

血 圧 振 動 時 の 脳 電 図

昭和40年4月3日 受付

信州大学医学部第二生理学教室

宮 川 清 小 沢 一 雄*

Periodic Pattern of Electroencephalogram accompanying Blood Pressure Oscillation

Kiyoshi Miyakawa and Kazuo Ozawa

The 2nd Department of Physiology, Faculty of Medicine,
Shinshu University

さきに宮川はカイツサギを用い、脳への血流を一本の総頸動脈のみで行なわせ、その一本の総頸動脈に対し一定の側圧を負荷することにより、周期的血圧第三級動揺ないし血圧振動を出現させた。この場合脳への血流は側圧を負荷している点を通過して、間歇的に行なわれている。この間歇的な血流を受けている脳がいかなる機能状態にあるかをうかがう目的で脳電図の記録を行なつた。

実験方法

血圧振動を出現させるための家兎に対する手術ならびに血圧、呼吸の描記方法は宮川の論文を参考された^{①②}。側圧負荷の方法はさきの論文^③に述べた改良型の側圧負荷装置を用いた。脳波の記録方法はさきの論文の脳血行遮断による脳変化をみたときと同じ方法である^④。すなわち三栄測器製 805 型を用い、時定数は 0.3 に選んだ。電極としては 1/4 注射針をよく磨き、前頭および後頭の皮膚を通し、骨膜に達せしめ、そこから導出を行なつた。

実験結果

上記のように脳を一本の総頸動脈のみで血流をつかさどらしめ、この総頸動脈に一定の側圧を負荷すると血圧振動が出現する。その血圧振動出現時の脳波を15頭において記録を行なつた。

まず実験例について記載する。

1) おもな実験例

i) 実験例 No. 6 (2.0kg, ♂) の実験成績 (第1図)

この例の呼吸運動ならびに水銀マンノメーターによる体血圧の記録は第1図Aに掲げてある。血圧振動の上昇脚に相当してシグナルのスイッチを入れ番号を付して

ある。このシグナルは脳電図記録(第1図B)上のシグナルと一致している。ただし脳電図の場合にはスイッチを入れたと下降する。このシグナルに付したアラビア数字はA, Bの間の対応をしめす。したがって煤紙記録と脳電図記録との間の時間的な関係は明らかである。

第1番ならびに第2番(これはシグナルにつけたアラビア数字でいつている。以下同様)の血圧振動については、これに対応する脳波の特徴的な周期的変化は3番以降ほどは明瞭ではない。しかし1番・2番においても血圧振動の上昇脚の前半に対応して、波高の小さな時期があることは確かである。3番以降の振動では上昇脚の前半に対応して、より顕著な振幅減少期、すなわち波高の小くなる時期がある。この振幅減少期は血圧上昇開始後1.5秒で始まり、血圧の最高部から6秒前で終つている。この傾向はあとになるほど顕著になる。第9番の振動では、脳波の振幅減少期は血圧の上昇とほぼ同時に開始し、最高部より5秒前で終つている。第9番の振動の振幅減少期には3 c.p.s. 前後の規則正しい動揺が現われ始める。10番ではさらにこれが著明になる。振幅減少期以外の脳波はつぎのようである。最高部より数秒ほど前から開始し、波高は60~80 μ Vである。周期は1~2 c.p.s. の不規則な動揺で血圧振動の上昇期の初期において突如振幅減少期に移行する。

ii) 実験例 No. 4 (1.9kg, ♂) の実験成績 (第2図)

第2図Aは煤紙記録、第2図Bは脳電図、心電図のインク書きの記録である。両記録には同時記録のシグナルが、おのおのの血圧振動の上昇脚に相当して入れてある。これに付けたアラビア数字はA図とB図のシグナルの相互関係をしめす。血圧振動は6番までは整

* 現住所 国立熱海病院

つている。7番から12番にかけ波高が不規則になり、それにもなつて周期も不規則になっている。この血圧振動にともなう呼吸運動の周期性は主として粗密、振幅要素からなっている。6番以降にあつてはこれに水準要素が加つている。インク書き記録の上では呼吸運動は心電図記録のうえにその水準の上下動として描かれていた。

1番から12番までの血圧振動にともなう脳電図変化の特徴は、繰り返して行なわれる振幅減少と増大との交代である。振幅減少期の開始は後続する上昇脚の開始点から5秒～10秒前である。この開始点は血圧振動の回数を重ねるにしたがつて、より早期に移行している。この振幅減少期が終了するのは、血圧振動の最高部に先行すること10秒ないし5秒である。この振幅減少期にあつては多くの場合2 c.p.s. の20 μ V程度の波高の動揺が主体となつてゐる。振幅増大期にあつては1 c.p.s. 前後の波高100 μ V程度の比較的規則正しい動揺が繰り返されている。この振幅増大期の動揺と呼吸運動との間には特別な関係は見出せない。

耳介—後頭、前頭—後頭、耳介—前頭の3導出記録の間で、とくに記録の前半にあつて、耳介—後頭導出における振幅減少期の開始が数秒ほかの2導出の場合より早い。

iii) 実験例 No. 2 (3.2kg, ♀) の実験成績

(第3図 A, B)

この例の血圧振動は、きわめてよく整つた正弦波に近い形をしている。これに対して呼吸運動も周期的変動を行なつてゐる。この周期形成は主として振幅要素をもつて行なわれている。

この例のE.C.G.上には呼吸運動にともなつて規則正しい動揺がみられた。さらにこの呼吸性の動揺をのせた大きなきれいに整つた動揺のあるのがみられる。この動揺は血圧振動にともなつて現われている。この心電図上の動揺と血圧振動との位相の関係は、つぎのようである。プラス側の頂点は血圧動揺の下降脚の上から $\frac{2}{3}$ のところに对应し、マイナス側の頂点は上昇脚の下から $\frac{2}{3}$ のところに对应している。

脳波については、この例においては上に述べた2例のように周期性はきわだつていない。多少とも上昇脚に对应して、振幅減少状態がみられるに過ぎなかつた。個体差が著しい例として挙げた。

iv) 実験例 No. 5 (2.0kg, ♂) の実験成績

(第4図)

この実験の煤紙記録は第4図Aに、インク書き記録は第4図Bに掲げてある。両記録のシグナルの関係はいままでに述べてきた例と同様である。

呼吸運動は粗密、水準、振幅の三要素をもつて周期形成を行なつてゐる。血圧振動の形は上昇脚が下降脚に比較して急峻な非対称形である。時間の経過とともに、血圧振動の振幅はきわめて徐々にあるが減少している。

インク書き記録は上からシグナル、時標($\frac{1}{10}$ 秒)、第1導出のE.C.G., E.E.G.である。E.E.G.は上からそれぞれ前頭—後頭、後頭—耳介、前頭—耳介の諸導出の記録である。E.C.G.の記録上には呼吸運動にともなつて水準動揺がみられる。さらにこの呼吸性の動揺をのせた大きな動揺が血圧振幅にともなつて現われている。この血圧振動にともなうE.C.G.の水準動揺はプラスの側の頂点は血圧の下降脚の上から $\frac{2}{3}$ のところに对应し、マイナスの側の頂点は血圧の上昇脚の下から $\frac{2}{3}$ のところに对应している。

脳波に因しては、血圧振動にともなう明瞭な周期性を認めることができる。この周期形成は振幅減少期と振幅増大期の交代によつて形成されている。この記録の特徴の一つとしてつぎの点が指摘できる。この記録範囲内でのことであるが、血圧振動が回を重ねるにつれて波高を減じてゐる。これにともなつて脳波の周期性が次第に不明瞭になつてゐる。それは振幅減少期にみられる水準の平坦化が次第に失われてくるためである。

脳波の振幅減少期の開始ならびに終了時点の血圧振動に対する位相的な関係は、この記録の範囲内ですら多少の差異が認められる。しかしおよその傾向としては下降脚の上から $\frac{2}{3}$ 付近で振幅減少期が開始され、上昇脚の中央付近で終了している。この振幅減少期には周期4～5 c.p.s.の波高10 μ V程度の比較的規則正しい動揺がみられる。振幅増大期にあつては波高100 μ Vにも達し、周期1秒前後の大きな動揺がみられる。

2) 血圧振動時の脳波の概要

上記の実験方法によつて15頭のカイウサギについて血圧振動時の脳波の研究を行なつた。このうち明瞭な血圧振動があるにもかかわらず、それに対応して脳波に周期形成の認められないものは1例に過ぎなかつた。同一個体に対して数多くの側圧負荷実験を繰り返したあとでは、周期性形成の母体となるべき脳波自体も著明な変化をすでに受けている。そのため血圧振動に对应しての脳波の周期形成が著明でなくなる。

このような例外は別として、一般には血圧振動にともなつて脳波にも周期的なパターンが繰り返されている。この血圧振動と脳波の周期的なパターンの間には

各個体に共通した基本的な対応関係がみられる。しかし、この対応関係の仔細な点では、ある程度の個別的な相違が認められる。さらに一個体の同一側圧負荷実験の成績においても、その対応関係には時間的な推移がみられる。それでも対応関係が進行的な推移をみせるのは最初のうちで、次第に固定した対応関係にゆきつくものである。しかし血圧振幅それ自身の形が時間的に推移するような例では、この血圧振動の変化にともなつて、対応する脳波の pattern にも進行的な変化がみられた。要するに血圧振動に特別な変化が見られないものは、前に述べた一般的傾向が成立するものとみてよい。

この対応関係の基本的点はずつぎのようである。血圧の上昇期に対して、脳波は振幅減少の傾向をしめす。すなわち波高、周期ともに減少し、あたかも脳血行完全遮断直後、一時的に受ける脳波の変化を思わしめる。血圧が最高部付近に達する時期に対応して、突如脳波は振幅、周期ともに増大、しかも不規則化する。その後血圧が下降するにつれて、脳波の振幅、周期はともに減少し始める。この傾向は血圧が最低部に達し、上昇するにつれて強まる。

脳波振幅減少期の終了の時点は、その血圧上昇期（この場合上昇期とは血圧の上昇脚に相当した時期をいう）の $\frac{2}{3}$ を通過後が6例、上昇期の $\frac{1}{3} \sim \frac{2}{3}$ 間のものが7例、最高値付近が1例である。また振幅減少期の開始時点は血圧下降期（血圧下降脚に相当する時期）の $\frac{2}{3}$ を経過した時点で行われるものが10例、その $\frac{1}{2} \sim \frac{2}{3}$ 間に变化するものが3例、最低値付近に变化をしめすものが1例である。さらにこれを血圧値で表わすとつぎのようになる。血圧振動の振動水準は負荷側圧値によつて变化するので、規準を血圧振動の谷の部分にとる。すると脳波の振幅減少期の終了点は、その谷の部分より平均して 27mmHg ほど高い。その標準偏差は 11mmHg である。その範囲は最高 53mmHg、最低 15mmHg である。脳波の振幅減少期の開始点はその基準点より、平均 16mmHg 高い。その標準偏差は 4mmHg である。その範囲は最高 30mmHg、最低 0mmHg である。

血圧に振動の出現するのにもなつて、呼吸運動にも周期性形成が認められる。この周期形成は粗密、振幅、水準の各要素をもつて行なわれている。脳血行遮断実験の際には呼吸の潮汐運動と、脳波の大きな動揺との対応がみられたことがある。この点側圧負荷実験にあつては個々の潮汐運動と脳波の動揺が対応をしめしている例は少ない。したがつて脳波の振幅減少期と振幅増大期の交代は、呼吸運動の周期形成とは直接関

係のないことが認められた。いうまでもなくこの点を考慮に入れたうえでのことであるが、呼吸運動の周期形成の要素と脳波の周期形成との間には、つぎのような特徴が指摘される。一般に呼吸の周期形成が粗密要素とくに無呼吸期の挿入をもつて行なわれているときは、脳波の周期形成がきわめて顕著に行なわれている。

上に述べたように一般に脳波は血圧動揺の下降期の後半から、それに後続する動揺の上昇期の前半にかけて振幅、周期がともに減少する。それに反して上昇期の後半から、それに続く下降期の前半にかけ振幅、周期ともに増大する。

3) 血圧振動時の脳波と脳血行遮断時の脳波との比較

さきの論文^④に述べたように、脳血流遮断時の脳波は一定の経過をもつて次第に消失する。この場合一時振幅、周期の増大する時期に入り波高の小さな規則正しい動揺となりついに消失する。この振幅、周期の減少する時期の規則正しい動揺は、血圧振動にともなう脳波の振幅減少期の動揺と全く同一のもののようである。また血圧振動の場合には、この振幅減少期に後続して急激に振幅の大きな不規則の振幅増大期が出現している。この論文でのいわゆる振幅増大期の動揺に類似したものは、脳血行遮断実験の場合にもみられる。脳血行再開後しばらくして現われてくる不規則な周期、波高ともに大きな動揺群にきわめて類似している。また脳血行遮断中である例では、さきにのべた振幅、周期のともに小さな規則正しい動揺の現われる時期に先行して、波高、周期ともに大きな動揺が出現することがある。これとも類似している。

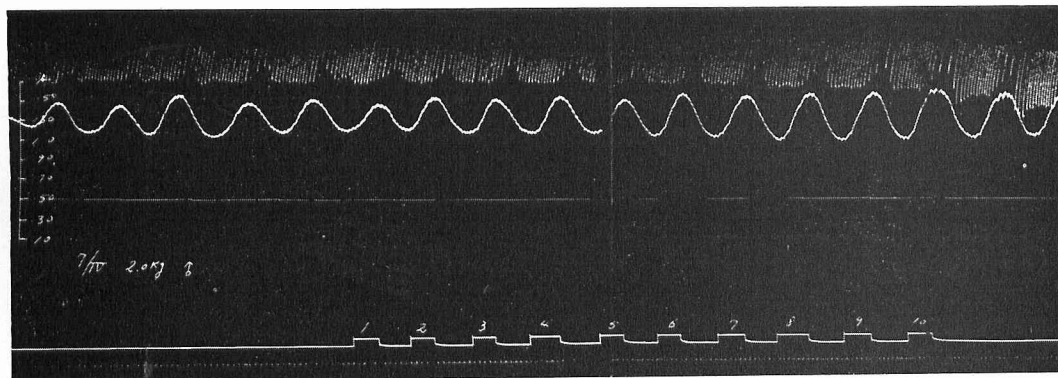
論 議

側圧負荷実験によつて血圧振動が催起されるが、これにともなつて脳波の上にも周期的な pattern が認められた。この脳波の周期形成をどのように理解したらよいであろうか。

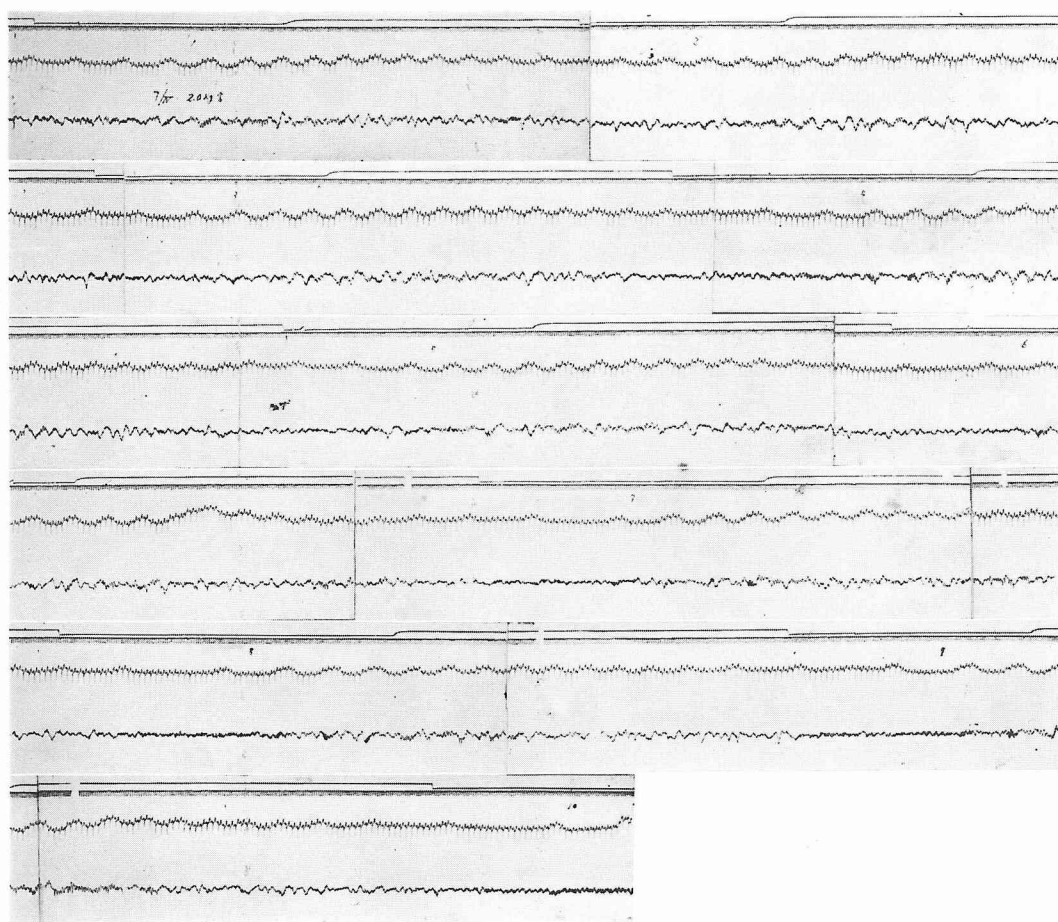
側圧負荷実験において、体血圧に振動現象が起こるのはつぎの機構による。側圧負荷により脳血行が遮断されると、延髄のいわゆる循環中枢が興奮する。そのため体血圧は上昇し、側圧負荷地点の血行が再開される。そのため循環中枢の興奮態勢が解除される。そして血圧は下り、側圧負荷地点の血行は遮断される。こうした cycle が繰り返されている。そのため脳血行が間歇的に行なわれている。まず、この間歇的な脳血行がこの脳波の周期形成に密接な関係をもつ。

波の周期性 pattern を理解するうえで、まず手がかりになる点は脳波にみられる振幅減少期の終了の時点

A



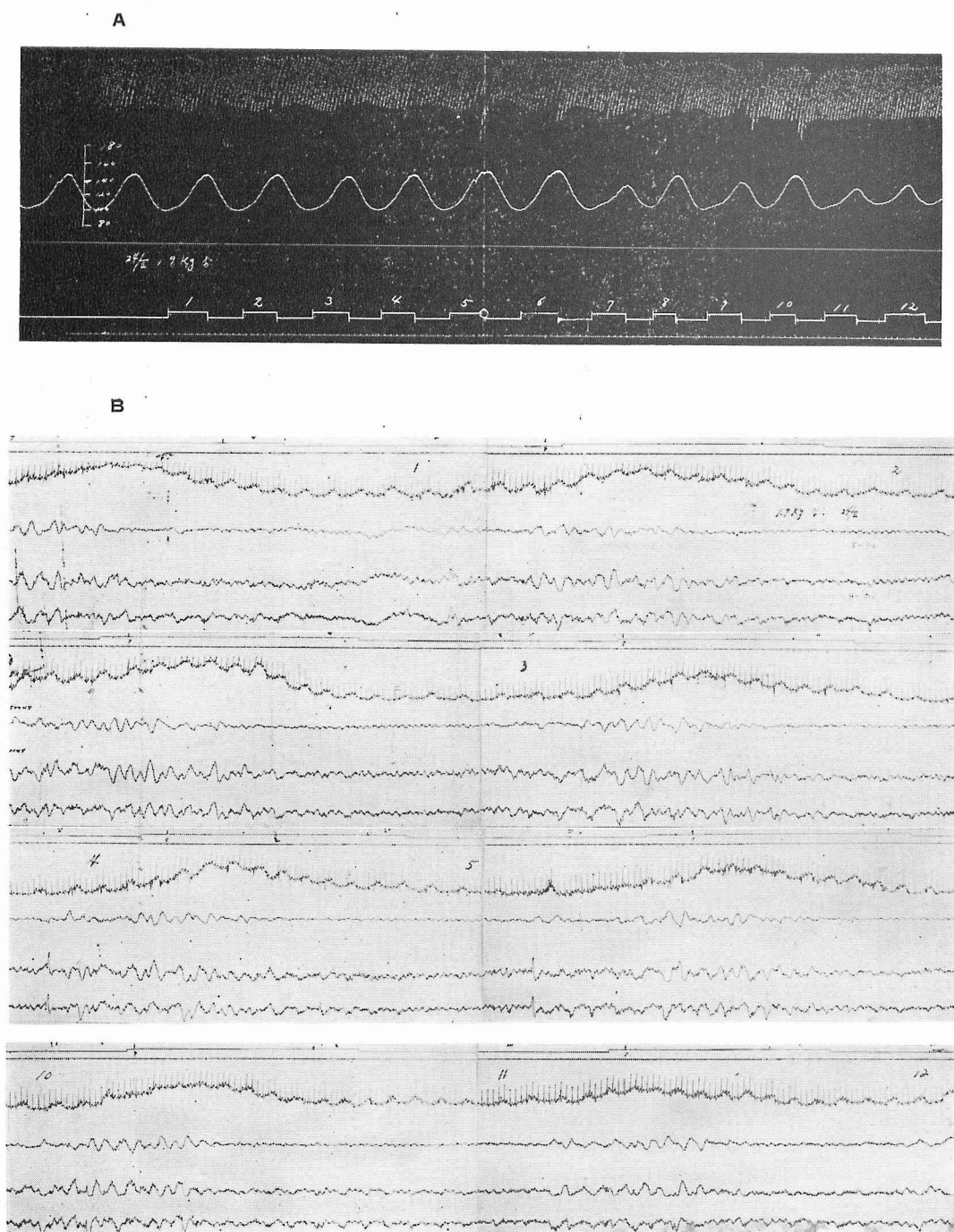
B



第1図 血圧振動時の脳波 (実験動物 No. 6)

A: 煤紙記録 上から呼吸運動, 血圧 (振動を起こしている), 負荷側圧値, シグナル (血圧振動の上升脚に相当してはね上っている), 時標 (3秒)

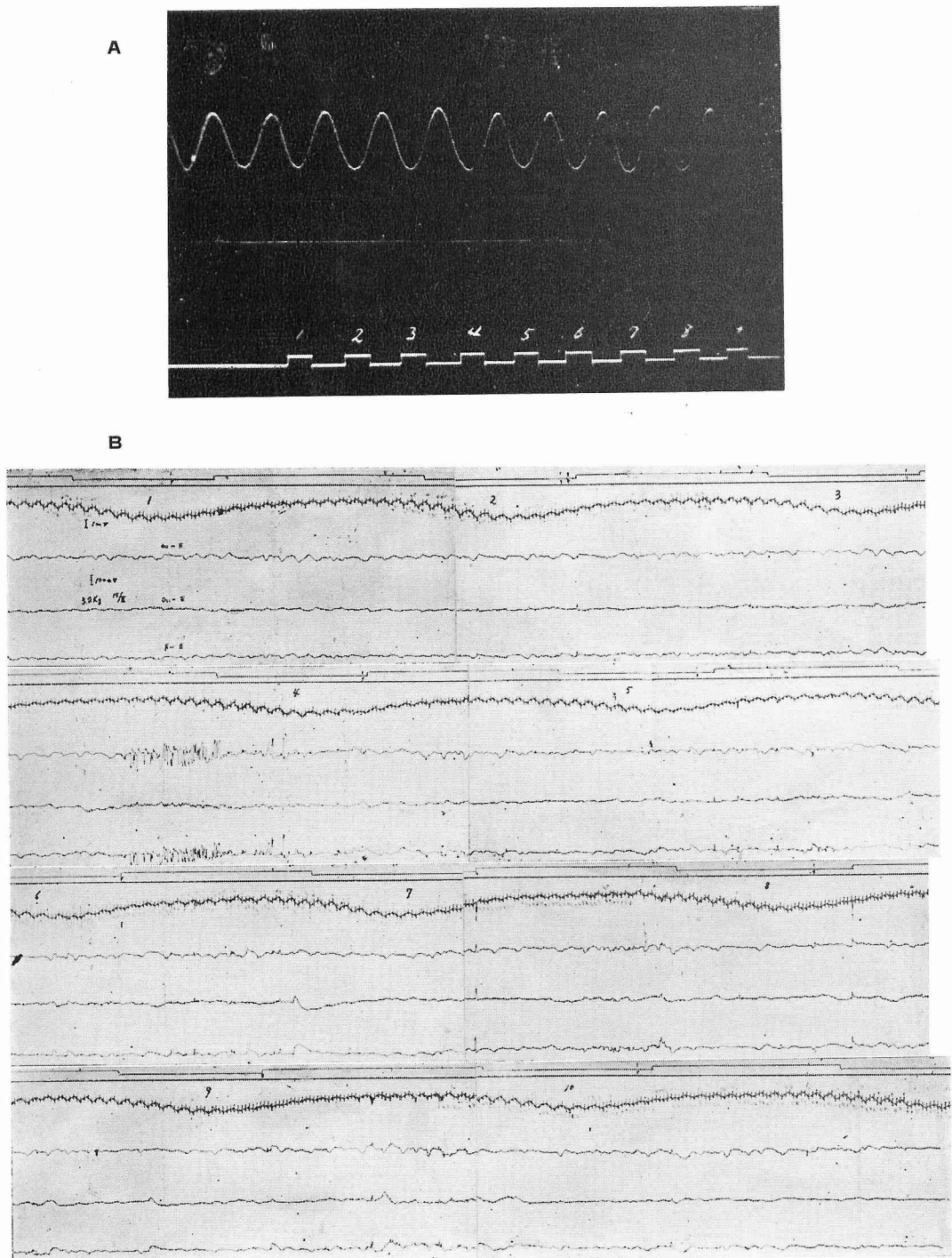
B: 脳電図, 心電図の同時記録 上からシグナル (煤紙記録のものと同時である。シグナルに付けたアラビア数字はA図との対応をしめす), 心電図 (第II導出), 脳電図 (前頭・後頭導出)



第 2 図 血圧振動時の脳波 (実験動物 No. 4)

A: 煤紙記録 上から呼吸運動, 血圧 (振動を起こしている), 負荷側圧値, シグナル (血圧振動上昇脚に相当して上にはね上っている), 時標 (3 秒)

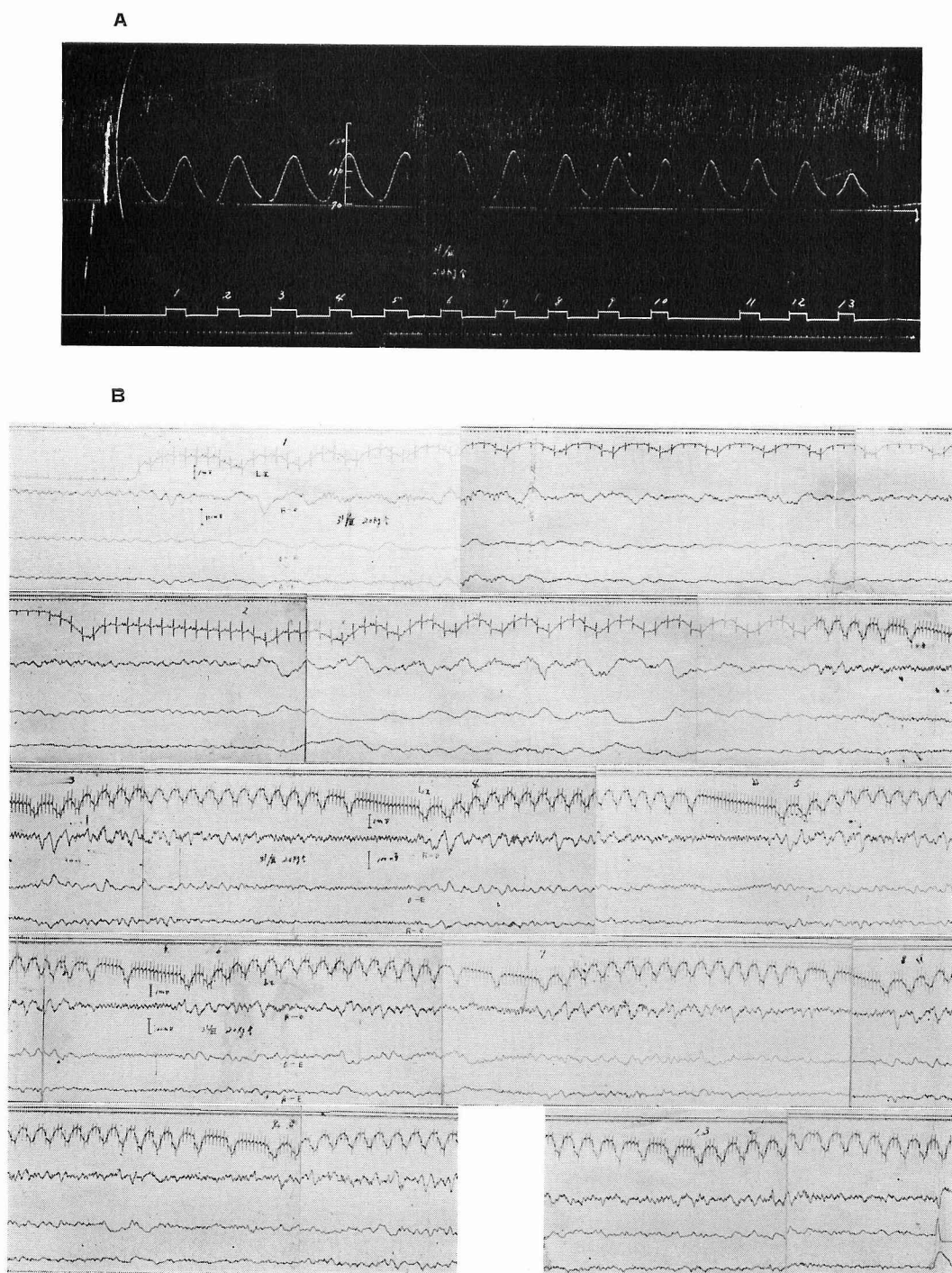
B: 脳電図, 心電図の同時記録 上からシグナル (煤紙記録のものと同時である。シグナルに付したアラビア数字はA図との対応をしめしてある), 心電図 (第Ⅱ導出), 脳電図 (上から前頭・後頭導出, 耳介・後頭導出, 耳介・前頭部導出)



第3図 血圧振動時の脳波 (実験動物 No. 2)

A: 煤紙記録 上から呼吸運動, 血圧 (振動を起こしている), 負荷側圧値, シグナル (血圧振動の上昇脚に相当してはね上っている), 時標 (3秒)

B: 脳電図, 心電図の同時記録 上からシグナル (煤紙記録と同時にある, シグナルに付けたアラビア数字はA図との対応をしめす, 心電図 (第II導出), 脳電図 (上から前頭・後頭導出, 耳介, 後頭導出, 耳介・前頭導出))



第 4 図 血圧振動時の脳波 (実験動物 No. 5)

A : 煤紙記録 上から呼吸曲線, 血圧 (振動が起つている), 負荷側圧値, シグナル (血圧振動上昇脚に相当してはね上つている), 時標 (3 秒)

B : 脳電図, 心電図の同時記録 上からシグナル (煤紙記録のものと同時である。シグナルに付したアラビア数字はA図との対応をしめしている), 心電図 (第Ⅱ導出), 脳電図 (上から前頭・後頭導出, 耳介・後頭導出, 耳介・前頭導出)

である。この移行部はきわめて明瞭であるからである。この終了の時点は血圧動揺の上昇脚の下から $2/3$ の時点あるいは $1/2$ といつてよい。肉眼的に観察していると、この時点に相当して側圧負荷地点を通して血流が再開されているのが認められる。したがって振幅減少の終了は、この脳血行の再開によつて測されいるとみなすことができる。振幅減少期に後続する脳波は脳血行遮断実験において、脳血流を再開後しばらくして現われてくる脳波と区別することができない。この点からも脳波の周期性 pattern において振幅減少期の終了は間歇的に行なわれている脳血行の開始時点に相当しているものと考えることができる。

つぎに振幅減少期の開始点の意義については、この期の終了点ほど明らかでない。この振幅減少期の開始は一般に下降脚の中央あるいは頂から $2/3$ の時点に相当している。この時点においては脳血流はすでに遮断されてしまつてゐる。この振幅減少期の開始時点の説明する一つの可能な想定としては、つぎのことが考へられる。脳内において利用しうる酸素濃度がある値以下に低下することが、この開始時点を決定するという考え方である。この考え方について、まず疑問になるのはつぎの点である。脳血行遮断時の脳波ではこの振幅減少期が出てくるのは、消失に先行する時期においてである。消失までには平均22.5秒である。側圧負荷実験では振動ごとに血行遮断が繰り返されるが、その遮断時点からこの振幅減少期の出現するまでの時間はきわめて短い。側圧負荷実験の場合には血行遮断が何回となく繰り返され、暫断であれば一時的無酸素状態を切り抜けるに十分な ATP をはじめとする神経細胞のエネルギー源が、すっかりすりへられた状態で、あたかも hand to mouth の状態なのかもしれない。しかしエネルギー源の徹底的枯渇で、振幅減少期が出現すると仮定した場合さらに問題になる点がある。これは振幅減少期の開始が比較的急激な点である。この開始の急激なことは、そのようなエネルギー源の枯渇ということからは説明が困難であるように思われる。この点脳波における振幅減少期の突然の開始という事実では、大脳あるいは脳幹部のいずれかに酸素不足に対して、ある閾値をもつた化学受容体のものがあり、そこからのしかるべき影響が大脳皮質にも及んだものと考えればよいであろう。言い換えるならばこの振幅減少期は皮質の神経細胞の周囲の環境状態を、そのまま反映しているものと考えられるよりは、むしろ脳の各所に存在している核相互の影響の総合的な結果と考える方が、より妥当なのかも知れないということである。この問題は、これを解明するためのしかるべき実験の

結果を待たなければならない。

このような脳血行遮断相、脳血行回復相の交代がある活動レベルにある大脳皮質を背景として展開する。この活動レベルは、この実験に先行する大脳の条件によつてきまる。側圧実験前すでに出血が多量その他の原因で collapse 状態で血圧が低い状態が、長く続くような場合もある。このようなときには大脳への血流量も決して十分ではなく、脳細胞活動レベルは全体的に低いと考えられよう。また麻酔の方法もいまいつの大きな条件にならう。この大脳皮質の活動レベルによつて、血圧振動にともなう脳波の周期性 pattern の性格が決定する。言い換えるならば脳血行遮断相の脳波が arousal であるが、この arousal にも、上に述べた活動レベルにもとずいて、かなりの変異があるものと考えられる。

一般に anoxia に対する中枢神経系の反応の研究は anoxia 自身が神経細胞を死に導くことから、案外困難なものであつた。この点について、この実験の特徴は神経細胞を適当に生存させながら、しかも酸素欠乏の影響をみる点にある点にあると思う。

血圧振動を繰り返すうちに、薄皮を剥くように、anoxia に対する反応がしめされてくる。この点が本実験のおもしろい点であるように思う。

文 献

- ①宮川 清：兎の脳循環の人為的制御の方法。日本生理誌, 17: 383-391, 1955
- ②宮川 清：脳の血流制御により引き起こされる血圧第三級動揺並びに呼吸様式の周期性変動について（第一報）。日本生理誌, 17: 383-391, 1955
- ③宮川 清：血管への側圧負荷装置の改良。信州医誌, 11: 352-359, 1962
- ④宮川 清・小沢一雄：脳血行遮断時の家兎脳電図。信州医誌, 14: 286-295, 1965

ABSTRACT

The electroencephalogram was recorded in rabbits when oscillations were elicited on the mean blood pressure of the animals by the side pressure exertion experiment. The blood pressure oscillation was accompanied by the periodic pattern of the electroencephalogram. The periodic pattern was composed of alternating two parts—a train of regular 3 c.p.s. brain waves of low voltage and that of irregular 1 c.p.s. slow waves of high voltage.