B. (1947) A photoelectric plethysmograph of the skin. Med. Res. **1**, 177-182
- 37) 長谷川渙 (1952) 光電的容積脈波描写装置 生体の科学 **4**, 138-140
- 38) 沢田又一 (1958) 皮膚容積脈波の基線動揺の部位的特性 呼吸と循環 **6**, 417-424
- 39) 栄寿太郎 (1959) 口腔及び鼻粘膜血流の反射光電プレチスモグラフによる研究 呼吸と循環 **7**, 1125-1131
- 40) Nakayama, T., M. Kobayashi and K. Takagi (1961) A new pulse rate meter for experimental and clinical use. J. appl. Physiol. **16**, 378-380
- 41) Bunch, J. L. (1897) On the origin, course and cell-connections of the visceromotor nerves of the small intestine. J. Physiol. **22**, 357-379
- 42) Zweifach, B. W. (1957) General principles governing the behavior of the microcirculation. Am. J. Med. **23**, 684-696
- 43) Davis, D. L. (1963) Small blood vessel responses to sympathetic stimulation. Am. J. Physiol. **205**, 579-584
- 44) Davis, D. L. (1964) Sympathetic stimulation and small artery constriction. Am. J. Physiol. **206**, 262-264
- 45) Parrish, D., R. A. Bray, D. E. Strandness, Jr. and J. W. Bellseattle, wash. (1963) Evidence for the venous origin of plethysmographic information. J. Lab. of Clin. Med. **62**, 943-949
- 46) Zweifach, B. W. (1961) Functional behavior of the microcirculation. Charles C. Thomas. Springfield. 111
- 47) Johnson, H. D., Green and J. T. Lanier (1953) Comparison of adrenergic blocking action of ilidar (Ro 2-3248), regitine (C-7337) and priscoiline in the innervated saphenous arterial bed (skin exclusive of muscle) and femoral arterial bed (muscle exclusive of skin) of the anesthetized dog. J. Pharmacol. & Exper. Therap. **108**, 144-157
- 48) Barcroft, H. and H. J. C. Swan (1952) Sympathetic control of human blood vessels. Edward Arnold & Co. London
- 49) Bayliss, W. M. and E. H. Starling (1894) Obser-

- ations on venous pressures and their relationship to capillary pressures. *J. Physiol.* **16**, 159-202
- 50) 権田憲吉 ; (未発表)
- 51) Grayson, J. and D. H. Johnson (1952) L-noradrenaline as vasoconstrictor. *Brit. Med. J.* **1**, 546-547
- 52) Wiggers, C. J. (1950) *Physiology of shock*. Commonwealth Fund New York
- 53) Linden, R. J. (1963) Efferent nerves to the peripheral circulation. In: *Recent advances in Physiology*, edited by R. Creese. J. & A. Churchill. London. 382-401
- 54) Blalock, A. and M. F. Mason (1936) Observation on the blood flow and gaseous metabolism of the liver of unanesthetized dogs. *Am. J. Physiol.* **117**, 328-334
- 55) Lipscomd, A. and L. A. Crandall, Jr. (1947) Hepatic blood flow and glucose output in normal unanesthetized dogs. *Am. J. Physiol.* **148**, 302-311
- 56) Burn, J. H. and D. E. Hutcheon (1949) The action of noradrenaline. *Brit. J. Pharmacol.* **4**, 373-380
- 57) Ahlquist, R. P. (1958) Adrenergic drugs. In: *Pharmacology in Medicine*. (Vol. 2.) V. A. Drill, New York Mc Graw-Hill

循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH の

テレメタリング 612. 121. 2+612. 127. 3): 612. 014. 421

第1報 循環血 pH 用埋込み電極の試作

Continuous recording of blood pH and P_{CO_2} and radiotelemetry of blood pH.
First report. Construction of implantable pH-glass electrode
for recording the circulating blood pH

森 本 武 利 (MORIMOTO-Taketoshi)*

I. 結 論

血液 pH 及び血液ガスは生体内に於てたえず微細な動揺を示すとともに、運動時等には急速な変化を来す。この急速かつ微細な変化を正確に追求するには、従来用いられていた方法、即ちスポットサンプリングにより得た血液を各個に測定する方法では、採血に際して生ずるガス脱出による誤差に測定誤差が加り、その微細な変化を正しく追跡することが出来ないのみならず、誤った結果を得る恐れがある。殊に運動時の血液 pH 及び血液ガスに関しては、連続的スポットサンプリングそのものが困難であるから、運動中の変化を追求したものはなく、それらが増加するのか又は減少するのかについても一致した結果が得られていない¹⁾。この点を解決するには正確に血液 pH 及び血液ガスを連続測定する方法を適用することが一番早道である。従ってこの研究については他にも種々²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾の試みはあるが未だ充分なものとはいえない。我々の教室でも吉村等⁴⁾により循環血用 pH ガラス電極がつくられたが、これは一度動脈血を Polyethylen tube にて体外に導き、恒温槽内で測定する方法であり、いわば体外循環型とも言うべきである。そのために電極もやや大型であって、第2報に述べる様な Telemetering に適用することは困難である。斎藤等³⁾の循環

血 pH 測定方法も同様に体外循環型である。そこでこれをさらに小型化し、文字通り in vivo に実験動物体内におさめて体温に於て連続的な測定を可能ならしめ、且つ Telemetering にも応用可能な様な埋込み式 pH ガラス電極および P_{CO_2} 電極を作成せんとした。その他従来の埋込み型電極⁷⁾では循環血液に KCl 寒天橋を接触せしめてあるために拡散電位差を発生したり、血液の KCl による汚染をさけえなかったが、これらの点に関しても改良を試みた。

そこで先ず此等の電極の特性や誤差の原因の検討を行い次にこの電極を運動時の血液 pH 測定に応用し、実験室外を運動する無麻酔犬の循環血 pH の Telemetering の予備実験を行い最後にこれを実際の Telemetering に適用したので報告する。但し便宜上循環血 pH 電極についての検討を第1報に、 P_{CO_2} 電極並に此等を動物実験に適用した予備実験を第2報に、そして Telemetering の実験を第3報に報告する。

II. 実 験 方 法

現在 pH の測定には専ら pH ガラス電極が使用されているが、ガラス電極の特徴の一つとしてガラス膜抵抗が極度に高いことが挙げられる。従ってガラス電極による pH 測定には次のとき点に注意しなくてはならない。

1. 電位差測定計器には充分入力抵抗の高いものを用いる。

2. 内部比較電極と外部比較電極との間の漏洩電流を可及的に小さくおさえるべきであり、その為には両比較電極間の絶縁抵抗を充分に高

* 京都府立医科大学第1生理学教室
Dept. of Physiol., Kyoto Prefectural Univ. of Med.

[昭和39年11月16日受付]

くしなければならぬ。

3. 交流雑音をのぞく。

4. pH ガラスとして出来るだけ抵抗の低いガラスを使用する。

さらに本法では、電気的良導体である生体にガラス電極を埋込んで使用するのであるから、漏洩電流及び外部よりの交流雑音の生じない様に特に注意をはらった。

埋込み型 pH ガラス電極つくり方と循環血用硝子電極の誤差の検討: Fig. 1 に埋込み型 pH ガラス電極の構造を示す。図の A は pH ガラス電極部分である。即ち高抵抗の鉛ガラス管の先端に Li ガラス* の薄膜を球状に溶接したものを使用する。ガラス膜抵抗は 50 MΩ 前後 (38°C) のものを用い、内部液には pH 7.4 の磷酸 Buffer に 0.1 M の割合に KCl を加えた溶液を用いた。内部比較電極には塩化銀電極を使用し、その作製には直径約 0.5 mm の白金線を鉛ガラスの先端に溶着固定し、これにまず硝酸銀溶液に

て銀メッキ、次いで HCl 溶液中にて Cl メッキを行い、さらにその上に塩化銀の粉末を焼付けたものを用いた。かくすることにより、かなり耐久的な塩化銀電極をつくる事が出来る。内部比較電極の固定には pH ガラス外面との絶縁度を高く保つべく磨合せにて密着させると共に高絶縁接着剤 (Araldite : CIBA) にて固定した (Fig. 1 参照)。又内部液には小気泡を加え、温度上昇によるガラス膜の破損にそなえている。この電極の使用に当っては、先ず絶縁抵抗を測定し、その値が電極内部抵抗の 1,000 倍以上のもののみを使用することにした。

外部比較電極としては直径 0.4 mm の銀線を硝子毛細管又はポリエチレン管に通しその先端約 1 cm に Cl メッキした上で塩化銀の粉末をつけて、マイクロバーナーで表面に焼付けた塩化銀電極を使用した (メッキ法による塩化銀電極では、機械的に容易に Cl がはがれ、電極電位の不安定を来す)。この銀線の塩化銀電極部のみを pH ガラス電極の外面にそわせて、シリコンラバーリングにて pH ガラス電極に固定する。シリコンラバーリングの内面を 3 M KCl 溶液にてうるおすことにより液絡を保ったが、併しこの KCl 溶液は電極を血管に埋込む時に血中に流出し、電位差変化の原因をなして来る。従って実験をする場合には電極電位差が一応平衡に達した後 (5 分以内) に用うべきである。併し一度平衡に達してしまえばもはや拡散電位差の無い電極になる訳である。かくして出来た硝子電極はこれを動脈カニューレ (T字管) に入れて動物の動脈に連結して埋込むのである。ただこの場合に血液の Cl⁻ 濃度が変化すればそれによって外部比較電極 (塩化銀電極) の電位差が影響されるから、埋込電極の電位差は血液 pH の外に Cl 濃度にも影響されることになる。血液 pH の変化が現れた場合には赤血球内外の陰イオンの移動が現れて来ることはよく知られた事実であるから²⁾, acidosis, alkalosis に際し血漿 Cl 濃度にも変化が現れる可能性がある。このような変化がどの程度のものであるかを知るために、従来の吉村等の循環血用 pH

CONSTRUCTION OF pH ELECTRODE

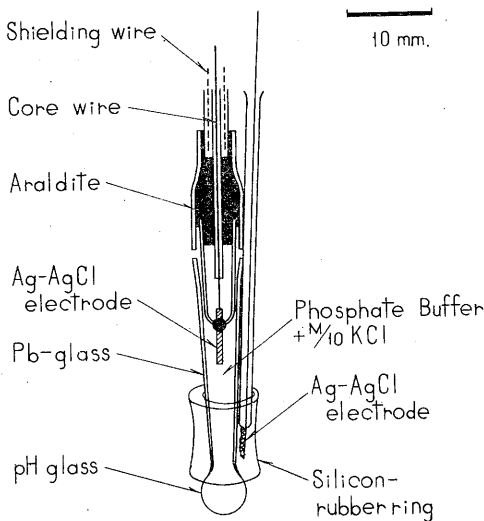


Fig. 1.

The construction of an implantable pH glass electrode.

脚注* 堀場製作所提供

ガラス電極と同時に塩化銀電極および比較電極として甘汞電極を並べて麻酔犬の頸動脈に挿入し、pH 電極の対極として用いた塩化銀電極の電位差が呼吸性及び代謝性 acidosis 及び alkalosis によって如何に変化するかを実験した。呼吸性 acidosis を起させるには犬に10-50% CO₂ を吸入させ、呼吸性 alkalosis を起させるには人工呼吸を盛んにして血中の CO₂ の呼出を促進せしめた。又代謝性 acidosis を起させるには大腿静脈より 0.1 N HCl を 20 cc 注入し、代謝性 alkalosis を惹起せしめるには 0.1 N THAM を 20 cc 注入した。

なお吉村等⁴⁾の用いた管型電極や斎藤等³⁾の用いた毛細管型電極ではその電位差に血液の流動効果が現れる事が偶然の機会に明かになった。この両者の電極は何れも硝子電極膜の部分が細管よりなり、この中を被検液が流れることが特徴である。そこでこの細管の内径の細いもの(内径 3 mm, 長さ 1.3 cm (A電極))と太いもの(内径 6.2 mm, 長さ 2.8 cm (B電極))の2種類の電極をつくり、この中を pH 7.4 の磷酸塩緩衝液を通し、且つその流速を色々かえて電位差を測り、これと緩衝液の流れを停止せしめた静止時の電位差と比較し、その差を流動電位 (ΔmV) と仮称して、これと緩衝液の流速や電極内径との関係を検討した。

電極電位差の測定には島津製作所製の pH メーターを使用し、又その pH を連続描記する際にはその negative feedback (NF) 回路に適当な値の抵抗 (50-500 Ω) を挿入して、ここに生ずる電圧降下を電子管式自動平衡記録計または Minipolygraph (GME) にて記録し、その記録曲線を予め pH 既知液にて描いた線の位置より pH に換算した。

III. 実験成績及び考察

1) 循環血 pH 用細管型電極の流動効果の検討

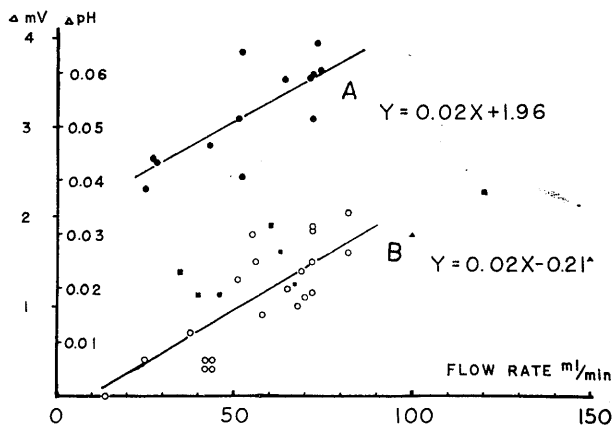


Fig. 2.

The changes in potential of capillary type electrode by flowing of the buffer solution through the capillary electrode. ● are data obtained from "A" electrode, ○ are data obtained from "B" electrode, ■ and ▲ are data obtained with the electrode by Shimazu Ins. Co. and Horiba Ins. Co. respectively.

実験は先ず従来用いられた吉村-藤本等の細管型の電極の流動効果の検討より始められた。先ずA電極並にB電極について pH 7.4 の磷酸塩緩衝液を流した場合の流動電位 ΔmV を求め、これと流速との関係をしらべて見ると Fig. 2 の成績が得られる。図にはA, B 夫々の電極について ΔmV と流速との間の回帰線を求めて直線を引いたが、此等は何れも流速 0 に於て $\Delta mV = 0$ となる筈であるから、完全な直線ではない筈である。而してここに用いた電極Bは吉村等⁴⁾の電極であり、その流動電位を○印であらわす。また電極Aは電極Bをさらに小型化したものであって、流動電位を●印で示し、また島津製作所製及び堀場製作所製の管型 pH ガラス電極の流動効果を夫々■印及び▲印で示したが、いずれも流動効果が出ている。然もこれは流速が大きい程又管径が細い程大きい。総頸動脈における血流速度は 100 ml/分の程度であるから¹³⁾、これらの電極においては常に 1-2mV (0.02-0.03 pH) の補正を必要とし且つ血流が変われば補正值も変わるから、血流の余り変らない条件で実験しなければならない不便がある。殊に斎藤等のつくった循環血用ガラス電極は内径が

0.4 mm と記載されているから、少くも A 電極 (内径 3 mm) のそれよりも大きい誤差を含んでいると思われる。この流動効果の原因については目下検討中であるが少くも単なる electrokinetic potential でないことは、その管内径と電位差の大きさの関係から見て確かである。いずれにしても著者が今回管型電極を避けて T 字管に球型電極を仕込むという手数をかけた理由の一つにはこうした誤差を除く事にあった訳である。

2) 埋め込み型電極の動電効果と被検液 pH との関係

埋め込み型 pH ガラス電極を用いて種々の pH の緩衝液 (NBS standard¹⁵⁾ 及び 磷酸 Buffer¹⁶⁾ を 25°C にて測定した際の緩衝液 pH (水素ガス電極にて測定した) と上記電極電位との関係を図示したものが Fig. 3 である。図示の如く両者の間には Nernst の理論値に近い直線関係が成立する。

この電極に一定の緩衝液を入れてその電位を連続測定すると 1 時間 1 mV 以内の変化しか現われないから、かなり安定であることが判る。また同一の緩衝液を反復測定した場合の再現性は 1 mV (s. d.) (± 0.017 pH) であって、pH メーターの精度以内である。電極の安定性に最も大きく影響する因子は、塩化銀電極の安定性であってこの点に関しては特に注意を払う必要がある。即ち塩化銀電極作製後、pH 電極に固定

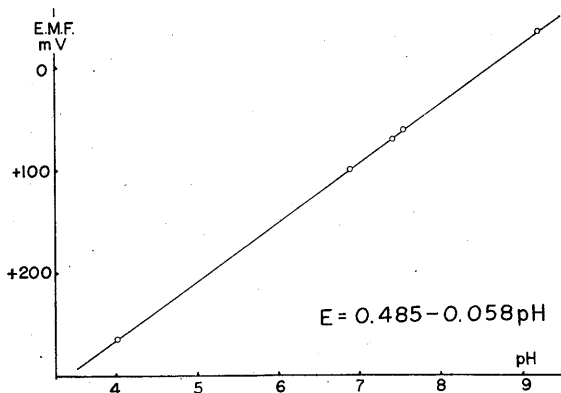


Fig. 3.

pH-E. M. F. relationship of implantable pH glass electrode.

する以前に塩化銀電極のみの安定性を検し、その drift が数時間で ± 0.5 mV 以内に止まるものを選んで用い、これにて pH 電極を組立てた。またもし度々使用している内に電極の安定性が低下した場合には直ちに廃棄することにした。

本 pH 電極の反応時間は、記録計のペン移動に要する時間以内 (full scale 0.3秒) に完了することを確かめた。従って実際の使用にあたっては血液の pH 変化を遅延なく記録することが出来る。

3) 埋め込み型電極による acidosis, alkalosis の検出時の誤差の検討

上記の如く、埋込み型電極には血液 Cl⁻ 濃度による誤差混入の恐れがあるので、これを実験的に明かにする為に Barbitol にて麻酔した犬の頸動脈に吉村等の循環血用の pH 硝子電極、今回つくった埋込型電極の塩化銀電極、甘汞電極の 3 つの電極を直列につないで血液を循環せしめ、血液の循環速度は略一定と仮定して循環血用 pH 電極と甘汞電極との間の電位差を硝子電極電位差 (実際は若干の補正を要するが流速を一定と仮定すれば比較の為の硝子電極電位差にえらぶ事は差支えない) と考え、一方甘汞電極と埋込み型電極に用いた塩化銀電極の間の電位差を塩化銀電極電位差として測定した。そして Acidosis, Alkalosis の為の実験処置を加えない時の電位差を標準にとって呼吸性並に代謝性 acidosis, alkalosis を起させた時の硝子電極並に塩化銀電極の電位差の変化を求め、この両者の電位差変化の関係を相関図にプロットして見た。その結果が Fig. 4 である。図示のごとく、ガラス電極の ± 3 mV (0.05 pH) の変化に対して Cl 電極の電位は最大 0.9 mV の変化を示す。しかもガラス電極電位差の正の方向への上昇 (溶液 pH の低下に相当する) は、Ag-AgCl 電極電位の正の方向への変化を伴っていることが示される。この事実は acidosis に際して血清 Cl が減少し、alkalosis には Cl の増加の起る事実に

対応している。然もこれは理論的に血球と血漿の間の Cl⁻ の移動を説いた Hamburger phenomena にて説明することが出来る。即ち呼吸性 acidosis に際しては赤血球内に CO₂ が侵入してその HCO₃⁻ を高め、その為に HCO₃⁻ が細胞外に拡散する。しかし血球膜を介しての血球内外のイオン濃度には Donnan 平衡が成立して $[\text{HCO}_3^-]_{\text{内}}/[\text{HCO}_3^-]_{\text{外}} = [\text{Cl}^-]_{\text{内}}/[\text{Cl}^-]_{\text{外}} = \gamma$ なる平衡が成立する。この場合に血球よりの HCO₃⁻ の流出に対し血清の方からは Cl⁻ が赤血球内に移行し、かくてこの血球内外の陰イオン濃度比が一定に保たれるのである。又代謝性の acidosis に際しては血漿の HCO₃⁻ が酸により中和せられてその濃度を減じ、その為に血球内の HCO₃⁻ が遊出して上記の平衡を保たんとする。よってこれと交換して血清 Cl⁻ が血球内に入る。いずれにしても acidosis においては血漿 Cl⁻ 濃度の減少を来たして来るのである。もっとも今回の実験では HCl 注入によって代謝性の acidosis をつくったのであるから血液中に Cl⁻ 濃度が増している筈であるが、その増加は血球内への Cl⁻ の侵入により押えられたものと考えられる。一方 alkalosis の際には丁度これと反対の過程にて塩化銀電極の電位差の減少（負の方向への変化）を示すことが理解し得る。しかしこうした理論はともあれガラス電極の電位差が上昇する時に、塩化銀電極電位差も上昇する事は兩者を組合せたガラス電極セットの血液 pH 変化に対する感度を減ずる結果となる。上記 Fig. 4 の成績の場合には Cl⁻ に感じない比較電極を用いた場合よりも硝子電極電位差で 3 mV (0.05 pH) の変化のある場合に、この塩化銀電極を比較電極として配する事によって約 1 mV (0.017 pH) だけ感度が悪くなる（これを仮りに Cl 誤差と呼ぶ）。しかしこのような血液酸塩基平衡の変化に際する血清 Cl⁻ の移動はヘマトクリットや色素の酸化の程度にも関係するから、ここで正確な補正值を算出することは困難である。従ってこの電極は単に定性的に acidosis, alkalosis の検出に用いる外はない。ただその利点とするところは電極のセットが極

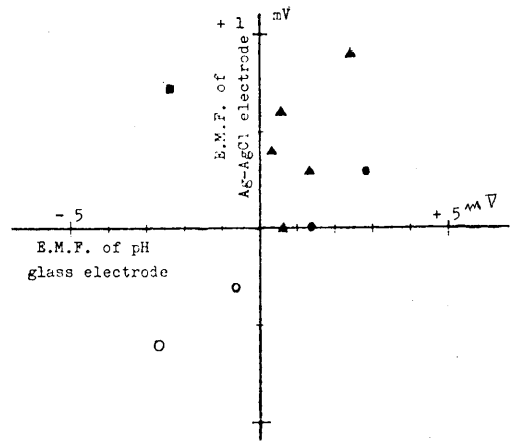


Fig. 4.

Interrelation between changes of glass electrode potential and Ag-AgCl electrode potential which are affected by changes in blood pH. Symbols used are as follows: - ○ : respiratory alkalosis, ● : respiratory acidosis, ■ : metabolic alkalosis and ▲ : metabolic acidosis. About the details, see the text.

めて compact で埋め込みが容易なる事と拡散電位差に煩わされることなく response が早い事である。又所謂中性塩 acidosis⁸⁾ と言われる中性塩 KCl, NaCl, CaCl₂, MgCl₂ 注入時の acidosis 或は病的にあらわれる Hyperchloremic acidosis 等の場合には血漿の Cl⁻ 濃度上昇と血液 pH の低下が同時に現れるから、こうした場合には上記の血漿 Cl⁻ 濃度減少に伴う acidosis の場合とは反対にこの電極は acidosis に対して特に敏感に反応して来る訳である。併し何れにしても、この電極で得た電位変化に対し定量的な処理をすることが出来ない事はこの電極の致命的な欠点であるから将来上記の長所を生かし、正確に血液 pH に応答する電極を作る必要がある。目下新しい埋込み電極を作りつつあるが、この電極の詳細は後報にゆづるとして、今回は一応定性的な acidosis, alkalosis の検出にて満足してこれを Telemetering に応用する事とし、第2報、第3報にてその結果を報告する事とした。

IV. 総 括

循環血 pH 測定用として従来吉村等及び斎藤

等によって報告せられた細管型硝子電極は管内を流れる血液の流速に比例した電位差が誤差として混入することを見出したので、こうした欠点を除き且、完全に生体内に埋込むことの出来る様に改良した循環血 pH 用硝子電極を試作した。此の電極の特性を検したる結果の概要は次の如くである。

1) 各種の緩衝液を用いてこの pH 硝子電極の電位差と溶液 pH との関係を調べて見ると、その pH に対する起電力勾配は略 Nernst の理論値に一致し、25°C にて 58 mV/pH である。

2) この電極の電位差は極めて安定し、GME の polygraph にて連続描記した場合にその変動や drift は 1 mV/時 以内に止まった。又再現

性は ±1 mV (s. d.) (0.017 pH) であり、被検液の pH を変じた場合の応答時間も敏速であって、記録計のペンの動き時間 (full scale 0.3秒) 以内に完了する。

3) 但しこの電極の外部比較電極として用いた塩化銀電極は溶液の Cl⁻ 濃度に反応するから、その為に被検液の Cl⁻ 濃度が変ずる場合には本 pH 電極にて測定した pH の値は Cl⁻ 濃度変化による誤差を含んでいる。従ってこの電極にては acidosis, alkalosis の定性的な検出は可能であるが、その測定値を定量的に処理する場合には誤差を生ずる。この点今後の改良を要する (文献は第2, 第3報と重複するものが多いから第3報末尾に記載する)。

循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH の

テレメタリング 612. 121. 2+612. 127. 3): 612. 014. 421

第2報 循環血用 P_{CO_2} 電極と埋込型 pH 及び P_{CO_2}

電極による acidosis, alkalosis の検出

Continuous recording of blood pH and P_{CO_2} and radiotelemetry of blood pH.
Second report. P_{CO_2} electrode for circulating blood and application of
implantable pH- P_{CO_2} electrode to detection of acidosis and alkalosis

森 本 武 利 (MORIMOTO-Taketoshi)*

I. 緒 論

P_{CO_2} 電極に関しては, Severinghaus⁸⁾ により開発されて以来, 種々の報告⁵⁾⁶⁾⁸⁾⁹⁾¹⁰⁾¹¹⁾ を見るが, 著者はさらにこれを生体内循環血について連続的に記録が行えるように工夫した.

P_{CO_2} 電極の基本的な原理は, pH ガラス電極の pH 感受性ガラス膜面をイオンに対しては透過性を示さないが, ガスのみをよく透す膜 (一般に Teflon 膜が使用されている) にて被い, ガラス膜面と Teflon の膜の間には $NaHCO_3$ 溶液の薄い層を作っておく. この電極に一定 CO_2 分圧のガスを平衡せしめると, ガス中の CO_2 は Teflon 膜を透って $NaHCO_3$ 溶液中に溶け込み, $NaHCO_3$ 溶液の pH を変化させる. 所がこの $NaHCO_3$ 溶液の pH 変化と被検ガスの P_{CO_2} 変化の対数との間には直線性が認められるので, この関係を用いて P_{CO_2} を測定せんとするのが P_{CO_2} 電極の原理である. P_{CO_2} 電極にガスを平衡せしめる代りに P_{CO_2} の一定な溶液を平衡せしめても結果は同じである. 埋込み型 P_{CO_2} 電極には我々は埋込み型 pH 電極を応用した. 以下順を追ってそのつくり方更にこれを用いて行った電極の特性の検定成績や動物実験の成績について報告する.

II. 実験方法

1. 埋込み型 P_{CO_2} 電極の造り方

先ず P_{CO_2} 電極のつくり方であるが, Fig. 1 の如く第1報に述べた pH 電極を使用し, その先端を $NaHCO_3$ 溶液1滴にて潤おし, 塩化銀電極部分を含めて Teflon 膜にて被い rubbering にて固定して使用した. $NaHCO_3$ 溶液および Teflon 膜の厚さは電極の反応時間に関係するが, われわれは Severinghaus 等の提案に従って $NaHCO_3$ 溶液としては M/100 $NaHCO_3$, M/10 $NaCl$ 及び赤血球より Tsuchihashi 氏法⁴⁾ にて若干精製した carbonic anhydrase を加えたものを使用した. また Teflon 膜は最初は厚さ 13μ のものを用いたが後には厚さ 3μ のもの* を用いた. Teflon 膜の厚さや Anhydrase 添加の効果については後述する.

2. 動物実験への適用法

ここにつくった P_{CO_2} 電極や第1報の pH 電極を実験動物 (犬) に応用する場合には, 電極を Fig. 1 に示す如く T字管 (動脈 Cannule) の中央枝に挿入固定し, T字管の他の2端を血管に連結して用いた. またもし血管が短かくて T字管挿入の困難な場合 (肺循環系等) には電極を T字管に固定せずして電極部分のみを血管側枝より挿入し得る事も出来る. 上記の如く電極を血管に連結した後は電極 T字管挿入部分を結合組織及び筋肉にて被い, 皮膚を縫合すると同

* 京都府立医科大学第1生理学教室
Dept. of Physiol., Kyoto Prefectural Univ. of
Med.

[昭和39年11月16日受付]

脚註* Dilectrix Co., New York より購入

時に電極をも皮膚に固定し、リード線のみを皮膚外に導き出す。かくて電極は実験動物の組織内に埋め込まれ、その体温に保たれる。なお電極挿入に際し凝血を阻止するためにT字管には Silicon (TS 901) を塗付し、またT字管挿入前に充分量の Heparin (数時間の実験には1000 u/

kg投与にて充分である) を投与して使用する。其他埋込んだ後の電極電位差の測定方法等は第1報と同じである。

Ⅲ. 実験成績及び考案

1. 埋め込み型 P_{CO_2} 電極の検定とその特性

埋め込み型の pH 硝子電極には上記の如き Cl 誤差が現れるが、硝子電極も塩化銀電極も共に Teflon 膜で被った P_{CO_2} 電極ではこうした Hamburger 現象による Cl 誤差の心配はないので、先ずこの電極について溶液の P_{CO_2} と電位差との関係を検討して実用上の応用を検討する事とした。埋込み型 P_{CO_2} 電極の特性は Fig. 2 に示される。この場合、 P_{CO_2} を4段階に変える様に CO_2 ガスと空気の混合ガスを作り、大容量のガラス瓶にたくわえそのガスを Scholander 微量ガス分析器にて CO_2 含量を求め、これより P_{CO_2} を計算にて求める。かくて P_{CO_2} 電極を固定したT字管の一端に混合ガスをためたガラス瓶よりゴム管にてガスを導き、T字管の他端はゴム管に連結して水槽中に浸して外界と遮断する。かくてガスを約10分程T字管を流すと、 P_{CO_2} 電極表面の Teflon 膜内の液層は完全に流通ガスの P_{CO_2} に平衡する。この電極では比較電極も Teflon 膜で包まれ pH 電極の液絡が出来ているから、そのままにて電位差測定を行う事ができる。かくして求めた電位差が Fig. 2 の縦軸の E. M. F. である。また各ガスの $\log P_{CO_2}$ を横軸にとり、測定値を plott すると、図の如く 8-200 mmHg の測定範囲で 0.5 mV 以内の偏倚にて直線関係が得られる。その直線の傾斜 S は $4 \text{ mV} / 4 \log P_{CO_2} = 48.6$ (温度 36-38°C) であった。本電極を血液の P_{CO_2} 測定に用いる際には、血液ガス P_{CO_2} の前後2点においてそ

IMPLANTABLE P_{CO_2} ELECTRODE ARRANGEMENT

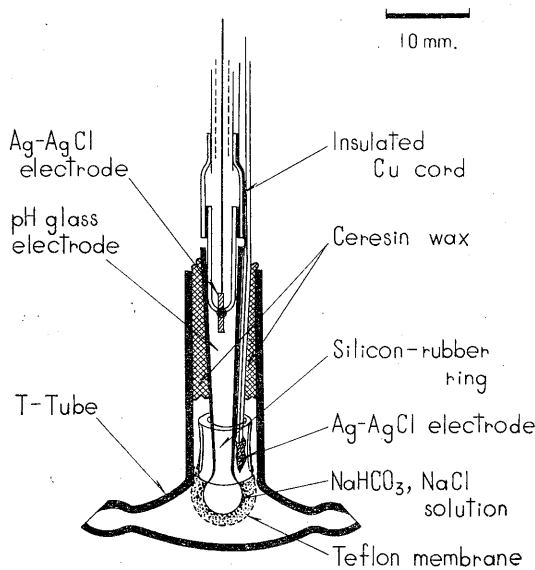


Fig. 1. Implantable P_{CO_2} electrode arrangement.

Linearity of P_{CO_2} electrode

13 μ Teflon; 37°C

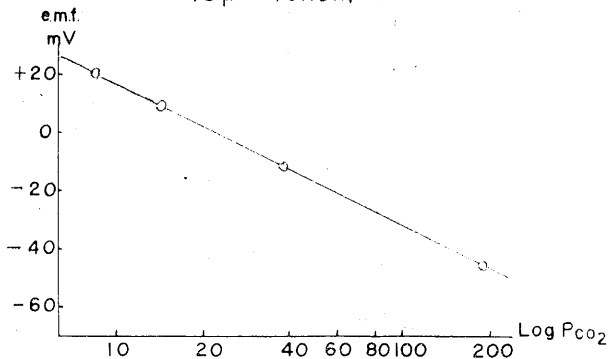


Fig. 2.

Linearity of the potential of a P_{CO_2} electrode in relation with $\log P_{CO_2}$ measured at 37°C, using 13 μ teflon membrane.

の使用の直前にあらかじめ電極の起電力と Pco₂ の関係を求めておく方が安全である。かくてここに得られた検定線を用いてその E. M. F. より被検液の Pco₂ を求める。以上は電極の電位差の検定に CO₂ の混合ガスを用いる方法とその成績について述べたが、一定の Pco₂ のガスに平衡した Bicarbonate 溶液を用いて検定しても同様の結果が得られる。そのことは第 1 表に於いて一定のガス (Pco₂ 38.0 mmHg) で電極を平衡せしめて電位差を測定した場合 (No. 1) とこのガスであらかじめ平衡せしめた NaHCO₃ 溶液に電極を浸して測定した場合 (No. 2) とを比較した成績に示されている。この表には念のために電極を連続使用して約 10 分後に同一ガスにて検定した成績 (No. 3) および更にこれを同一ガスにて平衡せしめた血液に浸した場合の成績 (No. 4) も併記した。表記の如く No. 1 と No. 3 の成績には約 1 mV の差があるが、これは電極電位差の drift によるものであって、1 mV/10 分程度の drift はままあることである。しかし meter の drift の少ないものをえらび Pco₂ が充分平衡に達して最も良い条件では Table 2 に示すように同一の Bicarbonate 溶液を 3 時間にわたり 4 回測定したが、0.4 mV (これは Pco₂ 40 mmHg 附近にて約 1 mmHg の Pco₂ に相当する) の変動しかあらわれていない。従って Pco₂ 電極を実験に用いる際には、あらかじめこのような drift の少ない電極を選んで使用するべきである。またここに電極性能の検討を行っていた頃には、まだ 3 μ の Teflon 膜が入手できず、13 μ の Teflon 膜を用いたがしかし生体内測定の際に最も問題となるのは、血液 Pco₂ の変化に対し電極電位差がどの程度速かに反応し得るかということである。これには Teflon 膜の厚さ、NaHCO₃ 溶液の厚さ及び膜の張り方等が影響して来る。まず膜の厚さに関しては、当然膜が薄い程反応は早い訳であるが膜の破れ易さの点からまず 3 μ が限界と考えられる。3 μ の Teflon 膜を用いて Pco₂ 電極の応答時間を測定した結果を Fig. 3 に示す。現在一般に NaHCO₃ 溶液としては M/100 NaHCO₃ に M/10 NaCl を

Table 1.

The reproducibility of the Pco₂ electrode potential obtained with different kinds of samples equilibrated with Pco₂, 38.0 mmHg. The measurement was performed at 38°C with the Pco₂ electrode covered with a teflon membrane of 13 μ.

No. of Measurement	Sample	E. M. F.
1	gas mixture*	-15.5 mV
2	NaHCO ₃ solution**	-15.2
3	gas mixture*	-16.6
4	Blood**	-17.4
	Mean ± s. d.	-15.9 ± 0.9

* Pco₂: 38.0 mmHg; ** equilibrated with the same gas mixture.

Table 2.

Stability of the Pco₂ electrode. The measurement was done for more than 6 hrs. continuously at 38°C with 13 μ teflon electrode.

Time	E. M. F.
0 min.	92.0 mV
200	91.8
286	91.6
380	92.0
Mean ± s. d.	92.0 ± 0.4

加えたものが用いられている。われわれはこの溶液に carbonic anhydrase を附加すべく赤血球より Tsuchihashi 氏法¹⁴⁾にて carbonic anhydrase をある程度純化 (semi-purified) したものを上記 NaHCO₃ 溶液に加えてみた。図の点線は電極表面の液層として単なる 0.01 N NaHCO₃ + 0.1 N NaCl 溶液を用いたものであり、実線はこれに semipurified carbonicanhydrase (C. A.) を入れたものである。まず電極と平衡させる被検体としてガスを用いた場合について説明するに、まず電極を Pco₂ 17.3 mmHg のガスに平衡させておいてこれを 43.7 mmHg のガスに切り替えてみると、C. A. を入れないものでは 100% 平衡に達するのに約 7 分を要するに拘らず、C. A. を入れるとこれがやや短縮して 6 分にて平衡に達している。更にガスを電極に平衡させる代りにあらかじめ約 pH 7 の Sørensen phosphate buffer に若干 bicarbonate を加えて pH 約 7.1, Pco₂ 47 mmHg, または pH 約 7.1, Pco₂ 17 mmHg (石谷¹⁰⁾ Fig. 1 による) となした溶液に、上記のガスを平衡せしめて、a) Pco₂

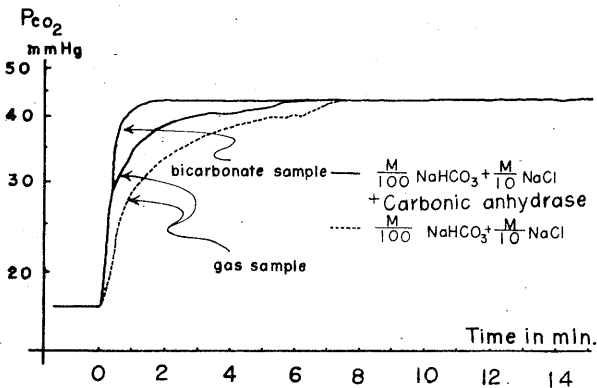


Fig. 3.

Response curves of the P_{CO_2} electrode under various conditions. About the details, see the text.

17.3 mmHg と、b) 43.7 mmHg の 2 つの液をつくり、まず a) 液にて P_{CO_2} 電極の電位差を測った後に、これを b) 液に切り替えてみた所今度は約 1 分 30 秒にて 100% 平衡に達した (但し、C. A. を加えた電極)。これはガスを用いて検定する時は電極表面を流すガス全体の圧力に変化が生ずると直ちに P_{CO_2} に大きい変化が現われるから、これが Fig. 3 に於ける電極電位 (図 a は P_{CO_2} に換算してある) の変動となって現われ、溶液をつかった時よりも平衡時間が遅れた原因をなすものと考えられる。もっとも Severinghaus⁸⁾ は carbonic anhydrase による応答時間の改善は認めていないが、著者の実験では明らかにこれを証明し得たので以後これを用いる事にした (しかし加える C. A. の量については将来の検討を要する)。

2) 埋め込み型 pH 硝子電極及び P_{CO_2} 電極による循環血 pH, P_{CO_2} の連続描記

第 1 報にて報告した埋込み式 pH ガラス電極及び本報にて報告した P_{CO_2} 電極にて犬動脈血の pH 及び P_{CO_2} を連続描記した 1 例を Fig. 4 に示す。即ち一方の頸動脈に pH ガラス電極、他方の頸動脈に P_{CO_2} 電極を埋め込み、これを Polygraph に導いてその電位差を描記した。そして気管を clamp したり、動物に CO_2 を吸入せしめたり或は各種の酸 (HCl, 乳酸等) 及び $NaHCO_3$ を注入したりして呼吸性又は代謝性の acidosis, alkalosis を起させて、その時の

動脈血に於ける pH 及び P_{CO_2} の変化を記録したのが第 4 図である。図示の如く P_{CO_2} 電極の特性として応答にやや時間を要すること、殊に P_{CO_2} が減少した時即ち Teflon 膜内に入ったガスが拡散により出ていくのに時間が時に遅れる傾向が見られる (このことは Severinghaus の成績にも認める事が出来るが詳しい理由は充分明らかでない)。従って気管を clamp した場合 (図の Asphyxia 30 sec) の pH 電極の pH 応答と P_{CO_2} 電極のそれを比較すると、clamp した時の血液 P_{CO_2} の上昇

により血液 pH の低下する時には図の曲線にも pH 低下と共に P_{CO_2} に著明な上昇が現われるが、clamp を解いて呼吸促進の起った時には P_{CO_2} の正常値よりの低下はそれ程著明でないにも拘らず pH の方は敏感に正常値より上昇している。しかもこの変化の時間を比較すると pH 変化の方が P_{CO_2} 変化よりもやや先行する傾向がある。つまり P_{CO_2} 電極の応答時間が遅れるために、その変化の大きさそのものも若干弱められるのである。これと同様の事は CO_2 ガスを吸入せしめたり、酸、アルカリを注入した実験にも認められる。ただこの場合には pH 変化そのものが P_{CO_2} の変化より大きくなるのは当然であるが、応答時間が P_{CO_2} 電極において遅れることは呼吸性 acidosis, alkalosis の場合と同様である。従って P_{CO_2} 電極を循環血の P_{CO_2} 連続測定に用いる場合にはこの応答時間の遅れを十分に考慮して考察する必要がある。従って埋め込み型 pH 電極の場合と同様に描かれた P_{CO_2} 曲線の変化より P_{CO_2} 変化の大きさを計測することは困難であって、応答の遅れによる相当の誤差があると考えねばならぬ。併しその P_{CO_2} の変化の起った事実及びその変化の方向を検出する事は可能である。又埋込式 pH 電極の応答も定量処理の困難である事は前報に記した通りである。併し定性的検出には甚だ有用であり、それはそれとしてこの電極を活用する道は広い。事実我々はこの埋込み型 pH ガラ

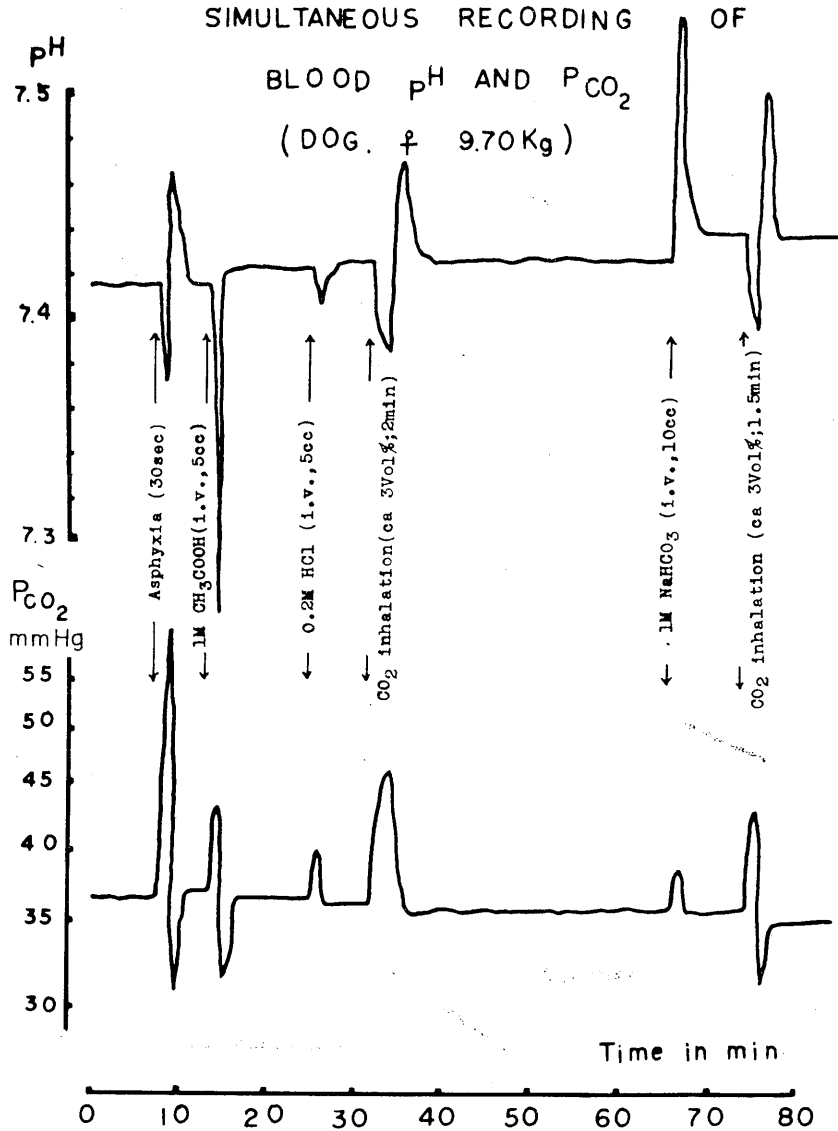


Fig. 4.

Simultaneous recording of blood pH and Pco₂ by means of pH glass electrodes and Pco₂ electrode. The electrodes are implanted into common carotid arteries at both sides of a dog. Lactic acid, Hydrochloric acid and sodium bicarbonate solutions were injected through femoral vein to produce metabolic acidosis and alkalosis. CO₂ was inhaled through tracheal catheter or the trachea was clamped to produce respiratory acidosis.

ス電極を用いて、運動時の Hyperventilation に関し興味ある結果を得ているが、これは別に報告する⁷⁾。

IV. 総 括

第1報に述べた pH 電極を Severinghaus に

従って Pco₂ 電極に適用し、これについてその特性を検し、更に第1報の pH 電極と同時にこの Pco₂ 電極を犬の頸部に埋込み頸動脈血についてその pH 及び Pco₂ を連続描記し、実験的 acidosis, alkalosis を負荷した場合の電極の応答の有様を観察して次の成績を得た。

1) Pco₂ 電極の特性に関しては応答時間及び安定度の点でなお問題は残されているが、併しその電位差は log Pco₂ に対して Pco₂ 8-200 mmHg の測定範囲に於て良き直線関係を示しその直線の傾斜は $\Delta mV / \Delta \log Pco_2 = 48.6$ (36-38°C) であった。又その電位差の変動は電極が充分 Pco₂ に平衡しかつ drift の少ない電極と meter の条件をえらんだ場合には3時間で 0.4 mV (Pco₂ 40 mmHg 附近にて約 1 mmHg の Pco₂ に相当) 以内の変動におさえこの程度の精度で測定する事が出来る。又応答時間も電極表面の重曹水に Carbonic anhydrase を入れる事により又表面を被う Teflon 膜の厚みを 3 μ 位の薄さにする事により1分30秒で Pco₂ の変化に対し完全な平衡に達せしむる事が出来る。併し pH 電極の応答時間に比較すると可なり長いものであるから、これ等を埋込み電極として

循環血の pH 及び Pco₂ の連続描記に用いた場合には両者の間には若干の時間的ずれを生じ、且 Pco₂ 電極は血液 Pco₂ の増加には比較的敏速に反応するが、Pco₂ の減少に対しては感度が鈍い傾向がある。

2) 従って今回つくった埋め込み型の pH 及び Pco₂ 電極を用いて犬の循環血 pH 及び Pco₂ を連続描記せしめつつ実験的に犬に acidosis や alkalosis を起させてその場合の電極の反応を検した結果、これは血液の pH や Pco₂ の変化をかなり敏感に定性的に検出する事は出来るが、併しその描かれた曲線より定量的に pH や Pco₂ の変化の大きさを計測する事は困難であり、かなりの誤差が入って来るから、この点は将来の改良にまつ外はない。

(文献は第3報と重複するものが多いので第3報の終りに一括して報告する)。

循環血 pH 及び P_{CO_2} の連続測定及び、循環血 pH の

テレメタリング 612. 121. 2+612. 127. 3]; 612. 014. 421

第3報 循環血 pH のテレメタリング

Continuous recording of blood pH and P_{CO_2} and radiotelemetry of blood pH.
Third report. Radiotelemetry of circulating blood pH

森 本 武 利 (MORIMOTO-Taketoshi)*

Implantable pH glass electrode and P_{CO_2} electrode for continuous recording of blood pH and P_{CO_2} in situ were devised and the pH electrode was applied to together with the radio telemetry of circulating blood pH. Results obtained are as follows.

1. The pH glass electrode responses by 58 mV per one pH change in the solution which almost equals to Nernst's theoretical value. Applying the pH glass electrode to pH measurement of the circulating blood of dog, it was verified to be possible to measure with high stability (within 0.017 pH units over several hours) and with high reproducibility (1.0 mV), and the response time of the electrode was short enough (within 0.3 sec.) to detect rapid change of blood pH.

2. On the other hand, the implantable P_{CO_2} electrode is required to make further improvements with regards to more stable and rapid responses, while it is enough reproducible (within about 1 mmHg around P_{CO_2} 40 mmHg).

3. The author succeeded in radio telemetering of circulating blood pH by utilizing FM-AM system with dog which is exercising on the ground. Respiratory alkalosis and metabolic acidosis which appear in muscular exercise could be detected clearly by the radio telemetry. The total weight of transmitting part of the telemeter which is to be carried by the dog was, however, about 800 g and quantitative analysis of pH record by the telemetry was difficult, because of insufficient stability of the telemeter. Further improvements in the sensitivity, stability and the weight to be carried are now going on.

I. 緒 論

運動時に過呼吸の生ずることは周知の所であるが、運動時の血液 pH の変化に関しては、その測定が困難である為にかうした過呼吸の影響や運動により生じた乳酸による代謝性 acidosis が如何なる時期に現れるか等については、未だ十分なデータが得られていないのみならず、現在まで報告せられた諸家の成績にも一定の傾向を認めることが出来ないことは第1報にも述べたところである。そこで第1報に報告した埋込み型 pH ガラス電極を運動中の動物に応用し、

その電極電位の Telemetering を試みたいと考えた。けだし運動する動物の循環血 pH を正確に測定するには Telemetering によるより外に方法がないからである。

Telemetering には普通機械的エネルギーに変換する Transducer とこれを送受信する通信回路及び受信した通信波より信号をとり出す受量変換装置の3要素より成るが、先ず循環血 pH の Telemetering に於ける問題点として次の4点が挙げられる。

1. 第1に果して血液用 pH ガラス電極をそのまま transducer として使用し得るかどうかの問題である。pH ガラス電極を用いる場合には、硝子電極の電位を可なり増巾しないと発信装置にかからない訳であるが、ガラス電極は内部抵抗が可なり高いから増巾器は高抵抗用のも

* 京都府立医科大学第1生理学教室
Dept. of Physiol., Kyoto Prefectural Univ. of Med.

[昭和39年11月16日受付]

のでなければならず、少なくとも $1 \times 10^{10} \Omega$ 以上でなければならぬ。又激しい生理条件の変化により血液 pH が変る際には最大 ± 0.15 pH の変化は起り得るから、入力レベルとしては ± 10 mV、又最大感度は少なくとも 0.01 pH 位は必要である。

2. 硝子電極電位差は DC 電位であって、生理的な pH の動揺があってもそれは数 cycle/s 以下の程度である。従ってガラス電極及びメーターの drift を極力小さくしてこの程度の変動を区別し得るようにしなければならぬ。

3. メーターを実験動物の負担にならぬよう軽くする必要がある。

4. 誘導雑音の他に、メーターに振動が加っても雑音の生じないようにする必要がある。

以上の点より検討するに、Telemeter 方式と

しては FM-FM 方式及び FM-AM 方式が適当と考えられるが、FM-FM 方式を用いる場合には受信機の局部発信機に高度の安定性が必要となる。それに比し FM-AM 方式を用いれば比較的簡単な受信機にて充分安定な測定が出来ることより FM-AM 方式を採用することにした。

II. 方 法

ブロックダイアグラムを Fig. 1 に示す。ガラス電極よりの電位を高入力抵抗の preamp にて Impedance 変換を行い、その後 DC 増幅を行う。この電圧にて FM 変調を行い、この FM 波にて 27 Mc の搬送波を AM 変調して送信する。

受信側としてはスーパーヘテロダイン方式 (RF: 1 段, IF: 2 段, 帯域幅: ± 3 kc) にて受信し、これをパルス整形回路を通したのち Rate-meter (500 c/s-4,000 c/s の範囲にて、その出力電圧は周波数に対し直線性を有する) にてアナログ量としてとり出し、記録計にて記録する。

Fig. 2 に送信機の回路図を示す。前述のごとく電極抵抗が $50 M\Omega$ 前後であるから、送信機の入力抵抗はこれに見合わせる目的にて電位差計用 sub-miniature 管 5886 2 ケより成る差動

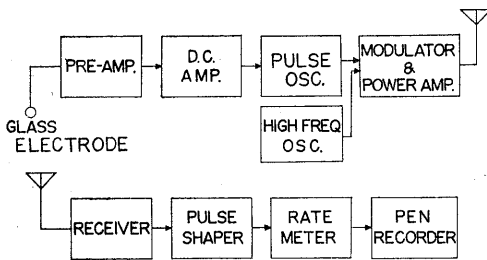


Fig. 1.

Block diagram of the telemetering system.

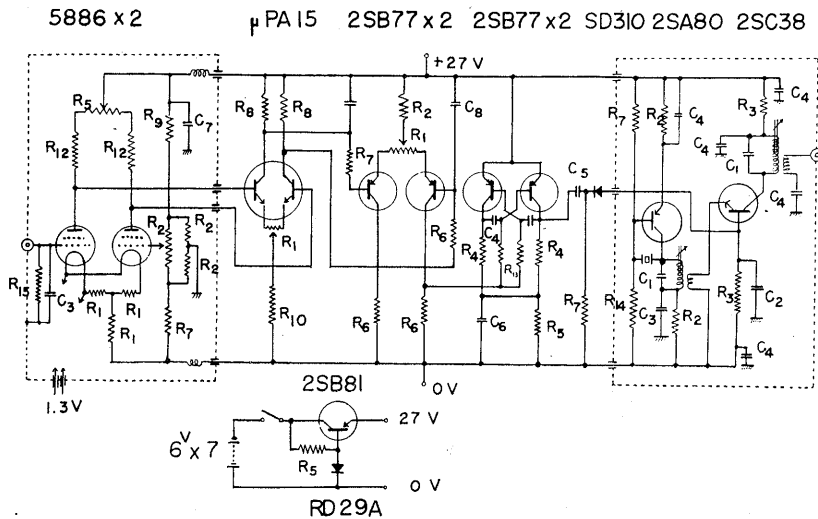


Fig. 2. Circuit diagram of the thetelemetering system.

増幅形式の preamp を使用した。そしてこの差動点の電位を 0 に調節するように 2 つの真空管入力を不平衡入力とし、ガラス電極を入力とする真空管に対する反対側の 5886 のグリッド電圧は (対抗入力) はポテンシオメーターによって自由に調節し得るようにしてこの差動点の電位を任意の値に持来することが出来るようにした。

次いでツイントランジスター μ PA 15 および 2SB772 ケよりなる 2 段の差動増幅器にて約 500 倍 (46 dB) の増幅を行う。この電圧を無安定マルチバイブレーターのベース回路に加えて FM 変調を行う。変調感度は入力に換算して 30 c/s/mV すなわちガラス電極をひたした溶液 pH の 0.1 pH 変化に対して 180 c/s である。主搬送波としては水晶発信器より発する 27 Mc 波を用い、これに pulse oscillator (無安定マルチバイブレーター) より出る矩形波 (FM 変調波) にて AM 変調を行う。アンテナにはフェライトバーアンテナ (12 ϕ ×150 mm) を使用した。

電源としては、5886 のヒータ用として 1.3 V の水銀電池 2 ケを並列に使用し、B 電源には 6 V 乾電池 7 ケを、2SB81 による安定化回路にて 27 V に落して使用した。

以上の諸装置はメーター本体と電源部との 2 つに分割し、コネクターにて接続した。この装置には外部よりの誘導雑音を極力防ぐために、二重シールドを行った。即ちまず高入力初段部を銅ケースに入れ、又高周波部分も前段へのまわり込みを防ぐためシールドし、更に全体を金属ケースの中に入れた。

かくてメーター部分の全体の容積は 18.5×9.0×4.0 cm, 重さ 800 g となり、電源部分は 15×10×5 cm, 重さ 750 g となった。そこでこのメーター及び電源を犬の胴輪に固定して実験を行った。

Ⅲ. 実験成績及び考察

Fig. 3 に上述 Telemeter の特性を検した成績を示した。送信機への input 電圧と受信機の低

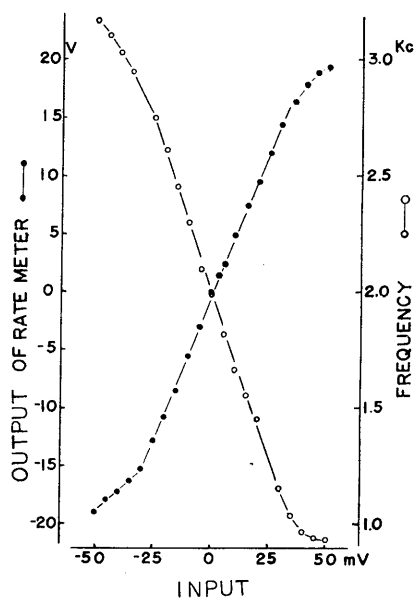


Fig. 3.

A chart illustrating characteristics of the telemetering system.

Output frequency of the receiver (open circles) and output voltage of the rate meter (closed circles) are plotted against input voltage to the meter in the figure.

周波 output の周波数 (open circles) 及び Rate meter の output voltage (closed circles) との関係を示したものであるが、 ± 25 mV, 約 0.8 pH の範囲にて両者は直線関係を示すことが明かである。従ってこの範囲の input voltage を与えるガラス電極電位差を Telemetry することが可能であることを意味する。血液 pH は 7.4 であるから、上記の input 回路においてガラス電極に pH 7.4 の緩衝液 (磷酸塩緩衝液) を与えた場合に差動増幅器の差動点の電位を 0 にするように対抗入力を調節した上で血液 pH 測定に用いるようにするならば、pH 7.4 \pm 0.4 の範囲の血液 pH の変化を Telemetry する事が出来る。この図より Telemetering の最大感度は input voltage 1 mV 当り 30 cps, Rate meter の出力としては 0.6 V である。一方 preamp の真空管の特性より Telemeter を switch on して 2-3 時間は drift が強くて到底使用に耐えないが、3 時間以上を経過するとその drift は、1 時間当り 1-2 V の程度となる。従って入力電位に換

算し 2-3 mV/hr の drift におさえることが出来る。ゆえにこの程度の drift の所では pH 0.03-0.05 以内の精度で測定しうる訳である。従って本装置による Telemetering は高々この程度の精度で可能であって、余り小さい pH の変化をとらえることは困難と言わねばならぬ。従って今後の改良にまつ所が大きい。又装置そのものも可なり形が大きくなっているがこれももっと小型化する事が望ましい。それには transistor の使用が望ましい訳であるが、今回本装置に真空管を用いた理由としては、高入力 Impedance の transistor は未だ実用の域に達していない他、transistor chopper にも高度の安定性は望めず、一方 mechanical chopper を使用するには電源電池の重量が問題となる等の点を考慮して sub-miniature 管を使用したのである。この点 5886 はその規格がトランジスタレベルであり、簡単に transistor とのハイグリッド回路として用いることが出来る。

さて次にこの電極を運動犬に実際に応用した成績について述べる。先ず犬を Thiopental sodium (Ravonal) (20 mg/kg of body weight) によって浅く麻酔し且 Xylocain による局所麻酔を行って犬頸動脈を露出し、出血部位を完全に結紮止血したのち、充分量の Heparin (100 u/

kg of body weight) を投与し、頸動脈に pH 電極を固定した T 字管を挿入結紮し、皮膚縫合を行うと共に T 字管を皮膚に固定する。その上で犬が麻酔より完全に覚醒するのを待って犬を室外に連れ出して運動を負荷する。その記録の 1 例を Fig. 4 に示す。最上段の記録は犬が横になり全く安静な場合の夫であって、可なり安定した血液 pH をしめす。所々に見えるスパイク様の波は外部よりの誘導ノイズによるものである。

次にこの犬を歩かせると pH の曲線に小さい動揺が現れる。但しこの場合に見られる小さなスパイクはメーターの振動によるノイズである。

次にこの犬を走らせると pH は先ず上昇し次に低下する。この低下は運動をやめると明瞭に現れて来る。この運動最初の pH の上昇は運動による過呼吸によるものである。その後の pH の低下は運動による乳酸の蓄積によるものと思われ、運動を中止し過呼吸がやんだ時に一層著明に現れるのは代謝性 acidosis のあることを物語っている。我々の教室では、前述の pH ガラス電極を有線にて pH メーター及び記録計に繋ぎ、前述と同様な方法にて頸動脈に pH ガラス電極を埋込んだ無麻酔犬を Telemetering より先ずメーターを中心とした円形コースを走らせて、頸動脈血 pH の変化を直接記録したが、これでは別報¹⁶⁾に示す如く、上記の過呼吸による pH の上昇及び其後の回復並に運動継続時の血液 pH level の低下等の事実を確める事が出来た。従って上記の Telemetering の成績は略正鵠な事実を写し得たものと考えられ、運動時の血液 pH の研究に使用可能と判断せられる。併し前報の如くこの pH 電極は血液の Cl⁻ 濃度による誤差を含み且上記の如く測定精度も充分でないからこれを定量的に検討する事は容易でないであろう。要するに我々のつくった Telemeter は、なおやや大型であるので、さらに小型化すると共に感度及び安定度及び誤差の除去の点について改良すべきであるが、これは高入力 Impedance

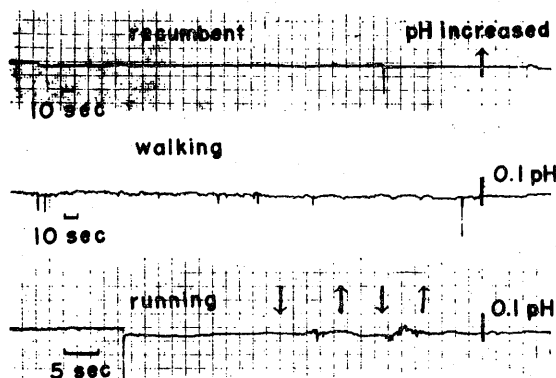


Fig. 4.

One of the telemetered records of blood pH from a dog which is exercising outside the laboratory. The dog is recumbent state at the upper tracing, walking during the recording of the middle curve and is running for several minutes during the recording of the curve shown at the bottom.

transistor の開発や drift 消却回路の開発, pH 電極そのものの改良等追々と改良して行く予定である。

IV. 総 括

第 1 報にて報告した埋込み式の pH ガラス電極を用いて運動中の無麻酔犬動脈血 pH を連続的に遠隔測定すべく、Telemeter を試作し、実験室外にて運動中の犬の動脈血 pH を連続描記した。その成績の概要は次の如くである。

1) Telemetering には FM-AM 方式を用いたが、最初燐酸塩緩衝液にて検定した成績によれば input のガラス電極に pH 7.4 の溶液を入れた場合の差動増幅器の差動点の電位を 0 とし、input の電極の pH をかえて output の Rate meter の出力を測定するに、input voltage と output voltage の関係は input voltage ± 25 mV (pH ± 0.4) の範囲に於てよき直線関係を示し且この範囲に於ける Telemetry の感度は Input voltage 1 mV 当り 30 cps, Rate meter の出力として 0.6 V の変化を示す。又 Telemeter のスイッチを入れてから 3 時間以上を経過すればその drift は 1 時間当り 1-2 V (即ち input voltage として 2-3 mV/hr) に押える事が出来る。従ってこの程度の drift の場合には pH 0.03-0.05 以内の精度で Telemetering が可能である。

2. 上記の埋込み型 pH 電極を犬の頸部に埋込んでその動脈血の pH を運動する犬について上記方式の Telemetering にかけて見た所、運動当初の呼吸性 alkalosis や運動時の acidosis は可なり敏感に検出することができた。併しその精度の点に於いて殊にこれに関連してその安定性の点に於いて、又メーター全体の重量等の点に於いて Telemeter 自身にも将来改良の余地があると考えられる。

最後に稿を終るに臨み、本研究 (第 1 報, 第 2 報, 第 3 報) を通じて、絶えず懇切な御指導と御校閲をいただいた吉村寿人教授に対し深く感謝の意を表すと共に、Telemeter 試作に当つて種々の御指導と御協力を戴いた早稲田大学理工学部内山明彦助教授及び橋本栄一氏 (現富士通信機工業 K K 勤務) 並びに

動物実験に際して助力いただいた蜂須賀弘久学士、外教室の諸氏に深く敬意を表します。

尚本研究の費用の一部は吉村教授に与えられた文部省試験研究費により支払われた事を附記し謝意を呈する。

文 献

- 1) G. Matell (1952) Time-courses of changes in ventilation and arterial gas tensions in man induced by moderate exercise. *Acta Physiol. Scan.* **58**, Suppl. 206
- 2) 二宮以義・石川徳久 (1952) 循環血液 pH 測定装置について *医学と生物学* **24**, 103
- 3) 斎藤幸一郎 (1958) ガラス電極による血液及び循環血の pH 測定とその呼吸生理学への応用 *呼吸と循環* **6**, 364
- 4) 吉村寿人・藤本 守 (1959) 循環血液用ガラス電極による pH 測定とその応用 *日新医学* **46**, 33
- 5) U. Gleichmann und D. W. Lübbers (1960) Die Messung des Kohlensäuredruckes in Gasen und Flüssigkeiten mit der pCO₂-Elektrode unter besonderer Berücksichtigung Messung von pO₂, pCO₂ und pH im Blut. *Pflügers Archiv*, **271**, 456
- 6) J. S. Meyer, F. Gotho and Y. Tazaki (1961) Continuous recording of arterial pO₂, pCO₂, pH and O₂ saturation in vivo. *J. Appl. Physiol.* **16**, 896
- 7) G. Frühling, H. Winterstein (1934) *Pflüger's Arch.*, **233**, 479
- 8) J. W. Severinghaus and A. F. Bradley (1958) Electrodes for blood Po₂ and Pco₂ determination. *J. Appl. Physiol.* **13**, 515
- 9) F. Gotth and J. S. Meyer (1961) A combined electrode for recording absolute tensions of oxygen and carbon dioxide from small areas of tissue. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, **13**, 119
- 10) 石谷邦介 (1959) 血中炭酸ガス分圧の電気的測定法について *応用電気研究所彙報* **11**, 261
- 11) 石谷邦介・望月政司 (1961) CO₂ 電極法による血中炭酸ガス分圧の測定法について *呼吸と循環* **9**, 345
- 12) J. P. Peters and D. D. VanSlyke (1931) Hemoglobin and Oxygen; Carbonic Acid and Acid-Base Balance. p. 956, Williams and Wilkins
- 13) 林 香苗 (1956) 日本人並に日本産医学実験動物の解剖学及び生理学計数, P 349, 解剖学生理学計数表刊行会 岡山
- 14) J. B. Sumner and K. Myrdäch, ed.; *The Enzymes*, Vol. 1, Part 2, p 1252
- 15) R. G. Bates (1954) *Electrometric pH determination*. p. 73, John Wiley, N. Y.
- 16) 吉村寿人 (1954) pH の理論と測定法 P 217 第 6 版 丸善 東京
- 17) H. Yoshimura, T. Morimoto, H. Hachisuga; *Jap. J. Physiol.*, in press.
- 18) 吉村寿人・奥村 修・西川和夫・湯浅 実・箭田正輝 (1958) 中性塩アチドーデスについて *日新医学* **45**, 716

地方小学会報

第30回近畿生理学談話会 (26巻11号につづく)

時 昭和39年2月20日 9.30-16時迄

所と当番 和歌山県立医科大学基礎学舎第1講義室(1階) 長井音次・松下 宏

I. 一般講演

18. 清野茂博・河本 健・岩間吉也 (阪大高次神経生理)

断眠と逆説睡眠

ネコを72時間人為的に断眠させ、その後睡眠を許した時に、逆説睡眠がどんな現われ方をするかについてしらべた。皮質運動領脳波の速波化と頸筋の緊張性放電の消失をもつて、逆説睡眠の示標とした。

1) 断眠の経過中、一定時間ごとに中脳網様体の刺激効果を、脳波覚醒反応を目標として測定した。測定したものは、i) 断眠を短時間解除して徐波睡眠に入らしめた時に、一定パラメーター刺激による脳波覚醒の持続時間、および ii) 更に進んで短時間だけ逆説睡眠に入らしめた時の覚醒閾値の2つである。i) の覚醒持続時間は断眠の持続とともに急速に短縮し、ii) の覚醒閾値は次第に上昇するのが認められた。

2) 72時間の持続断眠ののちには、睡眠妨害を完全に停止し、12時間にわたって逆説睡眠のあらわれ方を連続観察した。12時間中の逆説睡眠の総時間は、対照に比して2倍以上に増加するのが認められた。更に12時間の前半6時間に限っていえば、この間の逆説睡眠の総時間は対照の4倍にも達している。

3) 断眠持続によって上昇していた逆説睡眠の覚醒閾値(中脳網様体刺激による)は、断眠停止後12時間内にほぼ対照値に戻った。

4) 2) と 3) にのべた2つの事実から、長期断眠は逆説睡眠の量のみならず、その深さをも増加せしめるものと考えられる。

19. 渡辺慎五・松本淳治 (阪大高次神経生理)

フェリシアン化カリウムの分離脳(ひきがえる)の脳波に及ぼす影響

ひきがえるを断頭後、冷タイロード液において脳を摘出し、銀球電極を一側の嗅葉、大脳、視葉に置き脳波を誘導する。まず約20°Cのタイロード液において対照脳波を記録し、次に同温度の

フェリシアン化カリ液(タイロード液に溶存)と置換し、1-3分浸漬後、再び脳波を記録した。これによって $2.5 \times 10^{-3} M$ のフェリシアン化カリの濃度の場合にのみ大脳又は視葉の脳波が活性化(5-6 c/s 高電位波又はスパイクの出現)されることを認めた。また嗅葉、大脳、視葉の境界で切断した分離脳について同様に処理して脳波の観察を行った結果、脳波の活性化は視葉の部分のみで生ずることが明らかになったので大脳の脳波の活性化は視葉よりの誘導によるものと考えられる。

またフェリシアン化カリ処理の後、除蛋白後上澄中の乳酸の量を定量したが、視葉の部分にのみ著明にその量が減少した。以上の事実より、フェリシアン化カリによって好氣的な代謝系が優勢になり、その結果脳波に発作波様の活性化がみられるものと考えられる。

20. 堀 功 (大阪市立大第2生理)

網膜静止電位におよぼす Azide の作用について

網膜での Azide response については1952年に Noell によって始めて記載された現象であるが、その発生部位および発生機序については未だ不明の点が多い。本実験では網膜静止電位の大きさは、ガンマ剥離網膜を直径3mmの小孔を有する2つの chamber の間に挿み、両 chamber 内の甘汞電極を用いて測定した。この装置を用いると、網膜の鞏膜側および硝子体側をそれぞれ別々に各種被検溶液で置換することが可能である。標準液としては Conway 氏溶液を用い、次の結果を得た。

1) Azide response は色素上皮層より発生する slow response と網膜より発生する比較的長時間経過の早い response (oscillation) とからなる。

2) slow response の大きさは resting potential の大きさに正比例する。

3) slow response の発生にはKイオンおよびClイオンが関係する。

Ⅱ. 特別記念講演

発汗研究の回想談

1. 久野 寧 (名大生理)

第 160 回生理学東京談話会

時 昭和39年 5月30日 (土) 12時30分-18時

会場と当番幹事 慶応義塾大学医学部第1校舎講堂 林 麟・富田恒男

シンポジウム | : **Non-cholinergic transmitter**
を中心として

1. 大塚正徳 (東大薬理)

神経筋伝達におけるシナプス前要素

シナプス伝達に関する我々の知識の基本となっている神経筋伝達について概説するが、ここでは特に興奮分泌連関 excitation-secretion coupling (シナプス前要素における活動電位が伝達物質の遊離を惹き起す過程) と興奮収縮連関とを比較しながら、次の諸点について考察を加える。

1) 伝達物質の遊離に必要なのは、シナプス前要素の興奮に伴う電流か、或いは脱分極か。

2) 静止電位の大きさと、活動電位によって遊離される伝達物質の量との関係。

3) 伝達物質遊離に対する Ca イオンの影響。興奮分泌連関の coupler として Ca を考え得るか。

4) 反復刺激の効果。抑制と促進。

5) 薬物の影響。

6) 興奮収縮連関における弛緩因子に相当する Ca 除去機構が、興奮分泌連関においても存在するか。

上記の諸点ばかりでなく、興奮分泌連関と興奮収縮連関との間には著しい類似が認められる。このことは両者が共通の過程 (例えば coupler としての Ca の流入) を含んでいることを示唆していると思われる。

2. 佐久間 昭 (東京医歯大心研薬理)

Adrenergic Transmitter をめぐって

いわゆる交感神経末端や副腎髄質から epinephrine (Epi) 様物質が遊離されることは、古くから知られていた。化学伝達説の発展に伴ない、sympathin E, I が伝達に関与するとされたが、後に、このような伝達物質と受容体の結合物の存在が疑がわれ、伝達物質があらためて“sympathin”と呼ばれ、norepinephrine (Nor) を主体とし、これに少量の Epi が加わったものと考えられるようになり、一方副腎の sympathin は Epi を主体

とすることも示された。

Nor, Epi, その材料の dopamine 等は、“生体 catecholamine (CA)” と総称され、生体に広く、不均等に分布する。CA は chromaffin granule に高濃度に存在し、ATP と ion 結合し、安定な型をとっていると思われる。

Reserpine, tyramine (Tyr) 等の作用の解析から、CA の“store”の概念が生まれ、granule に対応した bound compartment と溶性部の available compartment の少なくとも2つが区別され、前者では mitochondria の MAO が、後者では methyl transferase が、CA の代謝に関与するとされる。血中の CA は先ずこのような store に付着して失活する。Cocaine はこの過程を妨害して、CA の強化作用を示すものと推定される。

灌流実験、分離した granule の実験では、Ca⁺⁺ が、sympathin 遊離の coupler として働く可能性が示され、degranulation と diffusion の2相が考えられている。Tyr のように CA 遊離を主体とした作用をもつ物質の作用機序については、in vivo と in vitro の成績が一致しない。

Burn と Rand は store の概念に立って、1960 年前後にかけて、“adrenergic fiber は、実は ACh を遊離するもので、これが神経末端 (近傍) の store に働き、sympathin を遊離する”という仮説を提唱した。遊離阻害剤の bretylium はこの ACh の作用に拮抗することになる。しかし、その後の研究の多くは、この仮説に不都合な結果を示している。

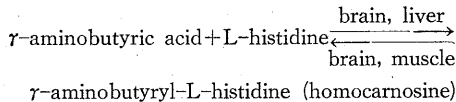
3. 森 昭胤 (神奈川歯大生化)

transmitter としての limbic system の homocarnosine

1) ep-マウスの前頭部中央附近のクモ膜下腔に 0.5 μ M の homocarnosine を注入すると 2 週間以上にわたって痙攣が起こらなくなる。carnosine も同様な効果があるが、構成成分である L-histidine, γ -aminobutyric acid, β -alanine にはこのような作用はなく、また γ -amino- β -hydroxybutyric acid

(大脳皮質の inhibitory transmitter) も無効である。この実験は同時に脳波も記録したが、ep-マウス固有の棘状波も完全に消失してしまう。また、はなはだ興味深いことであるが、acetylcholine 含有量、cholinesterase 活性にはほとんど影響しない。

2) 次に homocarnosine ($-\text{NH}-\text{CO}-\text{NH}-$) を合成し、in vitro で代謝の研究を行なったところ次のごとき成績をえた。



3) homocarnosine はクエン酸 Na によって惹起される痙攣を抑制する。クエン酸 Na 1.5-2 mg/kg をウサギ大槽内に注入すると必ず間代性の痙攣がおこるが、予め homocarnosine 3-5 mg/kg を大槽内に注入しておくと同量の3倍以上のクエン酸 Na を注入しても痙攣がおこらない。しかし、一旦発作が起ったのを投与するのでは無効であった。

4) GABOB などに抵抗するてんかん患者に対して GABOB+homocarnosine の髄腔内注入を行なったところ約50%の症例に著しい改善がみられた。精神運動発作の改善も注目すべきものがあった。脳波所見では centrencephalic のものに比較の有効であった。

4. 竹内 昭・竹内宣子 (順天堂大第1生理)

ザリガニ骨格筋における興奮及び抑制伝達

ザリガニ骨格筋は興奮及び抑制神経の支配を受け、且この伝達は non-cholinergic に行われている。ザリガニに興奮及び抑制作用を示す種々のアミノ酸が知られている。ここではこれ等の中グルタミン酸及び γ -アミノ酪酸 (GABA) の作用を電気泳動的に与えて検討した。この方法によると薬物を筋表面の限局した場所に与えることができる。L-グルタミン酸を電気泳動的に与えると興奮性神経筋接合部に限局して脱分極を生ずる。L-グルタミン酸を持続して与えていると、脱分極が減少してきて、所謂 desensitization を呈する。L-グルタミン酸の注与によって e. j. p. にも同じく desensitization がみられた。D-グルタミン酸は何等の作用を呈しない。GABA を電気泳動的に与えると、抑制神経筋接合部に限局して、静止電位より数 mV 正の点に逆転電位を持つ電位変動を生

ずる。この逆転電位は i. j. p. のものと完全に一致する。又 e. j. p. と i. j. p. との時間経過及び L-グルタミン酸と GABA に由来する電位変動の時間経過との間には平行関係がみられる。これ等のことは L-グルタミン酸及び GABA が夫々興奮及び抑制伝達物質とよく似た性質を持つことを示す。

5. 伊藤正男 (東大第2生理)

温血動物の中樞神経系における transmitter の同定

或る物質がシナプス伝達物質であると同定されるためには、シナプス前線維中に、この物質が充分量含まれて居り、刺激によりこれが放出され、又この物質を合成する或は不活性化する酵素系も充分量見出され、更に人工的にこの物質をシナプスに投与した時おこる変化が実際のシナプス伝達によるものと同じである事が証明されねばならぬ。定石的な道順として、吾々は生物学的、組織化学的な検索の結果及び神経系に対する著しい薬理学的効果の検査の結果からある種の物質がシナプス伝達物質ではないかの想定をし、これをシナプスに直接投与してその効果の生理学的薬理学的評価から伝達物質としての証明に進むべきものと思われる。後者の研究はこれ迄ひどく立おくれしていたが最近急速に進展しはじめた。

薬物を中枢神経系中のあるシナプスに投与するため動注、静注の如く循環系を介する時は血管、脳関門によってシナプスへの到達が妨げられる事、血圧変動による二次的变化のおこること、又多数のエレメント中のどれに働くのか判りにくいという不利がある。脳室内注入或は局所的に脳脊髄の表面より投与する時は血管、脳関門はさけうるが他の点については上と同じ不利がこの。ある特定のシナプスに直接微小電極を介して近傍から適用する方法はこの点もっともすぐれて居り、微小電極による中枢神経系各部の研究が進むにつれてこの方法の適用範囲はひろがりつつある。これ迄に得られた成績では脊髄のレンショウ細胞、大脳運動領の Bez 細胞、小脳皮質のプルキンエ細胞等には Cholinergic のシナプスが存在し、全体として中枢神経系内の神経細胞の10数パーセントは Cholinergic のシナプスをもつと思われる、しかしカテコールアミン、アミノ酸系の物質につい

てはいまだ不明である。

シンポジウムⅡ：網膜電位

1. 渡辺宏助 (東京女子医大生理)

S電位・序説

S電位は、1953年に Svaetichin が Bream 及び Perch 等の魚類網膜について報告したのが最初であるが¹⁾、今日では蛙、亀等の冷血動物や、猫、猿等でも見られ、脊椎動物一般に分布している網膜の電気的反応であると考えられる。これを発生する組織学的構造と、その発生機構はまだ明かでないが、この問題を考察する場合次の諸点を考慮しなければならない。

1) S電位の面積効果の大なること。すなわち、照射光の直径とこの電位の大きさはある範囲内で直線関係を示し²⁾、その受容視野は直径約 4 mm に及ぶ場合がある。

2) 鯉、鮪等の場合、S電位には、L、RG 及び RYB の三型のスペクトル反応を示すユニットがあるが、各ユニットは夫々対応する視細胞もしくは視細胞群と独立した連絡構造を有っていると考えられる³⁾。

3) 剝離網膜ではL型のS電位にPurkinje shiftが見られるものがあるという報告があるが、人工呼吸下の鯉網膜を露出して、明暗順応を厳格に繰返えし行えるような実験条件で、単一のS電位ユニットについて検索した結果では Purkinje shiftのあるものは見当らない。従ってこの電位の発生系に桿体が関与していることは疑わしい⁴⁾。

4) 所謂静止電位とS電位との間には殆んど相関関係がない⁵⁾。又この場合の静止時電位レベルは、むしろ持続した active state とも考えられ、一般の興奮性膜における静止電位とは概念が異なる。

5) S電位を誘導している細胞又は小胞の大きさは 100 μ 以上なければならない⁶⁾。

6) 通電により所謂膜電位を変えても、S電位の大きさ、形は変わらない。又電位発生の原因と考えられるような膜抵抗の変化もなく、更には平衡電位も有しない⁷⁾。従ってたとえこれが細胞内誘導であるとしても、一般の興奮性細胞の電位発生機構と全く異なるものと考えねばならない。

1) Svaetichin, G. (1963) Acta Physiol. Scand.,

29 Suppl. 106. 565

2) Tomita, T., et al. (1958) Jap. J. Physiol., **8**, 47

3) Watanabe, K. & Tosaka, T. (1959) Jap. J. Physiol., **9**, 84

4) Watanabe, K. (1964) Symp. on Neurophysiol. Japan U. S. Scientific Cooperation Program, March 5-10

5) Tosaki, K. (1960) Arch. ital. Biol., **98**, 81

6) Tomita, T. (1957) Jap. J. Physiol., **7**, 80

7) Watanabe, K., et al. (1962) Jap. J. Physiol., **10**, 132

8) 富田・金子 (1964) J. J. M. E. **2**, 105

2) 御手洗玄洋 (名大環境医研)

S電位、その origin と色光感曲線

リチウムカルミン法 (1958) によって、S電位が、水平細胞、Müller 繊維の起源である事を証明し、以来我々は、S電位が網膜内グリア電位である事を主張して来た (1961)。後に鯉の網膜で見られる Tri-chromatic 型のは、アマクリン細胞起源と考えられる事も報告した (1963)。併しかかる組織学的な局在の決定は、あくまで生理学的な観察と合せ行うべきであり、生理学的な細胞内電位の証明が不十分である現在、猶詳細な検討が望まれていた。従って、1) リチウムカルミン法による局在決定の確率、信頼度を確め、2) 限局的な電位かどうかに関して異った色光感曲線を示すものの相互干渉の有無を検討しようとした。1) については、今回富田と共に、巨大水平細胞を持つアカエイ (*Dorybatus akajei*) の網膜で、そのL型のS電位につき試みる機会を得たのでその結果を報告したい。リチウムカルミン法は既に度々報告したが、Ringer寒天中では 4-5 μ A の電流によって、径 5-30 μ の大きさに、カルミンの噴出を見る。網膜にマークをするときも、之と同様の条件下ならば等量の色素を出すと考えられる。遊離網膜では顕微鏡下に噴出した色素を確める事が出来る。アカエイの1例では1ケの網膜に13ケのL型S電位をマークし、15ケの染色部が見られたが、9ケは可成り明かに水平細胞内に、4ケは水平細胞層の可成り広範囲に広がり、2ケは視細胞層に広がっているのを認めた。最後の2例は電極尖端の破壊によると考えられた。之により少くともアカエイの網膜でのL型S電位は水平細胞内電

位である事を確認した。水平細胞はグリアに属する事が最近 Kuwabara や Villegas 等によって認められており、従って、S電位は網膜グリア電位とする事が妥当であろう。色光感曲線については、暗調下の鯉網膜で既報の如き4種のS電位 L_1 , L_2 , C_1 , C_2 型が各々略 50%, 30%, 15%, 5%の比で見られ、之等は独立した機能的単位として存在すると考えられる。

3. 埴 功 (大阪市大第2生理) 網膜の DC 電位について

1962年 Noell らは Voltage clamp 法を用いて、兎網膜の Short circuit current および K^+ の Flux を同時測定し、網膜の Transretinal current は主として脈絡膜側から硝子体側への K^+ イオンの輸送によるものと説明している。本実験では、ガマ剥離網膜を直径 3 mm の小孔を有する2つの chamber の間に挿み、Transretinal DC 電位を両 chamber 内の甘汞電極から誘導測定した。標準液としては Conway 氏液を用い、低 Na^+ 溶液、高 K^+ 溶液および低 Cl^- 溶液は夫々 Conway 氏液内の NaCl を Choline Cl, KCl, Na_2SO_4 および蔗糖で置換することによって作製した。実験はすべて室温、暗状態でを行い、次の結果を得た。

第 161 回生理学東京談話会

時 昭和39年7月4日(土)12時30分より

所と当番 東京医科大学生理学教室 若林 勲・大畑 進

1. 一般口演

1. 堀内 博 (東京医歯大口腔生理)

銀線電極による猫歯髄神経線維活動電位の記録について

歯髄神経活動電位の導出法として、下歯槽神経を機能的単一神経にする法、及び、薄い象牙質層を介して白金線電極を当てて導出する法とが報告されている。

演者は、これらの実験を追試している際、直径 0.2 mm の銀線を直接歯髄に当てただけで単一神経の活動電位が導出できるのを知った。

実験は猫で、その下顎犬歯々髄を使用した。麻酔は Pentobarbital Sodium である。得られたものは、自発生放電、機械的刺激による放電、温度刺激による放電、及び、逆行性刺激に応ずる放電である。機械的刺激による放電は大別して、1) 単相性スパイク、2) 2相性スパイク、3) 多相

1) 標準液内では、色素上皮層の付着した網膜では 1-4 mV の DC 電位を有するが、色素上皮層を除いた網膜では DC 電位は零である。

2) 網膜の両側で、 K^+ の透過性は Na^+ および Cl^- に比して大であり、色素上皮層の付着した網膜では、 K^+ の透過性は硝子体側の方が鞏膜側よりも大である。又低 Cl^- 溶液を硝子体側、鞏膜側何れに作用させても DC 電位の上昇が認められる。

以上の実験事実から DC 電位の発生は主として色素上皮層の両側の K^+ の透過性の差異によるものであり、低 Cl^- は色素上皮細胞の硝子体側の細胞膜の透過性に影響を及ぼすものと考えられる。

3) Azide response の大きさは Transretinal DC 電位と比例関係を有する。

4) Azide response の大きさは鞏膜側の K^+ の増加および Cl^- の減少により増大し、硝子体側の Cl^- の増加により小さくなる。

5) Azide response は色素上皮層を除いた網膜では出現しない (Oscillation のみ現われる)。

6) Quabain によって Azide response は阻害されない。

以上の実験結果から Azide は色素上皮層の両側の細胞膜の透過性を変化させると考えられる。

性スパイクに分けられた。各スパイクとも、振巾は数十 μV 以下、持続時間は歯牙表面温度の下降にともない長くなった。下歯槽神経を刺激して、歯髄から逆行性に単一神経活動電位を導出できたが、時には1ケの刺激用矩形波 (持続 0.05 msec) で、歯髄から反復的な2ケのスパイクが導出できた。歯牙表面温度を下げると、特に第2発目のスパイクの潜伏時間が長くなる事から、第2発目のスパイクの通る径路、又は第2発目のスパイクを発生させる場所が温度変化を受け易い所にあったと推定された。

下歯槽神経、及び、歯髄内での神経伝導速度はそれぞれ 35 m/sec、及び 8.9 m/sec と測定された。測定部より更に先端の歯髄ではより遅くなるものと推定できた。

この様に太い電極で単一ユニットの活動が記録できた理由として、ある程度数少ない神経線維

が、インピーダンスの高い硬組織にかこまれて、かなりの距離を一定方向に走行していると云う歯髓の形態の特異性が考えられる。

2. 山田 守・倉繁房吉・樋口寿士・鈴木邦介 (取鳥大第1生理)

歯牙の温度覚について

口腔内の感覚で歯牙そのものの感覚は非常に敏感で、特異なものであることは、多くの人々が自身で感じている点であろう。今回はこの中で、特に、温度に因って発する痛覚について報告した。

実験材料としては、犬の主として下顎の大歯を用い、歯のエナメル質から象牙質に達する種々の深さの窩洞を形成し、レジソ製のキャップで歯牙を覆い、窩洞部位にのみ各種の温度差を持つ Ringer液が作用するようにした。また稀金属を使用した熱電子対を用い、それを流れる電流、または電流方向を変換することによって種々の温度を与えた。動作電流の誘導は、窩洞の反対側から歯髓に達する穴を開け、硝子製微小電極を挿入し、造歯細胞の近傍の電位変化と、歯髓よりの神経枝より誘導した。

その結果は、低温の動作範囲は約 17-18 度以下、数度迄で、高温では 24-25 度より 45 度程度迄は反応することが解った。要するに歯の正常温度の $\pm 7-8$ 度以上の差があれば反応し、その動作流の数値は温度差の大きい程大きく、麻酔薬等で反応は消失した。この時歯の内外の電位差が温度と比例して変化し、大きい時は正常時に対して数十 mV に達することがあった。

また、微小電極から誘導される動作電流は 2 相性であったが、この或因を調べてみると 2 つの素因から成立しているように考えられ、Magitot 等の考えている如く、歯牙の外部よりの情報受授には、造歯細胞以外にも複雑な過程の存在が考えられる結果を呈示した。

3. 渡辺由雄 (千葉大腐敗研究所)

ザリガニの脳における信号変換

ザリガニの摘出した脳における神経信号の伝達及び変換をしらべた。入力信号には不規則な周波数の繰返しパルス列を用い、それを脳の視神経、触角神経、食道側連合等の求心神経に刺激として与え、同じく視神経及び食道側連合中の遠心神

経に現われるインパルスを記録した。更にこれらの入出力信号の相関関数、パワースペクトラムより伝達関数を算出して各経路の周波数応答線図を作った。

他方同様の手段によって腹部神経節の 2, 3 の経路についても周波数応答線図を得たが、そこで脳及び腹部神経節のこれら諸反応を較べたところ、両者の間には、かなり顕著な差異が認められた。すなわち腹部神経節では出力信号は一般に入力信号の周波数変化に対して敏感に反応し、同時にまた、かなりの変形をうけた。しかし脳を通過する信号は、1) 全く変形をうけないもの、すなわち入出力のインパルスが殆ど完全に 1 対 1 に対応するものと、2) 入力信号の波形には殆ど無関係な一定周波数の長時間の反応を示すものの 2 種類だけが顕著であった。脳には周辺部神経節のような短時間に变化する波形形成の機構が殆ど存在しないように思われる。

周波数応答線図より考察すると、ザリガニの脳における信号変換のこのように極端な性質は、それのもつ神経回路の特性とみられる。1) の反応を示す経路では recurrent colateral による抑止の如き機構で高周波の入力によって生ずる過度の興奮シナプス電位を適当に抑えることによって、入出力間の 1 対 1 の関係を完全に保っていると考えられ、2) の反応は多数のシナプスを経ての帰還回路の発振状態によるものと考え得る。特に後者は脳とその他の周辺部神経節を連ぐ、code 化された信号の 1 部と考えることが出来るかもしれない。

4. 菅野義信 (東京医歯大第1生理)

上皮細胞の低抵抗結合について (その 1) ショウジョウバエ唾液腺細胞

第 3 齢期、さなぎ直前の ショウジョウバエ (*Drosophila flavolepeta* 或は *D. hydei*) 幻虫の一对の唾液腺は最大に達する。夫々 200 個あまりの細胞から成り、横断面では導管を中心に数個の細胞が比較的規則正しく並び、直径 200 μ 前後、長さ 1500 μ 程度の円柱状をなす。細胞は透明で、顕微鏡下、照明を多少工夫すると、染色なしに細胞の輪郭を良く識別し得る。

生体から、切出し分離後も Shen 氏液中で正常な機能を保ち得る。細胞には陰性膜電位があり

D. flavolepleta では 15 mV, D. hydei では 40 mV 程度であるが, 細胞の配列や透明度の良さ等の理由で実験は主として前者で行った. 同一の唾液腺ではどの細胞からも等しい膜電位を得た. 矩形波電流を与える為の電極を唾液腺の一端に入れ, 記録電極をその近傍におくと, 膜抵抗に基づき電位を記録出来る. 与えた電流と, 得られた電位は直線関係を示し, 非興奮性膜で且つ整流性のないことが直ちに判る.

記録電極を次の位置する細胞に入れると僅かに傾斜の異なる直線を得た. 電流が細胞間の接触部の膜を越えて次の細胞に拡がっていると考られる. 通電電極からの距離を次第に増すと, 得られる電位は減少する. 唾液腺全体を 1 細胞の神経線維の如く取扱い, 横軸に電極間距離, 縦軸に得た電位を対数で与えると, 各点は凡そ直線上に並ぶ. 云いかえれば細胞間接触面の膜には抵抗がなく, 電流の拡散は外液と境をなしている細胞膜の抵抗と細胞質の抵抗とで決ってくる. 唾液腺は, 長さは太さの僅か数倍, space constant の 1.3 倍程度の長さしかないので, ケーブル理論式の代りに次式を用いると甚だ良く適合した.

$$V = V_0 \frac{\cosh \frac{L-x}{\lambda}}{\cosh \frac{L}{\lambda}}$$

L: 唾液腺の全長, x: 電極間の距離, λ : space constant, V_0 : 距離 x が 0 の時得る電位である.

一方分子量 376 の Fluorescein-Na をあるひとつの細胞に注入すると, 紫外線顕微鏡下で隣接細胞に次々と拡散するのを確認した. 接触部の細胞膜は Fluorescein をも自由に通過せしめる程, 膜抵抗が低いことが結論され, 電子顕微鏡像による形態的対応についても考察を加えた.

5. 松本政雄・渡辺禎二・伴 真也・浅川守胤
(群馬大第 1 生理)

単一筋線維の等価回路及び其の構成要素の変化に就いて

筆者等は既に筋線維・神経線維等の等価回路を定め同時にその構成要素の価を測定することが出

来る方法に就いて報告したが(日本生理誌, 26, 77) この方法を用いて, 分離した単一筋線維(蠶)を材料として行った実験の結果を述べる.

実験方法の要点は Impedance Bridge の一辺に被検体を連結し Bridge に矩形波を送り, Oscilloscope の助けによって被検体の等価回路を被検体に相対する辺に構成し Bridge を Balance の状態にし, Balance の状態を Oscilloscope で確める様にしたものである. 分離した単一筋線維は杉の隔絶箱を之に適する様に改造したものにおさめ銀線の電極を介して Bridge の一辺に連結した. 実験は主として分離した新しい線維を隔絶箱に装置して適当な間程を置いて等価回路を構成する要素の価の変化の状態を観察した.

実験の結果筋線維の等価回路は抵抗 W と短絡抵抗 R を持つ電気容量 C が直列に連結された従来推論されている様なものであることが確かめられた. 併し W, R 及び C の価は時間と共に変化し新しい筋線維を隔絶箱に装置した直後には W, R は大で C は非常に小さいが時間の経過と共に W, R は減少し C は増大した. 又分離して或る時間 (20-30 分) 放置した線維を隔絶箱に装置しその直後に於て測定した場合 W, R は小で C は大であった. 実験によっては新しい筋線維を装置した直後より 2-3 分後に於て W, R 等が幾分増大し C が減じた場合もあったがこの理由については不明である. 一般に W, R は時間と共に減少し C は増大するものと見出すことが出来る. 切り出して 24 時間以上経過した筋から分離した線維等に於ては W は相当小で R は殆んど零に等しく C は非常に大きい値となった. 之を要するに W, R 及び C の何れも時間と共に変化し一定の価を保つものはないことが知られた.

II. 招待口演

1. 南雲仁一 (東大工学)

生物と機械

2. 岡 小天 (東京都立大理学)

生物と機械

短 報

速報 ウサギの網膜血管平滑筋の膜電位

Membrane potentials of vascular smooth muscle fibres in the rabbit's retina

鷺 尾 宏*・安部恒太郎**
(WASHIO-Hiroshi・ABE-Kōtarō)

カメ¹⁾及びカエル²⁾の血管平滑筋において、その膜電位がすでに調べられている。しかし哺乳類の血管では平滑筋細胞の形が小さい事やそれを取巻く結合組織の多い事などの為に殆んど電気的な研究対象として取上げられなかった。しかし最近に至り哺乳類の網膜血管の微細構造が電子顕微鏡によって調べられこの血管は視機能を最大限に発揮する為他の同じ位の太さの血管に較べて外膜が非常に薄弱であると云う特殊な構造を持つ事が明らかとなった³⁾。そこで著者等は細胞内微小電極を用い白ウサギの網膜血管平滑筋の膜電位を測定した。

気泡栓塞によりウサギを殺し眼球を摘出、乳頭のまわりで強膜、脈絡膜と共に網膜を切り出した後、注意深く網膜を他の膜から離した。小血管(直径 40-80 μ)を含む網膜を適当な大きさ(約 8×2 mm)に切り取り脈絡膜側を下にして容器中のコルク片にピンでとめた。電極は特に 3 M KCl を満たした高抵抗 (30-50 M Ω) のものを使用した。

膜電位の測定に於て顕微鏡下で微小電極の先端を確認しながら正しく血管にあてて電極を挿入した。Fig. 1 は記録された膜電位の変化を示している。多くの記録に於て電極を血管内におし進めてゆく時、膜電位は段階的に増加するか(Fig. 1, A), 漸進的な増加 (Fig. 1, B) を示し

た。又僅かの記録では電極の血管内への挿入と同時により急激な電位変化がみられた (Fig. 1,

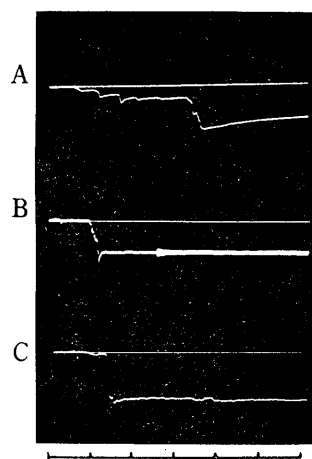


Fig. 1.

Three types of membrane potential changes recorded from the blood vessels in the rabbit's retina. Calibration, 50 mV. Time scale, 2 sec.

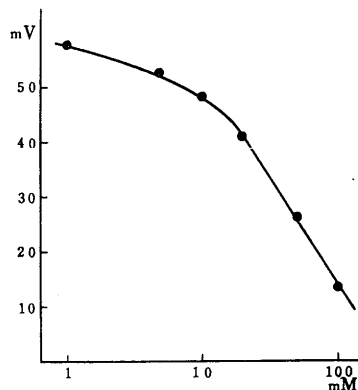


Fig. 2.

The relation between the membrane potential in mV (ordinate) and the K concentration in mM on a logarithmic scale (abscissa).

* 順天堂大学医学部生理学第2講座

Dept. of Physiol., School of Med. Juntendo Univ.

** 順天堂大学医学部眼科学講座

Dept. of Ophthalm., School of Med. Juntendo Univ.

〔昭和39年12月14日受付〕

C). しかしどの場合でも電極を抜き去る時には電位は0に戻った. Fig. 1, A, Bのゆっくりした膜電位の変化は血管の微細構造の複雑さ³⁾及び平滑筋細胞膜の特殊性から説明されよう. この様にして得られた膜電位の大きさは平均 50 mV \pm 10 mVであった. Bülbringら⁴⁾はひとみ括約筋から同じ様な経過の膜電位を記録しているが血管の電子顕微鏡所見³⁾と合せてこの電位は血管平滑筋の膜電位を示すと考えられる.

50 mV以上の電位を持つ血管平滑筋で種々の濃度の KCl の膜電位に対する影響を調べた. 膜電位の測定は液の交換後10分より始められた. Fig. 2はこの様にして得られたグラフを示す. KClの濃度を 4.8 mMより上げてゆく時約

20 mM以上で膜電位はほぼ直線的に減少した. この線の傾斜は濃度10倍の変化に対して36 mVであった.

文 献

- 1) Roddie, I. C. (1962) The transmembrane potential changes associated with smooth muscle activity in turtle arteries and veins. *J. Physiol.* **163**, 138-150
- 2) Funaki, S. (1961) Spontaneous spike discharges of vascular smooth muscle. *Nature*, **191**, 1102-1103
- 3) 富永住也・生井 浩 (1963) 人眼網膜血管の微細構造 日眼会誌 **67**, 1481-1488
- 4) Bülbring, E. & Hooton, I. N. (1954) Membrane potentials of smooth muscle fibres in the rabbit's sphincter pupillae. *J. Physiol.* **125**, 292-301

提案 学会と会員個々との結合をより強く、より良くするために、幾つかの提案をしたい。

高 橋 恵*

1) 総会を春・秋2回行いたい.

2) 春の総会は、一般口演、実験供覧、壁発表等とし、多数の発表が、なるべく少数の会場で行われる様にしたい。紙上発表を適宜復活するのも良い。開催地は従来通りとしたい。

3) 秋の総会は、生理科学連合、生理学関係文部省総合研究班を中心とするシンポジウムとし、東京及び京阪(或は中京)地区にて隔年開く様にしたい。

4) 生理学雑誌掲載の総会抄録は、学会当日集めることとし、100字程度の予稿を別に学会主催者が集め、簡単な謄写版刷り予稿集として、学会直前出席予定者に配布する様にしたい。

5) 地方会における評議員会にて、地方会のみならず、生理学会全般に関する事柄の情報交換、提案討論等を行い、その結果を短報欄(学会記事)に掲載するとともに、出席幹事を通し

て生理学会に反映する様にしたい。

これらの提案理由は、特記するまでもなく察せられる通りである。

これに対する難点として、従来出張経費のかさむことが上げられているとのことであるが、1年間のその方面への費用を考えて見てどうであろうか(演題数の増すことはむしろ有利ではないか)。また、総会であるから、絶対に出席しなければならないということもない。或は、議事、決定を行う総会は春だけとしても良く、また、秋の学会には総会という名を避けても良からう。世話役に御面倒をかけることは避けられないが、一般会員としては従来に比して便宜が大いに増す筈で、ここから反対が起こるとは思われない。

真の難点は、「総会運営は当番幹事に一任」という従来の方式を破るところにあると私はひそかに思う。第一失礼ではないかという声である。当番幹事は力の入れ所に困られるかも知れない。然し、この提案のような春の総会であっても、一般口演、紙上発表等の適切な配列、時間配分、会場の考慮によっては、これまでにない効果を生む可能性は十分あると思われる。そのためには、地区の若手を総動員する様な骨折りも必要になるかも知れない(以前戸塚教授が

* 日本医科大学第2生理学教室

なされた様に). 予稿集の処理から宿の世話, 更に慰労のための余興まで付けて下さる当番幹事のお骨折りは, 本当にお気の毒にたえない.

その費用——例えば予稿集処理の——これは総会費として必要なだけ集めれば良い. 旅館や旅費は別として, 親睦のためとは云いながら余興に使われる費用に比して, 総会費が如何に貧しいか. 総会そのものをもっともっと大事にしたい. 提案の 4) は, 新装出発の日生誌の權威のためにも実行したい.

5) については格別述べることはない.

この提案は, 神戸における生理学会以来続けて来ていることであり, 個人的には, 多数の賛同者のあることを知っている. それが, 依然として行われない理由については全く不明であり, そろそろはっきりさせて良い時期ではないかと考える. 御批判を請う.

最後に, この提案が, 今春, 明春等の学会, また, 来るべき岐阜の学会を念頭において行ったものでないことは勿論であることを附記しておきたい.

正 誤 表

25巻10号 (昭和38年) 490頁 若林・佐藤論文

行	誤	正
4	$+h \sin p \frac{\log \tau}{\tau} \cdot \tau$	$+h e^{-\tau \log \tau} \sin p \frac{\log \tau}{\tau} \cdot \tau$
9	β, h, h_1, h_2, k	$\beta, \tau, h, h_1, h_2, k$
15	$e^{-0.3\tau}$	$e^{-0.3 \log \tau}$
15	$e^{-0.25\tau}$	$e^{-0.25 \log \tau}$
15	$\sin 0.4 \tau$	$\sin 0.4 \log \tau$
19	$e^{-0.55\tau}$	$e^{-0.55 \log \tau}$
19	$e^{-0.2\tau}$	$e^{-0.2 \log \tau}$
19	$\sin 0.65 \tau$	$\sin 0.65 \log \tau$
23	$e^{-1.1\tau}$	$e^{-1.1 \log \tau}$
23	$e^{-0.3\tau}$	$e^{-0.3 \log \tau}$
24	$e^{-0.6\tau}$	$e^{-0.6 \log \tau}$

編集後記

日本生理学雑誌が昭和11年の春に生れてから年を閲すること29、その間には戦争もあって第27巻を始めようとするにあたり、編集委員会を組織して装いも新たに内容も真に生理学者のための雑誌とすべく発足した。

従来のごとく原著ならびに学会抄録（総会、地方部会）、各生理学教室及び研究所の業績目録の他に、有名無実になかった綜説も之から大いにお願ひしよう。更に仮称短報欄を設けることにした。この欄は会員に依る多様の利用に供するつもりである。1) 速報、詳細な原著をものする前に出来るだけ早く一般に知らせ度い様なもの、そして同時に priority を確保するためにも利用出来る。2) 同様に実験の Methodik 等を早く広く周知させる。3) 諸種の提案、生理学の振興、教育、実習等の改善、生理学会又は生理学雑誌の在り方、他の隣接学科との交流等々数えればまだ多いであろう。

その他会員から会員へ、又は会員から編集者への自由な話し合いの場としたい。原稿は刷り上がり 1 page 以内（原稿用紙 400 字詰 4 枚、図版を含めばそれだけ原稿枚数が減る）とし、勿論それは会の負担で、最近の号に掲載することにする。この欄が育つためには会員各位の積

極的な御協力を得なければならない。

同時に日本生理学雑誌の編集委員会は次のことも行う。それは英文による抄録の編集で、之は JJP に載せることになる。我々は之れ以上久野先生に御迷惑をお掛けすることは出来ないけれども、この事は是非実行したいと云うので久野先生の御快諾を得たのである。総会及び地方部会で発表された中から然る可きものを撰び出す仕事、そしてその英文を直ちに印刷し得る様な原稿にまで持ち来した上で JJP 編集部にお渡しし、その校正も勿論委員会で分担する。これらは大変な仕事になるらしい。在京又は東京に近い委員の他に全国的に適当な方をレフェリーと云うよりは寧ろ associate editors としてお願いすることになるだろう。

生理学会の在り方として本当の決定は評議員会の議決に依って効を發するのであるが、拙速を尊び直ちに我々在京、近傍の何人かによって出来る事から出發して見ようと云うのである。現在この企ては内閣担当幹事の指名に依る下記の（順不同敬称略）者たちに依って第27巻から始められる。

内閣耕二、高橋 恵、畠山一平、真島英信、市河三太、戸塚武彦、市岡正道

(TAK)

日本生理学会々費の御払込みのお願い

40年度会費（1,500円）の御払込みをお願い致します。（御承知の通り昨年4月の評議員会の承認を得て39年度分から1ケ年分 1,500円とかわりました）。

前年度会費（1,500円）未納の方は特に至急お願いします。尚教室でまとめて御払込みいただければ幸甚に存じます。

御払込みには必ず振替又は書留を御利用下さい（振替用紙は 27、1号に挿入）。

東京都文京区本郷局区内

東京大学医学部生理学教室内

日 本 生 理 学 会

振替口座 東京 86430 番

電 話 812-2111 (代)-構内 6325

3次元の世界をとらえる!



島津ステレオ顕微鏡 V G 形

あらゆる分野の立体正立観察
ができます。

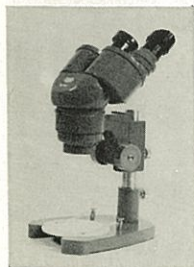
- 植物の分類・動物の解剖
- 微細機械の組立て、検査
- 現場の工作部門・金属関係
- 化学薬品や食品関係、保健衛生関係

〈特長〉

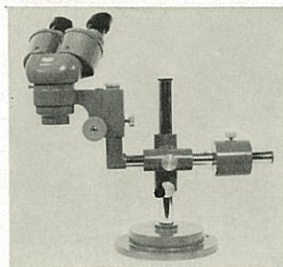
- 大キナ試料でも検鏡できる
作動距離と3点支柱
- ボディの交換性
- 広い視野・鮮明な映像
- ひろい用途に応じた 各種
レンズ系・架台・照明付属
品の完備

●拡大力 20X(標準)

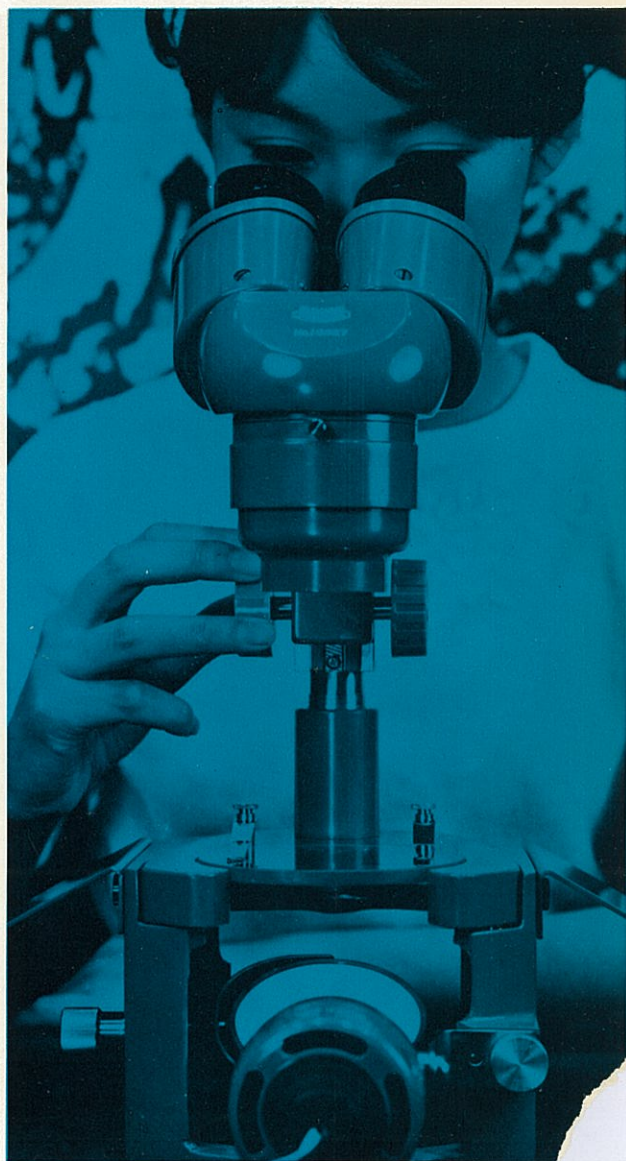
●種類	VGU形	¥30,500
	VGR形	¥40,500
	VGM形	¥57,600



VGU形



VGR形



VGM形

科学器械事業部 京都市中京区西ノ京桑原町18 京都81-1111
本社・京都・支社 東京・支店 大阪 福岡 名古屋 広島 札幌 仙台

島津製作所



大形高性能で安価な顕微鏡

島津大形生物顕微鏡 E L 形

〈特 長〉

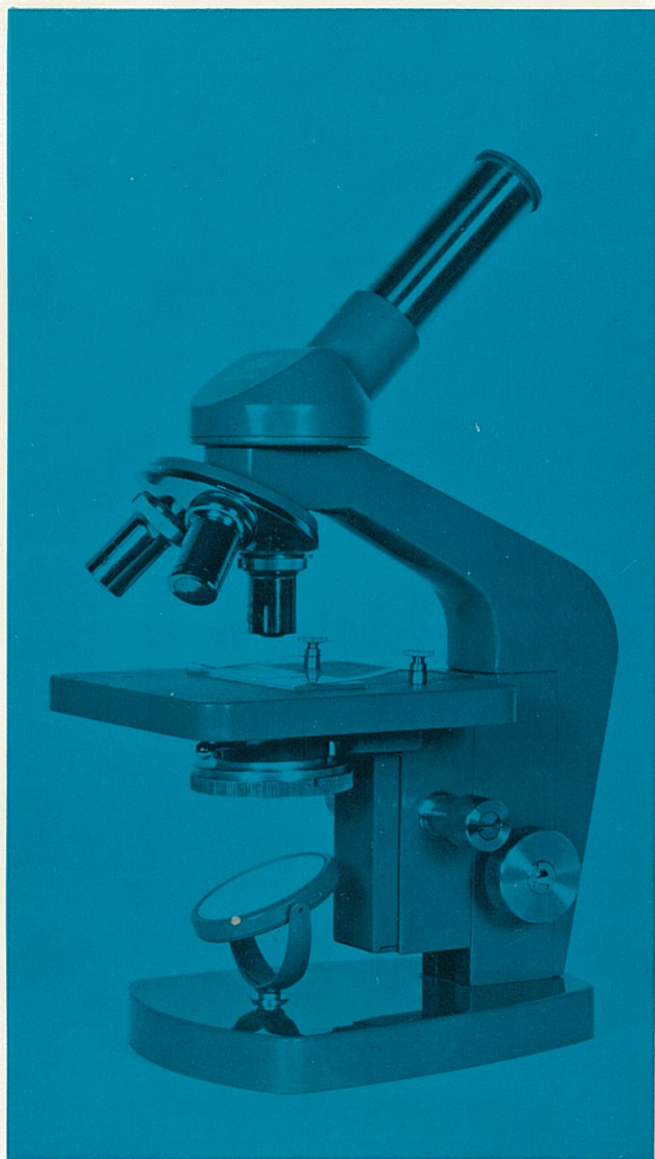
- 鏡基は強じんで、少々手荒な学生実習にもじゅうぶん耐えるようつくられています。
- 微動装置は、とくに新しい設計のテーパローラ機構なので高感度で故障がありません。

●種 類

E L - S 1 形
100 X ~ 400 X ¥ 24,000

E L - S 2 形
100 X ~ 900 X ¥ 29,000

E L - S 3 形
50 X ~ 1500 X ¥ 34,400



E L - S 3 形

科学器械事業部 京都市中京区西ノ京桑原町18 京都81-1111
本社 京都・支社 東京・支店 大阪 福岡 名古屋 広島 札幌 仙台

島津製作所

日本生理学雑誌投稿規定

1. 原稿は新仮名遣い平仮名交りの横書とする。句読及び括弧は1字に相当する空間に書かれない。
2. 原稿は日本文の他に、Typewriter 紙に1枚以内の欧文の Summary を附せられたい。
3. 原著の印刷費は当分の内、最初の 2page を本会で、それ以上及び挿図、表は著者の負担とする。
4. 学会総会並びに地方部会の講演抄録は1題につき800字以内とし、掲載料は頂かない。学会開催の当番幹事に於いて取りまとめて編集部に送られたい。
5. 原著原稿の第1枚にはその上半分をあげ、下半分に表題、欧文表題、著者名及び同ローマ字、所属、国際十進分類による番号、表及び挿図の数等を次の形式に従って書き、上半部の余白には別刷請求部数等の編集者への注意事項等を附記せられたい。

(原著) (図3, 表2) (別刷80部)
筋注法及び神経注法による骨格筋の
収縮性について 612.741.3
Method of intramuscular injection
to test the so-called salt
contraction of skeletal muscle of frog
足立千鶴子 (ADACHI-Chizuko)*
* 財団法人林研究所

(抄録)
戸塚武彦・上田篤次郎 (日本医大生理)
赤血球沈降速度に関する研究
1. 液柱の高さを変化させた場合の……

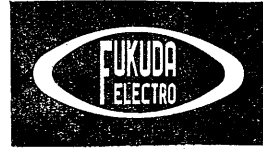
学会総会並びに地方小学会の抄録は原稿用紙の第1行目に抄録者名、括弧に入れて所属、第2行目に演題、第3行目から抄録文を上形式に従って書かれない。学会抄録には挿図は遠慮せられたい。

6. 原稿には挿図、または表を組み込むべき場所を指定し、図及び表の説明文は本文と同じ原稿用紙に、欧文の Summary と同一の国語で書き、その場所に挿入されたい。
7. 原稿の項目分けは第一章、第一節等とすることなく、次の順に従って分けられたい。
1. …… A. …… 1. …… a. ……
8. 脚註はなる可く遠慮せられたい。
9. 挿図原稿は別紙に認め、必ず第何図の番号を附せられたい。重鉛凸版の原稿は白紙又は青色方眼紙に墨汁を以って明瞭に書かれない。図中の文字、数字は可及的に縮小した場合に読める程度の大きさに墨汁で書かれない。図版の縮小率は編集部に委せられたい。写真は特に明瞭のものに限る。
10. 外国文は明瞭なローマ字で Typewriter で書く事。文中の外国語、固有名詞はローマ字で書かれない。外来語、動植物学名等は片仮名で書かれない。〔例〕スペクトル、ガラス、トノサマガエル
11. 数詞はアラビア数字を用いる。〔例〕第1図、100m、3つの〔例外〕一般に、数百の、500万 (なる可くは 5×10^6 とせられたい)。
12. 引用文献は末尾文献表の番号を片括弧を附して右上肩に附せられたい。
〔例〕(Hofmann, F. B.³⁾, …… F. B. Hofmann³⁾ によれば……, ……と云う報告がある³⁾。
13. 末尾文献表は論文中に引用せられたものに限る。孫引である場合にはその事も明記せられたい。文献番号、著者氏名、括弧に入れて年号、成るべく論文表題、雑誌名、巻数 (数字の下に2本線)、頁数、単行本の場合は発行所等の順に、次の例に従って書かれない。文献表の配列は論文中に出現した順か、または著者名の A, B, C 順に整理して番号を附し、之れと本文とよく照合せられたい。欧文の文献は必ず Typewriter で書き、2人以上の著者名の頭文字の位置は下の例に倣って書かれない。

〔例〕文献

- 1) Bailey, P. and F. Bremer (1921) Experimental diabetes insipidus. Arch. int. Med. 28, 773
- 2) Freund, H. (1922) Über Wärmeregulation und Fieber. Erg. inn. Med. 22, 77
- 3) Lenti, C. (1937) Evaporatione temperatura cutanea durante il lavoro. Arch. di. Fisiol. 37, 326
- 4) Pieron, H. (1931) Le Problème Physiologique Sommeil. Paris : Masson et Cie.
- 5) 正路倫之助・小菅武夫・川畑愛浩・藤本富太郎 (1939) 満洲に於ける冬期の気候に対する人体の適応力 日本生理誌 3, 80
- 6) Sueoka, S. (1931) Experimentelle Untersuchungen über des Wärmeregulationszentrum. Jap. J. med. Sci. III. Biophysics 2, 91

RS-102A - B型



医用電子の総合技術が生んだ
優れた性能……

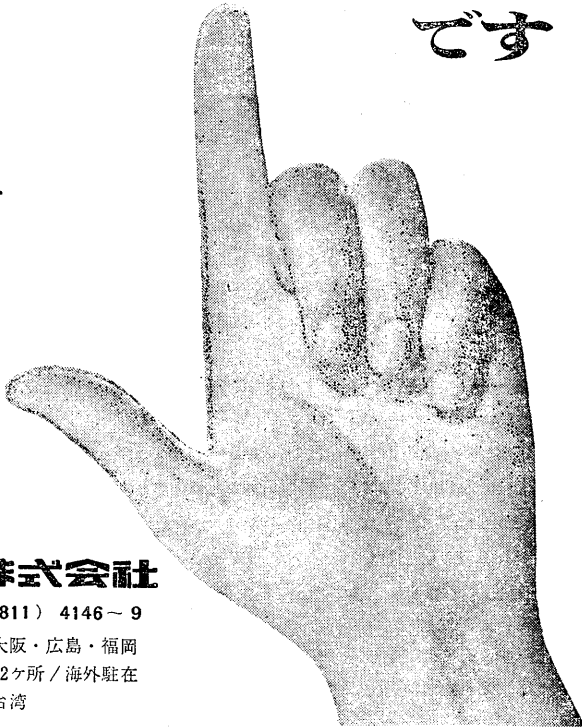
卓越した電氣的諸特性が信頼性の高い波形を描記いたします / 専門的な器機的知識や複雑な操作のいらぬ自動連動機構 / 樹脂と金属とを特殊合成し防錆耐薬の新材質採用 / 洗練されたデザイン診療室に調和する色彩 / 長期保証つき

オールプッシュボタン方式・極性切換装置つき・セレクターとインストの自動連動機構・感度切換装置つき・自動的ペーパーリム・電氣的変速機構・記録紙残量表示装置つき・ブラウン管出力端子つき・その他諸機構に創意工夫が数多く採用され操作能率の著しい向上が本器により達成せられました。

福田エレクトロ株式会社

東京都文京区弓町2の34 / TEL (811) 4146-9
支店所在地 / 札幌・仙台・東京・名古屋・大阪・広島・福岡
高松 / 営業所・全国13ヶ所 / 出張所・全国12ヶ所 / 海外駐在所・HAMBURG・NEW YORK・台湾

これが
ニュー
カルジオライト
です



各科領域における

健保適用

37.10.1より



医薬は萬有

耐性

ブドウ球菌感染症に

内服用・注射用・新合成ペニシリン

スタフシリン-V

STAPHICILLIN-V (メチルフェニルイソキサゾリルペニシリンナトリウム)
内服用(錠剤・カプセル)・筋注用

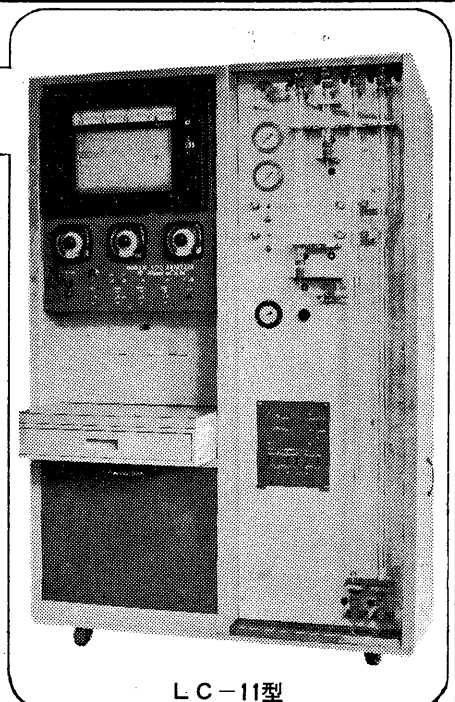
製造発売元 萬有製薬株式会社 東京都中央区日本橋本町 2-7

■核酸の迅速分析に威力を発揮する

柳本核酸自動分析装置

LC-11型

- 本装置は、イオン交換クロマトグラフ法の原理に基づいて核酸を分離し、その溶離液について紫外外部吸収の連続測定を行なうもので、比色計には複光速光学零位法を使用した紫外外部連続比色計を用いているのできわめて高安定であります。
- ダブルカラム(溶離用および塩濃度補正用)複光速光学零位法に基づく比色計を用いているので、塩濃度変化によるベースラインの変動を補正することができます。
- 複光速光学零位法を用いているので、電源電圧の変動大きい場所でも安定して測定できる。
- フラクションコレクター(特別付属品)を内蔵することにより展開溶出液を分取することができます。



LC-11型

■詳細資料進呈■



株式会社 柳本製作所 柳本商事株式会社 本社 支店 本社 支店 京都市中京区木屋町通三条下ル 東京・大阪・名古屋・福岡・広島・藤沢・札幌

Originals

TAZAWA-Masatoshi : Relationship between blood pressure and gastrointestinal vascular reaction5

MORIMOTO-Taketoshi : Continuous recording of blood pH and Pco₂ and radiotelemetry of blood pH. First report. Construction of implantable pH-glass electrode for recording the circulating blood pH15

MORIMOTO-Taketoshi : Continuous recording of blood pH and Pco₂ and radiotelemetry of blood pH. Second report. Pco₂ electrode for circulating blood and application of implantable pH-Pco₂ electrode to detection of acidosis and alkalosis21

MORIMOTO-Taketoshi : Continuous recording of blood pH and Pco₂ and radiotelemetry of blood pH. Third report. Radiotelemetry of circulating blood pH27

昭和三十九年十二月二十日印刷

編集兼
 発行人

戸塚武彦
 東京都文京区本富士町
 東京大学医学部生理学教室内

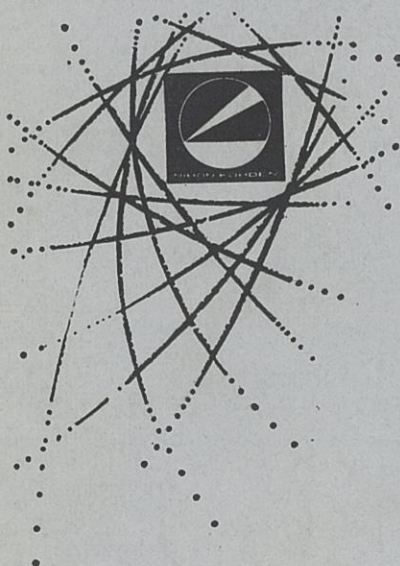
印刷者
 印刷所

山形県鶴岡市馬場町甲三
 中村作右衛門
 鶴岡印刷株式会社

発行所

東京都文京区本富士町
 東京大学医学部生理学教室内
 日本生理学会

振替東京八六四三〇
 定価百五拾円



専門メーカーが誇る 医用電子装置

デジタル型 ON-LINE 方式の
 データ処理用電子計算機

- 入力信号は直ちに演算されブラウン管上で結果が直続できる。
- 誘発反応の加算の他、外部トガリによる加算も容易。
- 4つの現象の同時解析が可能。
- アナログ及びデジタル出力が取り出せる。
- 関連する各種付属装置の組合わせにより用途が広範。



日本光電工業株式会社

東京営業所 東京都新宿区角筈2-84 スタンダ-ドビル TEL (371)8241-5,4864 仙台営業所 仙台市東3番丁70 山一会館 TEL (25) 1395
 大阪営業所 大阪市北区南森町11 第一ビル TEL (351)2531-7 福岡営業所 福岡市浜小路 浜小路ビル TEL (3) 7931-4
 名古屋営業所 名古屋市千種区覚王山通り7-1 田代ビル TEL (75) 7068 札幌営業所 札幌市豊平三条3-12 美好ビル TEL (81) 5706