



Title	Electrokymography に関する研究主として先天性心疾患診断への応用
Author(s)	重田, 帝子
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1959, 18(11), p. 1603-1627
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17753
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

Electrokymography に関する研究 主として先天性心疾患診断への応用

東京女子医科大学放射線医学教室（主任 島津フミヨ教授）

重 田 帝 子

（昭和33年12月10日受付）

（本研究は文部省科学研究費によつて行われたものである深く感謝の意を表わす。島津フミヨ）

内 容

- 1] 緒 言.
- 2] Electrokymograph.
 - 2-1) 装置の構成ならびに記録技術上の問題.
 - 2-2) Electrokymogram の記録法.
- 3] 正常例の Electrokymogram とその解析.
 - 3-1) 動脈縁の Electrokymogram.
 - 3-2) 心室縁の Electrokymogram.
 - 3-3) 心房縁の Electrokymogram.
- 4] Electrokymogram における歪.
 - 4-1) 検出部設定位置が不適当であるため生ずる歪.
 - 4-2) 装置の特性に起因する歪.
 - 4-2-a) 検出部における歪.
 - 4-2-b) 増幅回路における歪.
 - 4-2-c) 記録器における歪.
- 5] 先天性心疾患診断への応用.
 - 5-1) 肺・大動脈縁の Electrokymogram における知見.
 - i) 大動脈絞窄症.
 - ii) 肺動脈狭窄症.
 - iii) 肺動脈高血圧症.
 - iv) 大動脈高血圧症.
 - v) 動脈瘤と綻隔洞腫瘍との鑑別.
 - vi) 動脈管開存症.
 - vii) 心房中隔欠損症.
 - viii) 心室中隔欠損症.
 - ix) 大動脈閉鎖不全症.
 - x) 大動脈弁狭窄症.
 - xi) 僧帽弁障害.
 - 5-2) 心房・室縁の Electrokymogram における知見.
 - 5-2-1) 心房縁の Electrokymogram における知見.
 - i) 心房中隔欠損症（左→右方向血流短絡）.
 - ii) 房室弁閉鎖不全症.
 - iii) 僧帽弁狭窄症.
 - 5-2-2) 心室縁の Electrokymogram における知見.
 - i) 動脈管開存症, 心室中隔欠損症, 僧帽弁閉鎖不全症, 大動脈弁閉鎖不全症.
 - ii) 僧帽弁狭窄症.
 - 5-3) Electrokymogram による心疾患の診断.
- 6] 結 言.
 - (参考文献)

1] 緒 言

単純胸部X線写真によつて胸部診断を行う場合には、得られるフィルムが或る一瞬時における胸内腔の形態を示すに過ぎないため形態学的異常検索には有利であつても、その動態に関しては僅かに間接的な推察を行う域を脱し得ない。たとえば肺野血管陰影の增强は肺循環系路を流れる血液量が大なるか、あるいは肺うつ血を示し、また心臓縁の異常拡大あるいは突出はその部位に相当する心臓部の負担増大を示唆するが如くである。しかしながら一枚のX線写真からは如何ようにしても血液動態の詳細な把握は至難である。一例を挙げ

れば、背一腹方向より撮影した単純胸部X線写真における心臓左縁第4弓の突出は左室の肥大または拡張を考えさせても、この部位の搏動状況が判明しなければこの突出がたとえば大動脈紋窄症または大動脈弁狭窄症の如く左室につながる循環系路の血流抵抗増大に起因するのか、あるいは大動脈弁閉鎖不全症または動脈管開存症、心室中隔欠損症等のように左室が無効な血液を搏出していることに起因するかは明確でなく、僅かに心・血管像を総合観察することにより推測的鑑別を行い得るに過ぎない。

一方、X線透視はこれら心・血管縁の搏動状況の把握に有利ではあるが、これはあくまでも搏動振幅の観察にとどまり、搏動時相に関する検索は如何に熟達してもある程度以上の精度を期待し得ず、更に主観混入の恐れが大きいものである。

本論文で示す Electrokymography によれば心・血管縁の搏動振幅測定ならびに厳密な時相解析を行い得る丈でなく、更に波形の解析により血液搏出状況の評価、血液短絡あるいは逆流の証明等を行うことが出来、循環動態の非観血的検索、換言すれば心疾患に対するX線透視診断能向上に対する意義は極めて大きい。

すでに述べた如く心疾患、特に先天性心疾患々者の診断を行う場合には形態異常の検索よりはむしろ夫を生ずるに至らしめた血液動態の異常検索が重要であり、このため今日、心臓カテーテル法、血管心臓造影法等の観血的検査を始めとし心電図法、Ballistcardiography、色素またはアイソトープ稀釀法、心音図法、Roentogenkymography、胸部重複撮影法、それに本論文で述べる Electrokymography 等の非観血的諸検査が総合的に行われて複雑な異常循環動態の解明を期そうとしているのである。

これ等諸検査法中、心臓カテーテル法と血管心臓造影法の診断的価値が大きいことは衆知の事実であるが、何れも施行に長時間と高度の技術および高価な設備を要し、更に患者に与える侵襲も大きいため施行の反復は至難であり、他方、一般的普及性に乏しい所から最終的な診断法として用い

られるべき性質のものである。この他の検査法に関する記載も数多いが、中には未だその診断的価値解明が充分に行われていないものもあり、本論文で述べる Electrokymography 等がその例である。

Electrokymography は1929年 Chamberlain, Dock^{1,2)} が胸部X線映画撮影を行つて心・血管縁の搏動曲線を示したことに始まり、後に Henny, Boone³⁾ 等 (1945) が螢光板と光電増倍管とを組合せて直接的に搏動曲線を記録し得るような装置^{4,5)} を製作し今日の基礎を確立したもので*、心・血管縁の運動または容積変動にもとづくX線吸収量変化の記録より、主として循環動態の非観血的検索を行わんとするものである。

今まで、正常例 Electrokymogram の解析に関しては Luisada 等⁶⁾ ならびに Henny, Boone 等⁷⁾、また僧帽弁閉鎖不全症と狭窄症との鑑別診断に関しては Soloff 等⁸⁾ ならびにその他^{9,10,11,12)}、脚プロック診断への応用に関しては Ellinger 等¹³⁾ の報告を見るが何れも血液動態学的見解に立脚する解説を与えており所が少なく、更に先天性心疾患診断への応用に関しては殆んどその記載を見ない。僅かに Donzelot 等¹⁴⁾ が先天性心疾患々者の肺動脈縁 Electrokymogram に現われる知見を示しているのみで、大動脈縁、心房・室縁 Electrokymogram 等に関する総合的な報告は寡聞にして未だ見ない所である。

本論文は Electrokymogram を血液動態学見地に立脚して解明し、本法の主として先天性心疾患診断への寄与を明らかにせんとするものであつて、Electrokymography に関する一般的問題をも共に示し、本方法発展の一助たらんことを期するものである。

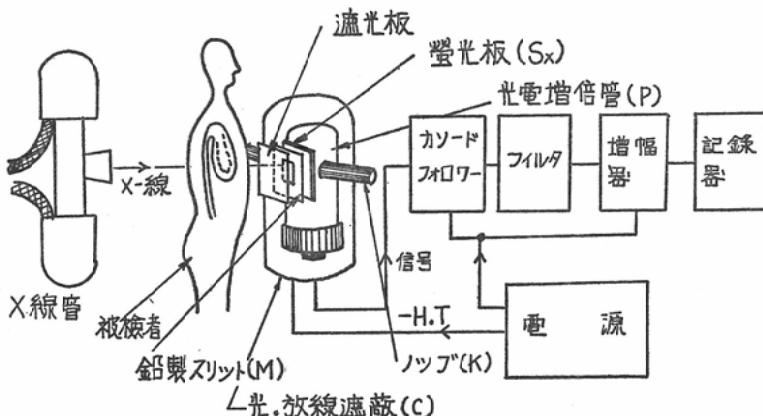
2] Electrokymograph

2-1) 装置の構成ならびに記録技術上の諸問題

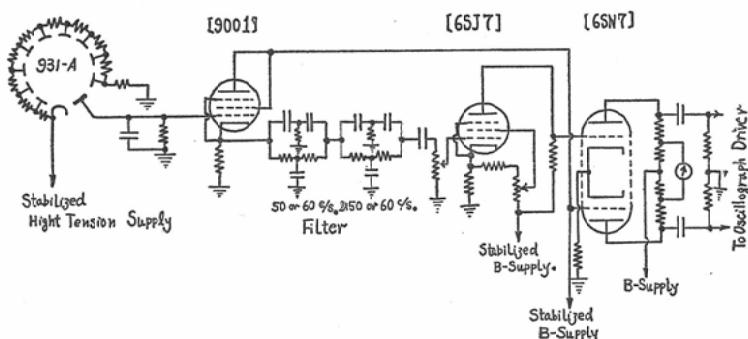
第1図に Electrokymograph の構成原理を示す。これは1948年 Luisada 等⁶⁾ によって示され

* 本邦ではすでに吉村氏(1952)ならびに笛本氏²⁸⁾(1952)等の業績がある。

第1図 Electrokymograph の構成原理



第2図 従来の Electrokymograph 回路の1例



たるもので、今日用いられている殆んどがこの型式のものである。

簡単に動作原理を説明すると、螢光板(Sx)に被検者の心臓または大血管系を通過したX線を投射せしめ、搏動にもとづくX線量の変化を光電増倍管(P)によって電流変化に変換し、これを増幅記録するものである。

第2図は今日用いられているElectrokymographの一回路例を示したものであるが、C-R結合2段乃至3段程度の増幅器によって光電管出力電圧を増幅し、電磁オシログラフあるいはペン式オシログラフを駆動する方式が普通のようである。増幅器と記録器には心電計をそのまま用いることもあるが、この場合には必ず並列T型C-R濾波器2個をcascodeに挿入してX線に含まれるripple変動を除去する如き考慮が肝要で

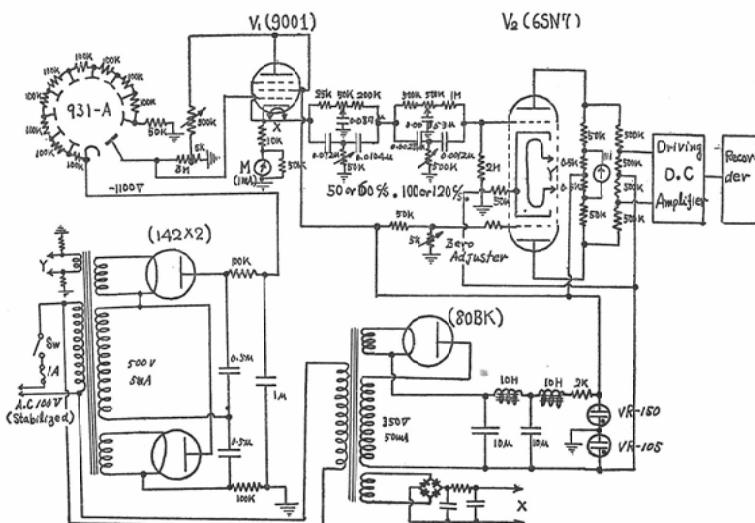
ある。尚、濾波器の遮断周波数は電源周波数およびその2倍乃至3倍である。

a) Electrokymogram の構成周波帯ならびに増幅器に関する問題。

Electrokymogram の構成周波帯は 0.3C/S 以上（毎秒脈搏数が構成周波帯の最低値と一致するから、正常人で約 1 C/S、心疾患者の場合その殆んどが脈搏数を増すので約 2 C/S 前後、また不整脈の現われるものでは屢々 0.2~0.3 C/S におよぶ）10乃至20数 C/S における（最も高い周波数成分で構成されるのは動脈端 Electrokymogram の立上り曲線、弁の開閉に伴つて生ずる小陰起波等である）心電図曲線の構成周波帯とよく似ている（心電圧増幅器ならびに記録器をそのまま利用しうる理由がこゝにある）。

このように超低周波帯の増幅は直結合方式、

第3図 著者が使用した直結合方式 Electrokymograph 回路図（当教室、三浦設計）



C-R 結合方式の何れによるも非常に困難であり、特に C-R 結合方式の増幅器で低周波特性を改良するために時定数を増し過ぎる時には呼吸その他のによる基線の動搖があつた場合、その恢復に長時間を要するという難点がある。しかし余り時定数が短かきに過ぎると低周波域における周波数特性が劣化して波形歪を生ずることになる。

著者は基線の動搖に対して速やかに動作が復元すること、および充分良好な低周波域の周波数特性を得るために第3図)に示す如き直結合方式の増幅器を使用している。

直結型増幅器では一般に電源電圧の安定化が極めて重要、且つ困難であるが、Electrokymograph に用いる場合には記録時間が精々十数秒以下であり、更に信号が比較的大きく採れるため(光電管の種類によつて異なるが、高利得増倍管附きのものを用いれば最高約数100mv、最低数10mv程度の信号が得られる) S/N として約20~30dbのものを考える限りB電源電圧の変動としては約数 mv~10mv 程度のものが許容される。従つて交流電源側で約1桁の安定度を得れば(たとえば鉄共振型 Stabilizer を使用) B電源の供給を定電圧放電管に依存する丈で充分安定に動作する(實際には電源電圧の変動よりはむしろ光電管と螢光

板を組合せた検出器の Driftic Displacement: 呼吸あるいは検出器操作者の動搖が S/N の低下に関与するところ大である)。

尙、第3図)の初段回路に用いてある Cathode follower は増幅器の入力 impedance を高めるためのもので、光電増倍管の出力 impedance が高いことおよび検出部と増幅器および記録器とを操作者の放射線防禦なる観点から相当離す必要があり、従つて大なる浮遊容量が入力に挿入されるのを避けるために用いるものである。

また Cathode follower 回路の陰極に挿入してある電流計は X線曝射条件を監視し、光電増倍管の非直線歪を避けるためのものである。

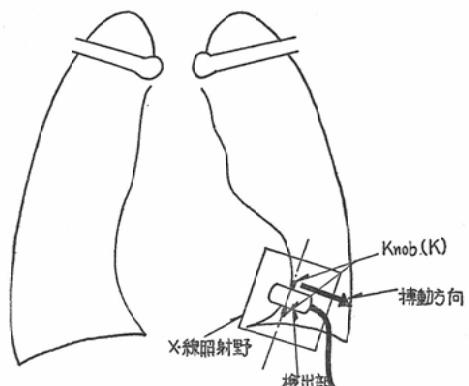
b) 検出部における問題。

検出部における螢光板の残光時間は高周波域の特性を左右するため極めて重要である。普通、残光時間の充分短いもの(Zinc Cadmium Sulfite型のものが用いられ、特に Patterson の B-2、中でも Q 29774 C が適しているといわれる)が用いられるが著者は増感紙を代用している。

また Electrokymography に用いる場合の光電管には Side Window 型の使用が好ましく、著者は R C A—931A (電流増幅度: 120db) を約 100v の Dinode 電圧を与えて使用している。

螢光板の前面には入射X線を絞るための鉛製窓枠（窓面積5×20mm）を置き、更にその上を光遮蔽のためのペークライトで覆っているが、この鉛製枠は記録部位以外からの散乱線によって Electrokymogram に現われる artifact を避ける目的を有する。こゝで同様な鉛枠を適当な間隔を保つて2～3枚積み重ねれば散乱線の除去には一層効果的であるが、通常 Electrokymogram には他の臓器の搏動干渉によって生ずる artifact が相

第4図 検出部設定状況



当量現われるし、また Electrokymography による診断にはたとえば波形傾斜の測定、波形方程式の作成等の厳密なる波形解析を本質的に要求しないから、鉛製枠1枚の使用ならびに記録部分にX線束を絞る程度の散乱線除去手段を構する丈で充分であると考えられる。

検出部の構成はすでに第1図)で示したが、こゝでケースの中間部に取付けてある Knob は鉛製枠の長軸を搏動方向と合致させるためのものである。若しこの合致が完全でなければ心・血管縁における一点の搏動を記録すると云う本方法の目的は果されないことになり、更に主として移行部(心房一心室移行部、肺一大動脈縁移行部等)の波形記録時に歪を生ずることになる。第4図)は検出部設定状況を示したものである。

c) 記録装置における諸問題。

記録装置には普通電磁オシログラフ又はペン式オシログラフが用いられるが、前者は後者に比べて記録中における波形振幅の調整が容易でな

く、また記録中に波形解析を行い得ず、更に現像の手数を要するのが欠点である。これに対して後者では前者の欠点を全て補い得る上、更に記録紙も前者の印画紙に比べれば安価であるのが特徴である(正確な時相解析を目的とする場合には記録紙を相当高速度で走らせねばならないので、この記録紙における価格の差は極めて重大である)。

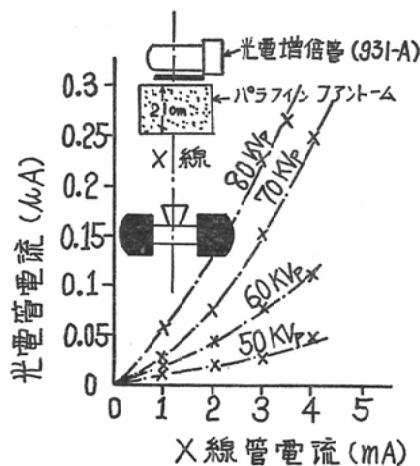
但し、ペン式オシログラフを用いる場合には、後述する円弧歪ならびに円弧歪に起因する時相ズレの現れるのが欠点であるが、これは前述せる特徴に比べれば殆んど問題にはならない。

記録紙の送り速度は脈搏数によつて多少異つた値を用いなければならないが経験上毎秒3～4cmとするのがよいように思われる。但し時相解析を厳密に行う場合には、これ以上に送り速度を高めなければならない。

d) X線曝射条件に関する問題。

X線曝射条件には普通、胸部透視を行う際の条件を用いる。但しX線の吸収が大きい場所(たとえば心室部の濃度曲線; Densogram; 記録時)で

第5図 X線曝射条件と検出部出力電流との関係



(厚さ21cmのパラフィンファントームは成人左心室部と同程度量のX線を吸収する)。

は通過X線量の減弱が搏動曲線に光電管の非直線歪を生じ、更にS/Nを低下せしめるのでX線曝射条件は常に監視し調整する必要がある。この監視は著者の使用した装置(第3図)においては

Cathode follower 回路の陰極側に挿入された電流計で行う。

第5図)は心臓部(心室部)と同程度のX線吸収を示すバラフィンファントームを用いてX線曝射条件と光電増倍管の出力電圧との関係を示したものであるが、この図から曝射線量が過少である場合には非直線歪の現われることが明らかである。

e) 被検者の体位ならびに呼吸停止。

仰臥位、または坐位、立位等で記録する。坐位、立位の場合には体位の転換が容易であるが心疾患者では約20分におよぶ本検査が疲労を与える場合が多いので特に仰臥位で記録することにしている。

呼吸停止は記録波形における基線の動搖を避けるために厳重に行わなければならない。一般には静脈吸気の位相で呼吸停止を行わせしめるが、心疾患者で呼吸位相の変化により循環動態を変える必要があるものでは適宜に深吸気または深呼気の位相で呼吸停止を命ずる。

f) 時相基準。

時相解析を行うための基準信号としては、一般に心電図曲線、心音曲線また頸動脈波曲線等が用いられるが、このうち心電図曲線は心臓の電気的収縮と機械的収縮との間に厳密な相関性を期し難い場合があるので、これのみを時相基準として用いることはできない。しかし記録中簡単に波形解析を行うためには是非必要なものであるので著者は少くとも心電図曲線丈は常に記録するようにしている。

心音曲線は弁の開閉によって生ずるものであるから大なる心雜音に妨害されない限り機械的収縮との間に優れた相関性を有するものとして推奨される。

頸動脈波も採取が容易であること、およびS/Nが大きいことなどの利点があり、また左室の機械的収縮との間によい相関性を有する所から時相基準としての使用に適しているが、脈波伝達速度における個人差のみがその使用に際して注意されるべき問題となろう。

2-2) Electrokyogram の記録法。

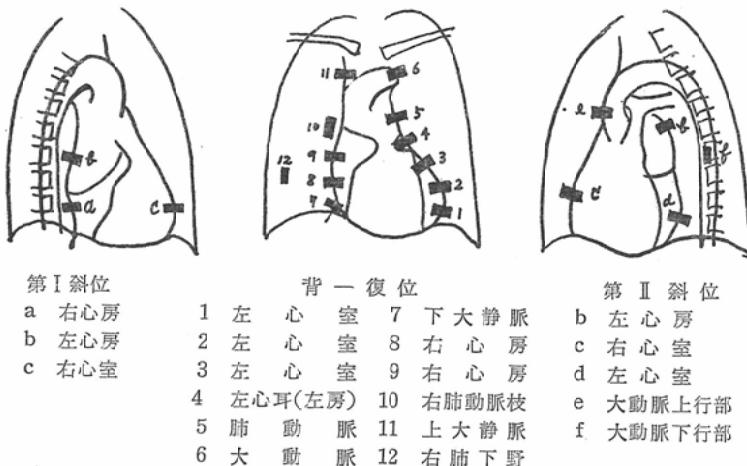
透視を行いながら検出部のKnob (K) をすでに述べた如く記録部位の心・血管縁の切線に合致せしめた後、第4図)に示した如く照射野を絞つて被検者に呼吸停止を命じ、Knob の合致を再確認してのち記録を行う。

呼吸停止に関しては2-1)-e)の項で述べたが心疾患者や心音の記録時間は数秒である。この数秒間にX線曝射条件の監視、基線の調整、振幅の調整等の他、時相基準信号(著者は心電図曲線と心音図曲線を用いているが)の調整、監視等を行わなければならぬので装置の操作には相当の熟練が要求され、操作者の練度がElectrokymographyの診断的価値を左右すると云つても過言ではない。

更に波形記録者には記録された波形が解析に値するものであるか否かを短時間に判定し、適当に体位または呼吸位相等を変えて診断に充分な資料を集めることの知識、たとえば心房・室、大血管搏動相互関係の他、心臓搏動に関する諸法則(心臓機能調節作用、Starlingの法則、動脈系の圧平滑作用に関する理論等)正常または異常循環系ならびに循環動態等の正確な把握が必要とされる。これ等の把握とその応用性が診断精度の決定に寄与する所は極めて大きい。このことは一般的診断時にも当然云い得ることであるが、Electrokymographyによって診断する場合には記録された個々に含まれるInformationが極めて少く、更に装置の操作者が同時に診断を行うものであるため特にこの点が強調されるのである。

第6図)は正常例における心・血管縁各部のElectrokymogramを記録するための検出部配置状況を示したものであるが、心疾患者ではこの図に示してあるように検出部を配置しても必ずしも常に満足な波形が得られるとは限らない。たとえば僧帽弁閉鎖不全症では左房縁が心臓右縁に現われることが多く、また心臓の軸回転が著明に起つている場合には右心系搏動の影響が左心系

第6図 検出部配置例



Electrokymogram に現われて来る。実際の波形記録に当りることは充分留意すべきであろう。

3) 正常例の Electrokymogram とその解析。

正常例 Electrokymogram の厳密なる解析は異常波形の解析を行う際重要な基準を与える。今日までこの問題に関しては多くの研究者による報告が行われているが、何れも波形の説明とその時相関係の表示に終始しており、波形の成因論的見地に立脚した解析に関しては未だ報告を見ない。

Electrokymography が優れた循環動態の非観血的検査法であり、特に循環動態の異常検索を目的とする先天性心疾患の診断に極めて有利であると考えられるにもかゝわらず今日まで余り用いられる所がなかつたのは Electrokymogram の個々に含まれる Information が少ないとことにあるが、更に心・血管各縁より記録された波形に関する考慮が不充分であつたことにもあると考えられる。

著者は、波形解析に系統的な根拠を与え、波形に含まれる Information の充分な活用ならびに心・血管各縁の搏動曲線相関々係の考慮等を行つて Electrokymography の診断的価値向上を期そうとしたのである。

本章では主として正常例 Electrokymogram の解析について述べる。

3-1) 動脈縁の Electrokymogram.

血液動態学的に動脈は心搏動の全周期に亘つて passive な因子を構成するから動脈縁の搏動は当然内腔圧変動と相似することになる。

このことについて多少説明を加えれば次のようにになる。即ち、いま血液貯溜槽としての動脈容積弾性率を (E) としてこれを1)式で表わし、更に搏動にもとづく動脈内腔の容積変化 (ΔV) と動脈内腔容積 (V) の比を充分小であるとすれば、容積弾性率を一定と見做して差支えないから内腔圧変動と容積変動とは比例することになる。(実際成人の体動脈では $V \geq 400 \sim 800 \text{ cc}$, $\Delta V \leq 20 \sim 30 \text{ cc}$ であるから $\Delta V/V$ は1)式を考える限り充分小であると見做して差支えない)。

$$\frac{\Delta P}{\Delta V} / V = \frac{C_1 P^2 - C_2 P + C_3}{V} = E = \text{一定} \quad 1)$$

但し、式中 C_1 は動脈壁の厚さ、 C_2 は動脈内径、 C_3 は動脈壁弹性率に關係する常数を表わす。

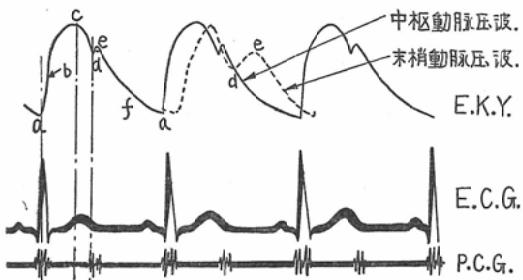
一方、動脈の血流方向への伸展を無視すればその内径の変動 ($2\Delta y$) は2)式で示す如く ΔV には比例することになり、従つて内腔圧変動 (ΔP) と内径変化 ($2\Delta y$) とは比例する(3式)。

$$\frac{\Delta y}{\Delta V} \cong \frac{\gamma}{2V} \cong \text{一定} \quad 2)$$

$$\therefore \Delta y \propto \Delta V \propto \Delta P \quad 3)$$

このため動脈縁 Electrokymogram の解析は内腔圧波形の解析に準じて行うことができる。

第7図 正常例・大動脈圧曲線
(模型図)



第7図)は正常例の大動脈圧曲線を模型的に示したものであるが、こゝで波形の立上り時期(a点)は動脈弁開放を示し、第1心音の第2群発生時期に一致する。また、中枢側動脈から記録されたElectrokymogramには第2心音の第1群発生時期と一致する鋭い切れ込み波(d)が現われるが、これは動脈弁閉鎖によつて起る圧力の反射に起因するものであり、(a-d)間に心室収縮期間を現わす。こゝで(d)以前に下降する波形は全心筋の緊張が解かれる(d)時期以前に一部の心筋がその緊張を解くことに起因する。

また(a-b)期間では傾斜が増大するが、これは心室収縮初期に大量の血液が動脈へ搏出されるためである。病的な波形には(a-b)期間を認め難い場合もあるが、これ等の問題の詳細については後章で述べる。

以上述べた中枢動脈圧波に対して末梢動脈圧波は図の点線で示した如く(a-b)期間ならびに(d-e)期間の波形に変化が現われるが、これは動脈内血液の質量、粘性、動脈内壁の性状および圧力波の反射にもとづく定在波(重畳(d-e-f)で示される重搏隆起)等に起因する¹⁷⁾。

こゝで動脈線Electrokymogramの形態を決定する因子を列挙すると、

- i) 心室内腔圧曲線。
- ii) 体循環あるいは肺循環系路の物理的諸常数。
- iii) 隣接せる房・室および血管搏動の相互干渉。

等となるが、この中iii)の項目はartefactの原因であつて波形決定の本質的な因子とはならぬ

い。主として波形決定に寄与するのはii)の項目、特に容積弾性率(E)と末梢血管抵抗(R)との比(E/R)である。

いま簡単に心室収縮期間、心室より搏出される血流量が等しくQであるとし、容積弾性率を一定、また末梢動脈および毛細血管に流れる血液にripple変動がなく且つこゝへ流れる血流量をQdとすれば、圧力(P)の時間的経過に対して5)式の如き微分方程式をたてることができる¹⁸⁾。

$$\left. \begin{aligned} \frac{dP}{dV} &= E = \text{一定} \\ Qd &= P/R \quad (\text{poiseuille の定理}) \\ Q &= Qd + \frac{dV}{dt} = \frac{P}{R} + \frac{dV}{dp} \frac{dp}{dt} \\ &= \frac{P}{R} + \frac{1}{E} \frac{dp}{dt} \end{aligned} \right\} 4)$$

$$\frac{dp}{dt} + P \frac{E}{R} = QE \quad 5)$$

こゝで5)式を解き、初期条件としてt=0の時、P=Pd(拡張期圧)を代入すればPの時間的経過に関して6)式が得られる。

$$P = R \cdot Q \left(1 - e^{-E/R \cdot t} \right) + Pde^{-E/R \cdot t} \quad 6)$$

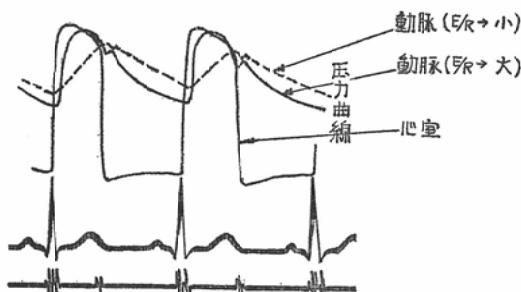
この式は心室収縮期間にのみ成立し、すでに示した如きいろいろの假定に立脚している。(心室拡張期間にはQ=0として5)式を解き、t=0の時にP=Ps(心室収縮期圧力)なる初期条件を用いればよい)これらの假定は常に成立するとは限らず、更に生体内における現実とは相当かけ離れた假定、たとえば心室より駆出される血流速度を心室収縮期間中一定としたこと等のために6)式を動脈波の詳細な解析に使用することはできないが、波形決定に寄与する因子(この場合にはE/R)を考察するには有利である(現在の段階におけるElectrokymographyでは波形の定量的な解析は余り必要とされない)。

こゝでE/Rが大である場合には6)式における $e^{-E/R \cdot t}$ の項が時間の変化と共に急激に減じてPは速やかにR·Qに漸近し、これは心室内腔圧が時間的遅れ少なく動脈に伝達することを示す。従つて心室収縮期間、心室内圧と動脈圧は極めて相似し、また心室拡張期間にはその初期において急激に、のち徐々に圧力が下降して所謂典型的なexponential型を示すのであるが、E/Rが小である

場合には同様6)式における $e^{-E/R \cdot t}$ の項は時間の変化と共に急激には減じ得なくなるため、PがR・Qまで漸近するまでには極めて長時間を要するようになる。従つて波形の上向脚、下向脚は共にその傾斜を減じ心室収縮期間、心室内圧曲線と動脈圧波形とは相似性を失うようになる。

第8図)は圧力曲線における E/R の寄与を模型的に示したものである。

第8図 動脈圧曲線に対する E/R の寄与
(模型図)



以上は動脈縁 Electrokymogram に関する一般的な問題について示したのであるが一方、肺動脈縁 Electrokymogram と大動脈縁 Electrokymogram とを比較する場合、両者の波形間には本質的な相違を見出し難い。たゞ肺動脈は大動脈に比べて貯溜槽としての容積が小さい点異なるが、Electrokymographyにおいてこの差は殆んど検出しづらい。

また両者波形の記録部位が異なる場合には当然記録部位と心室間距離における相違が時相ズレを生ずる(普通、大動脈縁の Electrokymogram は大動脈弓部、肺動脈縁の夫は肺動脈の分岐部附近で記録するから、記録部位と心室間距離は前者で約 10~20cm、後者で 5~10cm である)。従つて両動脈縁の Electrokymogram を同時に記録しその時相のズレを解析すれば脚ブロックの診断に有利であるが、この問題についてはすでに Ellinger¹³⁾等の報告がある。

3-2) 心室縁の Electrokymogram.

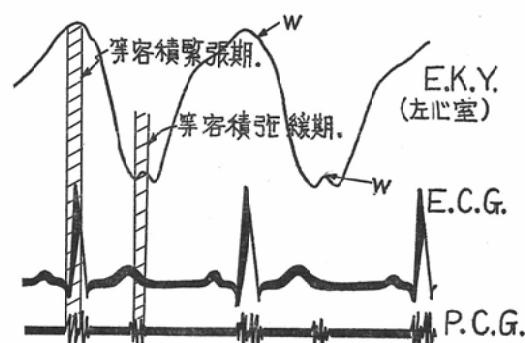
動脈が血液動態学的に常に passive な因子を構成するのに対し、心室はその収縮作用が心搏動周期のある期間 active な因子を構成し、更にその

収縮力が消滅する期間には passive な因子を構成するものである。

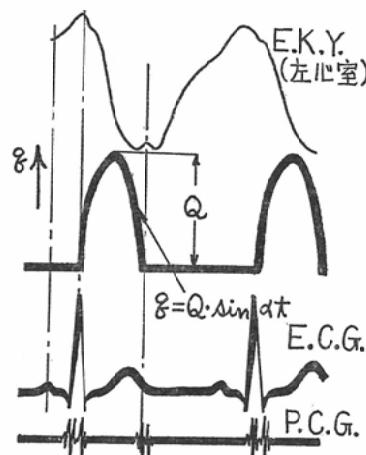
云うまでもないが、active に動作する期間では内腔圧曲線と Electrokymogram の方向は逆であり、また Electrokymogram には心搏動の全周期に亘つて後述する積分操作が介入するため passive に動作する期間でも内腔圧曲線との間の相似性は喪失し、従つて心内腔圧曲線は Electrokymogram 解析の際、直接的な参考とはなり得ない。

第9図)は正常例の左室縁 Electrokymogram を示したものであるが、こゝで心音第1音第2群発生直後、即ち心電図の S 波発生時期附近より下

第9図 正常例・左室縁 Electrokymogram
(模型図)



第10図 心室より動脈へ搏出される血液量に関する模型図



降する曲線は心室収縮にもとづく血液駆出を示す。この下降傾斜は心室収縮初期に緩く、次第に急峻化し収縮末期附近で再び緩くなるものであるが、いまのことについて説明すれば次のようになる。即ち、心室から動脈へ駆出される血液量の時間的経過を第10図)に示す如く正弦波状様のものと考え、7)式で表わされるようなものとすれば、

$$q = Q \cdot \sin \alpha t, (0 > \alpha t < \pi) \quad 7)$$

収縮開始後 t 秒における心室内腔容積は拡張末期容積を Vd として8)式で示す如くになる。従つて時間経過に対する内径の変化率(即ち Electrokymogram の傾斜) dr/dt は9)式で表わされ、これより前述せる下降曲線の傾斜変化が明らかにされる(実際問題として7)式は厳密には成立し難い)。

$$V = Vd - \int_0^t q dt = Vd - \frac{Q}{\alpha} (1 - \cos \alpha t) \quad 8)$$

$$\frac{dr}{dt} \propto -\frac{1}{3} \frac{Q \cdot \sin \alpha t}{\left\{ Vd - \frac{Q}{\alpha} (1 - \cos \alpha t) \right\}^{2/3}} \quad 9)$$

但し 9)式は容積が長さの 3 乗に比例することから $V \propto r^3$, $r \propto V^{1/3}$, $\frac{dr}{dt} = \frac{dr}{dv} \frac{dv}{dt}$ としてもとめた。

一方、心室拡張期間における Electrokymogram は最初急激に立上り、次第にその傾斜を減ずるがこれは心室内圧の増加および心房内圧の減少にもとづく流入血液量の減少、ならびに内腔容積の增加的変動にもとづく内径変動率の減少に起因する。

また、心電図の P 波発生時期より高まる波は心房収縮にもとづく心室への血液駆出を現わすが、これはこの時期で心室内腔容積が充分大きくなっているため余程大量の血液が左房から搏出されない限り見難い場合が多い。

尙、第 9 図の斜線を施してある期間は動脈弁、房室弁共に閉鎖し内腔容積を変えずに心室が緊張または弛緩している時期(等容積緊張期ならびに弛緩期)である。この時期における波形は一般に平坦である筈であるが、実際には心筋の緊張または弛緩にもとづく心臓の位置変化が平坦波に小隆起波(W)を重畠せしめる。

心室縁の Electrokymogram は正確に心室の内腔容積変動を現わすものではなく、種々の arte-

fact を現わし易いのであるが、この artifact を技術的に除去することは不可能である。しかし心疾患の場合にはこの artifact の現われ方がいろいろに異り、またその程度も異なる所からこれを診断の際の有力な根拠とすることもできる。

心室縁の Electrokymogram に現われる artifact の代表的なものを 2, 3 列挙すると^{8) 15) 19)},

i) 心室の振子状運動効果。(動脈基始部附近を中心として心室が上、下に振れる運動で、動脈への血液噴射(Jet)によって生ずる反作用に起因する)。

ii) 心基部および心尖部の相互移動効果。(心室収縮期間、心尖部が心基部方向へ、また心基部が心尖方向へ移動するため心室内腔が橢円状→球状に変化する効果)。

iii) 心臓のねじれ運動効果。

iv) 心房、動脈の搏動による干渉。

等となる。このため同じ左心室でも心尖部附近と心基部附近では波形の相違することがあり、特に心疾患者でこの相違の大であることが多い。しかし、これが診断の際有利な所見を与えることになる。

3-3) 心房縁の Electrokymogram.

心房も心室と同様、心搏動の或る期間では血液動態学的に passive な因子を構成し、更に或る期間では active な因子を構成する。また積分操作の介入等が圧曲線と Electrokymogram との相似性を失し、圧曲線が波形解析の際の直接的な参考となり得ないことも心室の場合と同様である。

第11図)は正常例の左房例の左房縁 Electrokymogram を示したものであるが、右房縁 Electrokymogram の振幅は通常左房縁 Electrokymogram の半に比して小さく、また波形も複雑化し、個人差も大きい。

左心房は心室収縮期間、心尖方向へ伸展され更に肺静脈の圧力が高まつて流入血液量を増し、且つ内腔容積を増すからこの期間に搏動曲線は上向する。この上向は普通、心室収縮末期まで続き、後、房室弁の開放と同時に起る心室への血液駆出が搏動曲線を下降せしめるが、この下降は心室内

第11図 正常例・左房縁の Electrokyymogram

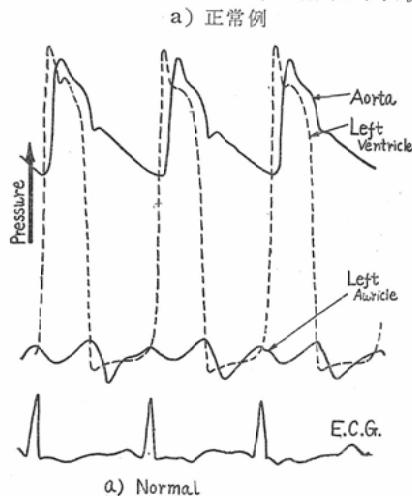


圧が高まり、低下する心房内圧と平衡する時期まで続く。その後心電図のP波発生時期よりS波発生時期にかけて下降するが、この下降は心房の収縮作用にもとづくものである。尚、S波発生時期附近でElectrokyymogramに小突起波を生ずることがあるが、これは房室弁閉鎖時の圧力反作用に起因するものである。

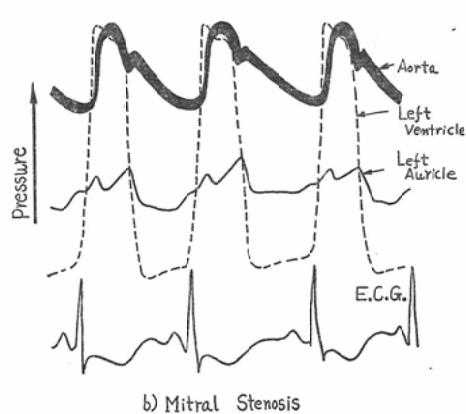
一般に心房縁のElectrokyymogramにはartifactが現われ易いが、これ等の殆んどが心室および大血管の搏動相互干渉に起因するものである。

また左房縁のElectrokyymogramは右房縁の夫に比べて得難く、背一腹方向より記録する場合には僅かに左心耳縁のElectrokyymogramを得るにとどまる場合が多い。一般には右前一斜方向位にて左房縁の波形を記録する。

以上、正常例のElectrokyymogramを模型的に示し、解析した。解析の際(第12図)に示すよう

第12図 左室・左房・大動脈圧の同時記録結果
(Braun, Wald²⁶等の論文より転載)

b) 僧帽弁狭窄症



b) Mitral Stenosis

な心房・室および動脈圧曲線の同時記録結果を参照するのが有利である。しかし心室、心房縁Electrokyymogramと内圧曲線との間にはよい相関性がないため、これが解析の際直接的な寄与とはなし得ないが時相関係の解析にはかなり有利である。

4) Electrokyymogramにおける歪.

Electrokyymogramにはいろいろな原因によつて歪が現われる。こゝで“Electrokyymogramは心・血管の容積変動を現わすものである”との見地からこの歪を分類すれば下記の如くになる。

- | | |
|--------|---|
| 不可避的な歪 | i) 心・血管縁の搏動相互干渉によって生ずる歪.
ii) 心室の振子状運動効果、心基部・心尖部の相互移動効果、心臓のねぢれ運動等によつて現われる歪。 |
| 可避的な歪 | i) 検出部設定位置が不適当であることに起因する歪。
ii) 装置の特性に起因する歪。 |

この中、不可避的な歪についてはすでに第3章で大部分述べた所でもあり、又技術的に除去し得ないものである。更にこの歪は心疾患診断の際に寄与する所も少くないので第5章において詳しく取扱うべき性質のものである。關係上本章では可避

的歪についてのみ述べることにする。

4-1) 検出部設定位置が不適当であるため生ずる歪。

すでに第2章で述べた所であるので詳細については省略するが、これは搏動方向と検出部の鉛製スリットの長軸とが一致しないとき記録範囲が広汎化するために生ずるものであり、心室一心房移行部あるいは心房一肺動脈移行部、肺動脈一大動脈移行部附近の波形記録を行う場合に重要視されるべきものである。しかし検出部のケースに取付けてある knob (K) を心・血管縁の切線方向に一致させれば或る程度これを避けることができる。

4-2) 装置の特性に起因する歪。

この種の歪は案外無関心にされ勝ちである。従来用いられていた第2図) の如き回路構成の装置では次のような歪が考えられるがこれ等は何れも技術的に避け得るものであるから波形記録時には常にその除去を考慮しなければならない。

i) 検出部における歪： 光電増倍管および螢光板の特性に起因する非直線歪。

ii) 増幅回路における歪： 增幅管の特性に起因する非直線歪。結合回路の時定数に起因する微分回路性歪。回路の周波数特性ならびに位相特性に起因する歪。

iii) 記録部における歪： 記録器にペン式オシログラフを用いる場合には円弧歪。

次に上記の各歪を簡単に説明する。

4-2-a) 検出部における歪。

この歪の定量的な取扱いは容易でないが、これは光電増倍管動作特性曲線(第5図)の直線部で動作するようなX線曝射条件を与えることによつて避けることができる。

4-2-b) 増幅回路における歪。

b-1) 増幅管の特性に起因する非直線歪： この歪は装置の設計時、真空管動作点の適切な選択によつて避けることができるし、また増幅回路に負帰還を掛けることによつて完全に除去し得るものであるから波形記録時には余り問題とはならない。

b-2) 結合回路の時定数に起因する微分回路性歪： この歪は C-R 結合型増幅管を用いる場合のみ問題となり直結型増幅器使用時には問題とならない。また、この歪は結合回路の時定数が小さい程大きく現われ極端に時定数が減る場合には微分回路が形成される所から微分回路性歪と名付けたものである。要するにこれは増幅器の下限周波数が増すために現われる歪であつて、結合段数の増加に従つてこの歪が増大することは言を俟たない。

いま増幅回路の結合段数を n 段とし、各段の結合回路の時定数を夫々 T_1, T_2, \dots, T_n , Electrokyymogram 構成周波帶の最低周波数を f_0 C/S として微分回路性歪を避けるに必要な結合回路時定数値をもとめれば 10) または 11) 式が得られる。

$$\frac{1}{\sum_{N=1}^n \frac{1}{TN}} \geq \frac{1}{2\pi f_0} \quad 10)$$

$T_1 = T_2 = \dots = T_n$ の場合には

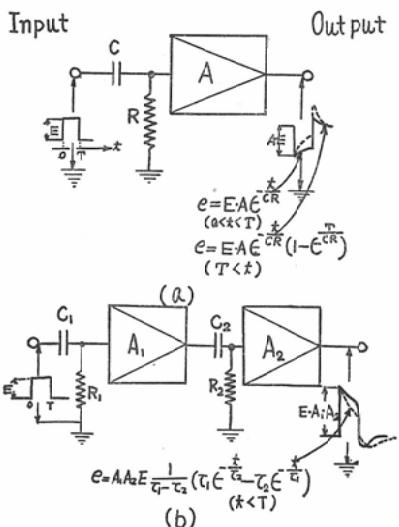
$$\frac{T_1}{n} \geq \frac{1}{2\pi f_0} \quad 11)$$

こゝで実際例として $f_0 = 0.3$ C/S, $n = 3$ を考え 10) 式に従う T_1 を求めれば $T_1 \geq 1.5$ sec となり Grid 漏洩抵抗を $500k\Omega$ とすれば結合蓄電器容量として約 $3\mu F$ 以上が要求されることを知る。実際問題として結合蓄電器に $3\mu F$ 以上のものを用いることは種々の点で容易でない。

第13図) は入力に矩形波電圧を与えた場合の出力波に現われる微分回路性歪を模型的に示したものであつて、a) は C-R 結合一段の場合、b) は C-R 結合二段の場合である。また点線は時定数減少の場合を示す。

第14図) は直結合増幅方式の装置および C-R 結合二段方式の装置(時定数が 2 秒, 2 秒および 2 秒, 0.2 秒の場合)によって記録した左室、左房、大動脈縁 Electrokyymogram を示したものであるが、これより時定数の短縮に伴つて波形の至る所に微分回路性歪の現われているのが明らかである。たとえば左室縁の Electrokyymogram では心室拡張期間に著明な微分回路性歪が現われており、曲線の傾斜を減ずるかまたは下降せしめていり、また大動脈縁の Electrokyymogram では心

第13図 微分回路性歪説明図



室収縮期間、上向脚の傾斜減少および下向脚初期における傾斜の増加が微分歪を示している。

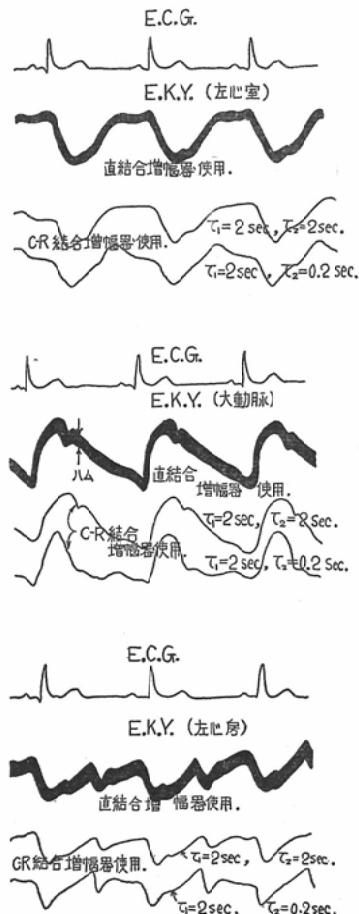
尚、微分回路性歪は脈周期の短い程少いが、不整脈等で脈周期が延長する区間では著明に現われる。

著者はこの微分回路性歪を避ける目的ですでに第3図)で示したような直結合方式の増幅回路を使用しているのである。

4-2-c) 記録器における歪。

記録器にペン式オシログラフを用いる場合にはペンの長さが有限であることのために円弧歪が現われる。しかし電磁オシログラフのように光学系を用いたものでは実効的にペンの長さが無限

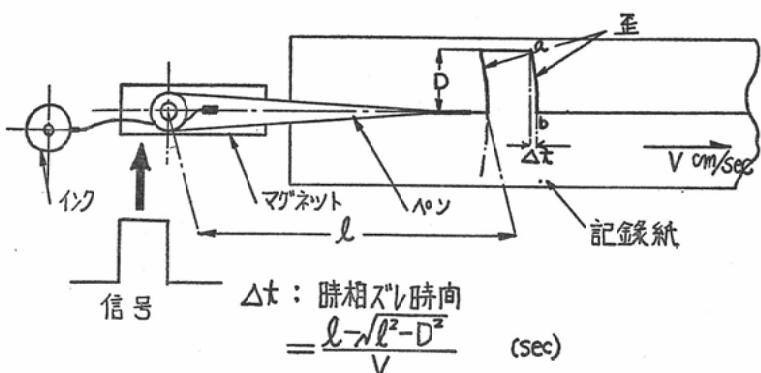
第14図 Electrocardiogramにおける微分回路性歪



大と考えられるのでこの歪は現われない。

第15図)は円弧歪を模型的に示したものであ

第15図 円弧歪の説明図



る。

この円弧は波形を変える丈ではなく、また時相のズレをも生ずるが、この時相のズレには第15図)で示される $1 - \sqrt{l^2 - D^2}$ と記録紙の送り速度 (v) が関与し、ズレ時間は12) 式によつて評価することができる。

$$\Delta t = \frac{l - \sqrt{l^2 - D^2}}{v} \text{ (sec)} \quad 12)$$

こゝで実際的な例として $D = 2 \text{ cm}$, $l = 12.5 \text{ cm}$, $v \approx 3 \text{ cm/sec}$ を考えれば、 $\Delta t \approx 0.07 \text{ 秒}$ となり、これは決して無視し得る程度のものではないことがわかる。

この歪を避けるためには記録紙の速度 (V) を増し、更に過大振幅で記録することを避けるような注意が必要である。一方、ペン式オシログラフを用いる場合には同時に使用するペンを一線に揃えて本質的な時相ズレを避けるが如き考慮もまた肝要である。

5] 先天性心疾患への応用。

先天性心疾患の診断に Electrokymography を応用する問題に関しては今まで Donzelot 等¹⁴⁾ の報告を見るに過ぎない。

Donzelot 等は肺動脈弁狭窄あるいは漏斗部狭窄のために肺血行量が減ずる疾患ならびに左→右方向血流短絡を生ずるため肺血行量が増す疾患等について肺動脈縁 Electrokymogram および圧力波形を示しているが、大動脈、心室、心房縁等の Electrokymogram に関する記載はなく、従つて先天性心疾患診断に対する Electrokymography の価値については殆んど解明されていないのが現状である。

本章では Electrokymography を血液動態学的異常検索に用いるとの見解に立脚してその波形解析に必要な基本的諸事項を示さんとするが、症例数が乏しいため多くを記載し得ず、更に推測的な考察を行つている個所も多い。今後、更に症例数を重ねて本章を補足してゆくつもりである。

5-1) 肺・大動脈縁の Electrokymogram における知見。

すでに動脈縁の Electrokymogram と動脈内圧曲線との間にはよい相似性があり、波形の決定に

寄与する因子は心室内圧曲線および血液貯留槽としての動脈の容積弾性率 (E) と末梢血管抵抗 (R) との比 E/R であることを述べた。

次に2, 3の病的 Electrokymogram について E/R の寄与を解析する。

i) 大動脈絞窄症。

本症では余程絞窄が高度でない限り絞窄部附近までの Electrokymogram には殆んど異常が現われず、絞窄部以降ではその脈圧の低下が搏動振幅の減少ならびに上昇脚傾斜の減少を生ずる。

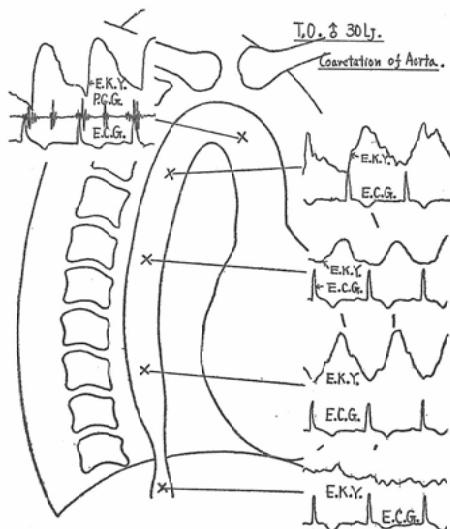
この圧低下の機構は Poiseuille の定理にもとづくものであるが、こゝで左室より絞窄部までの距離を l_0 、内径を $2r_0$ 、絞窄部位の等価内径を $2r$ 、同じく等価長を l とすれば左室より絞窄部までの圧低下値 (ΔP_0) と絞窄部における圧低下値 (ΔP) との間には13) 式の如き関係が成立し、これより l が大である程即ち絞窄部位が長い程、また r が小である程即ち絞窄部内径が小である程著しい圧低下の起ることが明らかである(絞窄の場合には厳密に Poiseuille の法則を適用し難いが、こゝでは圧低下の程度と内径との関係を評価する丈の目的で一応この法則が成立するとして計算を行つてゐる)。

$$\frac{\Delta P}{\Delta P_0} = \frac{l}{l_0} \left(\frac{r_0}{r} \right)^4 \quad 13)$$

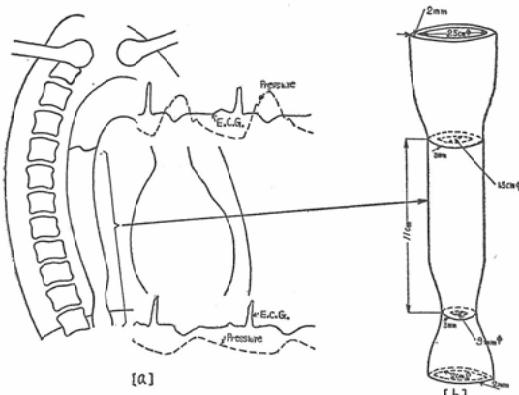
たとえば $l/l_0 = 1/16$, $r_0/r = 4$ とすれば、 $\Delta P/\Delta P_0 = 16$ となり、絞窄部においてその部位に至るまでの約 $1/16$ におよぶ圧低下が起ることを知る。こゝで $\Delta P_0 = 8l_0\eta i/\pi r_0^4$ (i =血流量, η =血液の粘性係数) である。(尚、Wiggers は本症の場合、 $r_0/r > 3 \sim 4$ とならなければ著明な圧下降が起らないとしている)。

第16図) は大動脈縁の各部より記録した本症患者の Electrokymogram であるが、こゝで大動脈下行部の第7胸椎附近より波形の上向脚傾斜が減じ、更に横隔膜部附近で搏動振幅の消滅が見られる。これはこの振幅消滅部分に強度の絞窄が存在することを示すものであるが一方、大動脈下行部で第7胸椎の高さより強度絞窄部位にかけて見られる上向脚の傾斜減少はこの区間における動脈壁の弾性率低下を考えさせる。

第16図 大動脈絞窄症の Electrokyymogram.
(振幅は記録中波形観察を有利ならしめる如く変更したので比較対照することはできない)



第17図 a) 左心カテーテル法による動脈圧波形
b) 手術所見



第17図)は本症例の手術所見ならびに動脈カテーテル法によつて記録した圧曲線を示したものであるが絞窄部ならびに軽度絞窄区間とこの区間ににおける壁弾性率の低下等の所見が何れも Electrokyymography による診断結果とよく合致している。

尚、Electrokyymogramにおいて心室収縮期間の延長を見るが、これは左室の負担増大を示唆する。

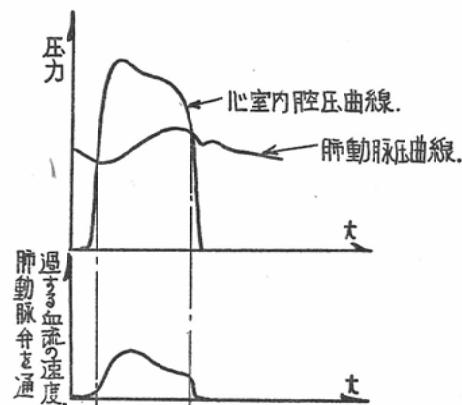
ii) 肺動脈狭窄症。

本症の肺動脈縁 Electrokyymogram についてはすでに Donzelot 等¹⁴の報告があるので、こゝでは簡単にのべる。

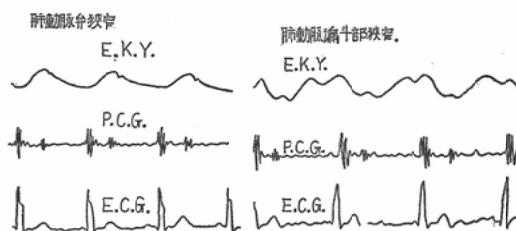
本症では狭窄弁のために肺動脈圧が低下し、更に右室の代償性が心室収縮期間を増すのであるが、Electrokyymogram では搏動振幅の減少ならびに上向脚傾斜の減少が特徴的である。また、狭窄の程度にもよるが駆出流量の減少が上向脚起始時期を遅延せしめる。Donzelot 等は肺動脈弁狭窄症の肺動脈縁 Electrokyymogram 波頂時期において曲線が円孤化または平坦化すると云つているが、これは心室→肺動脈間の圧力伝達が狭窄弁のために velocity head を介して行われることおよび心室収縮後期に緊張を解く一部の心筋に起因するものと考えられる。第18図)はこのことを模型的に示したものである。

また本症で狭窄が漏斗部にある場合には搏動振幅の減少と共に波形の時相関係が乱れ、更に波形

第18図 肺動脈狭窄症における肺動脈圧波構成機構を示す模型図



第19図 肺動脈狭窄の Electrokyymogram



も動脈縁搏動曲線と著しく相違するようになるが、これは著明に現われる *artefact* によるものと考えられる。

第19図)は肺動脈分岐部縁より記録した本症の *Electrokymogram* を示したものである。

iii) 肺動脈高血圧症。

肺動脈高血圧症は Eisenmenger 複合の主要徵候であるが、心室中隔欠損症、動脈管開存症等でも末期には肺動脈圧が亢進し、また心房中隔欠損症、僧帽弁障害等でも起ることがある。

肺動脈高血圧症が起れば一般に血液貯留槽としての動脈内腔容積が増すために容積弾性率 (E) が減じ、更に末梢抵抗 (R) を増して E/R が減ずる。

本症の他、肺血行量が増す場合にも内腔容積の拡大が (E) を減少せしめるが、この場合には末梢血管抵抗の増加がなく、大量の血液を低い心室圧で灌流させるために末梢血管抵抗は却つて減じさえする。従つて E/R には殆んど変化がないと云つて差支えない。

E/R が減ずる結果はすでに述べた如く圧力曲線、従つて *Electrokymogram* の上向、下向脚傾斜を減することになる。(第8図を参照されたい)。

一方、E/R の減少を示す波形は、肺うつ血の著明な僧帽弁障害に常に見られるが、これは末梢血管抵抗の等価的増大ならびに内腔容積の拡大に起因する。

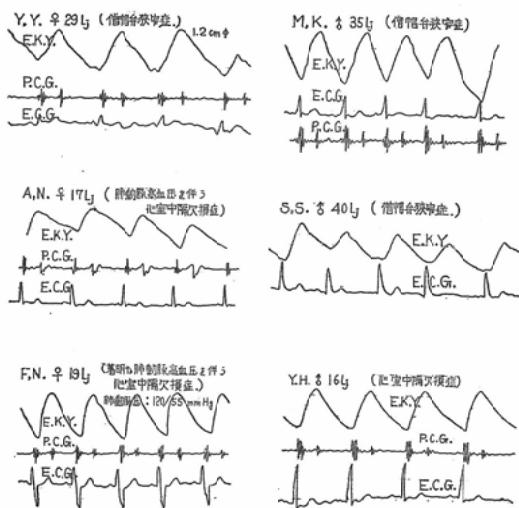
第20図)は肺うつ血を示す僧帽弁障害、ならびに肺高血圧症を伴う心室中隔欠損症の肺動脈縁 *Electrokymogram* を示したものである。

iv) 大動脈高血圧症。

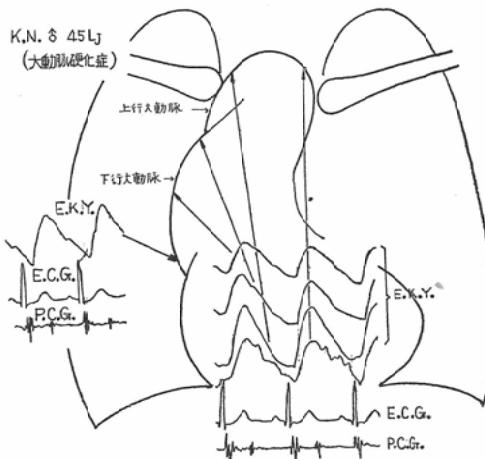
動脈の硬化その他によつて大動脈の高血圧症が起る場合には主として末梢血管抵抗の増大ならびに動脈内腔の拡張により E/R を減じ、大動脈縁の *Electrokymogram* は肺動脈高血圧症における肺動脈縁の夫と似るようになる。

しかし末梢血管抵抗の増大がなく、單に中枢動脈硬化のみの場合には動脈はその血液貯留槽としての機能を減じ、心室の内圧曲線に類似した波形

第20図 肺動脈縁 *Electrokymogram* における E/R の減少効果
(心室中隔欠損症) (僧帽弁障害)



第21図 大動脈縁 *Electrokymogram* における E/R の減少効果



が現われる。

第21図)は本症における大動脈縁 *Electrokymogram* の一例を示したものである。こゝで心臓右縁に突出した部分が恰かも蛇行せる大動脈上行部で構成されている如くに見えるが、詳細なる時相解析を行えばこれが大動脈下行部であることを知る(下行するにつれて *Electrokymogram* の立上り時期が遅れることより)。

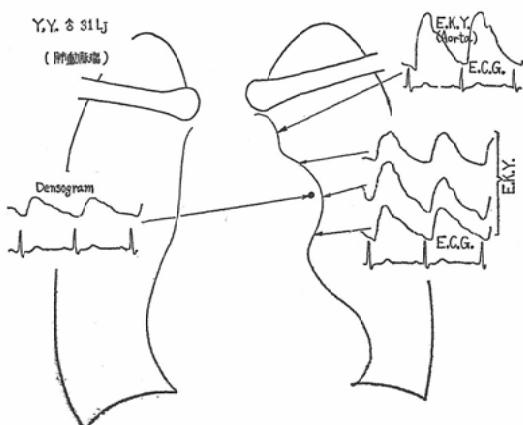
v) 動脈瘤と縦隔洞腫瘍との鑑別。

単純胸部X線写真で心臓左縁第1弓部または第2弓部に突出した陰影が動脈瘤または縦隔洞腫瘍の何れに起因するかを鑑別し難い場合、Electrokymographyはこれの鑑別に有利である。

即ち前者ではその陰影より記録されたElectrokymogramに多少振幅は減じ、またE/Rの減少は示しても動脈縁に特有な搏動曲線が得られるのに対して後者では癒着その他の外的素因によつて殆んど動脈としての搏動曲線を得難い点が異なる。

第22図は肺動脈瘤患者の肺動脈縁Electrokymogramを示したものであるが、これより突出した陰影より記録されたDenogramが動脈縁搏動に特有なものであることが明らかであり、更に上向脚ならびに下向脚の傾斜減少がこの突出部の内腔容積増加を示している。

第22図 肺動脈瘤患者のElectrokymogram
(異常に突出する肺動脈縁より歪の少
い動脈縁Electrokymogramが得られ
ていることに注目され度い)



大動脈瘤と縦隔洞腫瘍も同様な方法で鑑別可能である。

vi) 動脈管開存症。

動脈管開存症では肺血管床に胎児様の変化がある場合あるいは低年令層患者の一部ならびに肺高血圧症が続いて肺血管組織に病的変化を招來した場合等の特殊例を除き、血流短絡の方向は大動脈→肺動脈方向であり、また血流の短絡は心搏動の全周期に亘つて連続的に行われるのが特徴である。

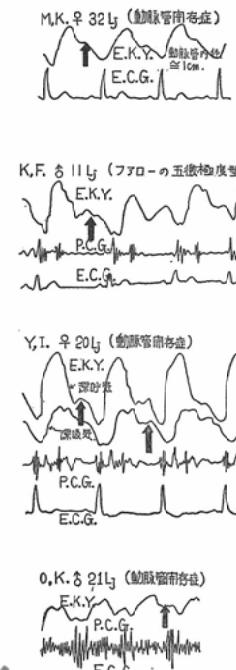
る。

こゝで大動脈縁Electrokymogramは大動脈に低い末梢抵抗の肺循環系路が並列に接続されるためRを減じ、従つてE/Rが増す如き波形となる。しかし開存動脈管附着部附近のみは肺動脈への血流短絡のためペルヌイーの定理に従うpotential head→velocity headへのenergy変換が行われ、このため心室からの圧力伝達が停止した直後、即ち心室拡張初期にその振幅を急激に減ずるのが特徴である。

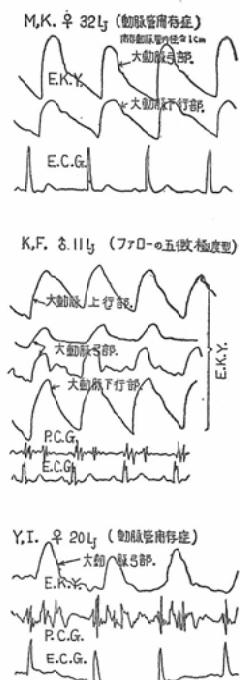
第23図はファローの五徴候度型または総動脈幹残遺型（手術時、肺動脈弁閉鎖、大動脈部に肺動脈分岐部附近と連絡する数本の小血管群が見

第23図

動脈管開存症における
肺動脈縁Electrokymo-
gram



動脈管開存症における
大動脈縁Electrokymo-
gram



られ、更に心臓カテーテル法によって心室中隔欠損、卵円孔開存、ならびに右室の高血圧等が証明されたものである。ファローの五徴候度型は大一肺動脈間の連絡が開存動脈管によって行われるものであるが、本例では動脈管は完全に閉鎖して

いたので、総動脈幹残遺偽型の範疇に属せしめるべきであるとの意見も出た)。ならびに動脈管開存症における肺動脈縁 Electrokymogram および大動脈縁の Electrokymogram を示したものであるが、これより上記せる諸事項が明らかにされる。

(Grishman, Sussman 等²⁰) は本症の血管心臓造影例27例中26例に左鎖骨下動脈の大動脈基始部附近に拡大(部分的な)をみとめ得、これが本症の診断に有力な根拠を与えるものであるとしているが、Lind, Wegelius²¹ 等は必ずしも本症の全てにこのような所見をみとめ得るものではなく理論的にも説明できないとして反駁しているし、Dotter, Steinberg²² 等も同様な Sussman 等²⁰ の報告に疑問を示している。

しかし第23図)の Electrokymogram からも明らかである大動脈の圧力分配における不均一が、この動脈管附着部位附近の大動脈に何等かの形態的变化を生ずるのは当然であると考えられ、従つて Sussman 等の主張も故なしとはされ得ない)。

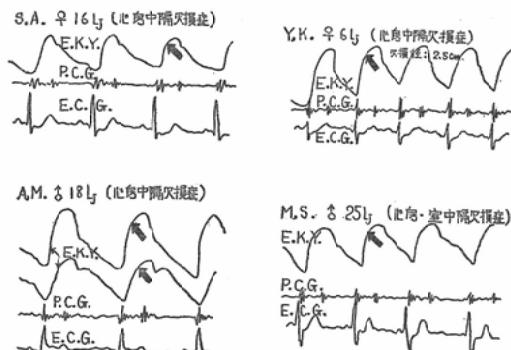
以上、本症の大動脈縁 Electrokymogram について述べたが、肺動脈縁の Electrokymogram では心室拡張期間における大動脈からの血流短絡が肺動脈拡張期圧を局的に高め、このため下降脚波形が凸状に変形する(第23図の矢印)のが特徴である。

vii) 心房中隔欠損症。

本症ではすでに述べた如く肺高血圧症が起らなければ E/R の値には殆んど変化が現われるものでないから、肺動脈縁の Electrokymogram は正常例の夫と殆んど異なる所がないのが普通である。たゞ搏動振幅を増すのが肺血行量の増大を示唆し特徴的であるとは云える。しかし余り搏動振幅が増す場合にはすでに第3章で述べた $\Delta V/V$ が充分小であるとの假定が成立しなくなり、心室収縮期間、収縮末期にかけて容積弾性率を漸時減ぜしめるために波形の上向傾斜が漸減するようになる(第24図矢印)。

尚、本症の大動脈縁 Electrokymogram からは搏動振幅の減少所見を得る場合が多く、これは体血行量の減少を示唆する。

第24図 心房中隔欠損症における肺動脈縁
Electrokymogram



viii) 心室中隔欠損症。

本症が單に左→右方向血流短絡により肺血行量の増大に止まる場合、肺動脈縁の Electrokymogram には搏動振幅の増大所見を見るに過ぎないが、屢々本症で生ずる肺動脈高血圧症のために E/R が減じて上向脚、下向脚共にその傾斜を減ずることが多い(第20図を参照され度い)。

ix) 大動脈弁閉鎖不全症。

本症は心室収縮期間における大動脈の E/R と拡張期間における夫とが値を異にする点特徴的である。即ち心室拡張期間では大動脈の末梢血管抵抗と左室への逆流血液に対する抵抗とが R を形成するため、拡張期間における E/R は収縮期間における E/R よりもその値を増し、従つて大動脈縁の Electrokymogram は心室拡張初期急激にその振幅を減じ、拡張末期に至るにつれて徐々に下降傾斜を減ずるようになる。

第25図)は本症の大動脈縁 Electrokymogram を示したものであるが、こゝで心室収縮末期にかけて上向脚の傾斜が減じて丸味をおびるのはすでに述べた如く $\Delta V/V$ が無視し得ない程度に大きくなるため E が漸減することに起因する。

x) 大動脈弁狭窄症。

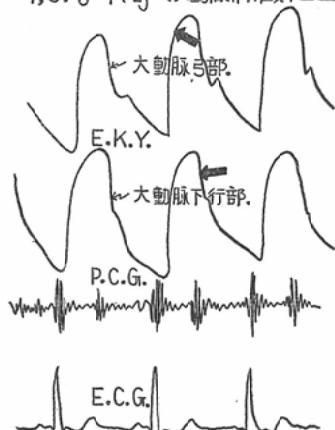
本症における大動脈縁の Electrokymogram は肺動脈弁狭窄症における肺動脈縁の夫と相似する。

xi) 僧帽弁障害。

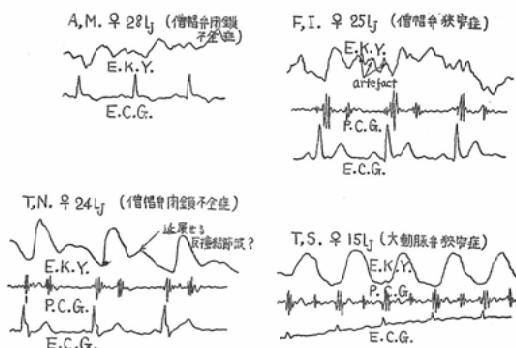
僧帽弁障害では屢々起る体血行量の減少が大動脈縁 Electrokymogram の振幅を減じ、artefact

第25図 大動脈弁閉鎖不全症。大動脈縁の Electrokymogram (本症に特徴的な波形は下降脚に現われるが、この他左室縁 Electrokymogram における振幅増大ならびにその波形が得られる範囲の広大なることと本症の証明に有利である)

T.S. ♂ 47歳 (大動脈弁閉鎖不全症)



第26図 体血行量減少症例の大動脈縁 Electrokymogram



に対する S/N を減ずるために波形の正確な記録を不可能とする場合が多い（第26図を参照されたい）。このことは大動脈弁狭窄、心房中隔欠損症等、体血行量の減ずる疾患には何れにも云い得ることである。

また、肺動脈縁の Electrokymogram には肺うつ血に起因する肺動脈圧の亢進が末梢血管の血流抵抗 (R) 増加ならびに容積弹性率 (E) の減少を招来し、E/R を減じて上向脚、下向脚共にその傾斜を減ずるようになる。

5-2) 心房・室縁の Electrokymogram における知見。

すでに述べた如く心房・室は心搏動の或る期間、血液動態学的に active な因子を構成し、また積分操作の介入等が圧曲線と Electrokymogram との相似性を失わしめるが、Electrokymography が容積の変動を簡単に記録し得る点他の検査法に優り、心臓カテーテル法によつては為し難い種類の非観血的血液動態異常検索を可能ならしめ得る。

勿論、Electrokymogram の振幅は内腔容積および駆血量の複雑な函数であるからこの各々を定量的に評価することは至難であるが、これは本法が非観的手段であるため止むを得ない。しかし搏出量あるいは短絡血液量の時間的変化を評価し得るのが、これら量の測定に或る期間の平均値を用いる心臓カテーテル法によつては為し得ない所である。

5-2-1) 心房縁 Electrokymogram における知見。

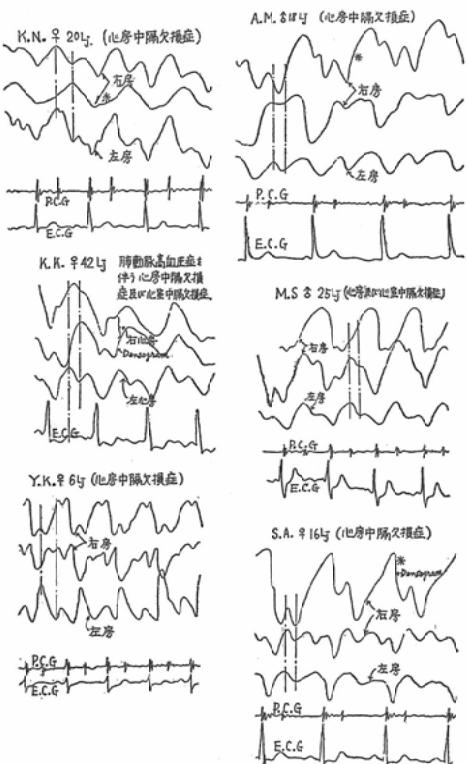
心房間に血流短絡がある場合、ならびに心房への血液逆流がある場合には心房縁の Electrokymogram が特異に変化する。また房室弁狭窄症の場合にも狭窄弁直前の心房縁 Electrokymogram に変化が現われる。

i) 心房中隔欠損症 (左→右方向血流短絡)。

本症では右心房への血流短絡が右房縁 Electrokymogram に変化を与える。この場合左房縁の Electrokymogram はその振幅が増す丈で正常例と殆んど異なる所はない。

第27図は本症における左・右両房縁の Electrokymogram を示したものであるが、深吸気位相における記録結果より（図中*印を附してある波形）心室拡張期、左房縁曲線の下向と相反して下向する右房縁の Electrokymogram が特徴的である。この所見は胸腔内圧が上昇する深呼気位相における記録結果からは得難いため、上記せる左房縁搏動曲線の下向と同時に上向する右房縁の搏動は左房より右房に短絡する血液の存在を示すものと考えられる。（深吸気時にこの短絡を示唆する所見が著明に現われ、深呼気時に現われ難いの

第27図 心房中隔欠損症。左、右房縁の Electro-kymogram (*印は深吸気位相で記録せるもの、他は平静吸氣で記録したものである)。

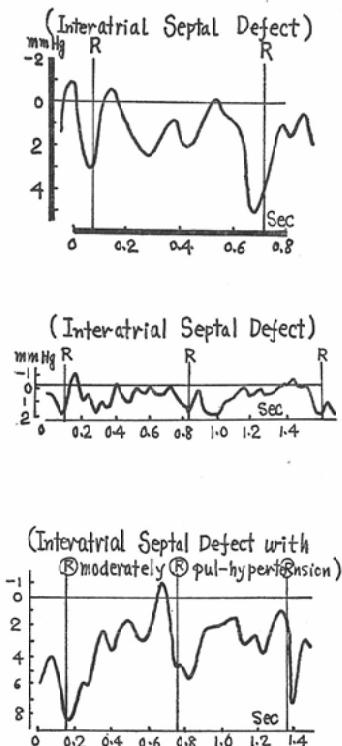


は深吸氣時、胸腔内圧の低下が右房圧を低下せしめ両房間圧差を増して短絡血液量を増すことによるものであろう。)

また本症で右房縁の Electro-kymogram は心電図の P 波発生時期附近まで殆んどその上向傾斜を変えない場合が多く、また P 波発生時期より S 波発生時期にかけて下降し且つ大なる搏動振幅を示す所から心室拡張期間における右房への血流短絡は心室拡張末期にかけて刻々とその量を増すものと考えられる。

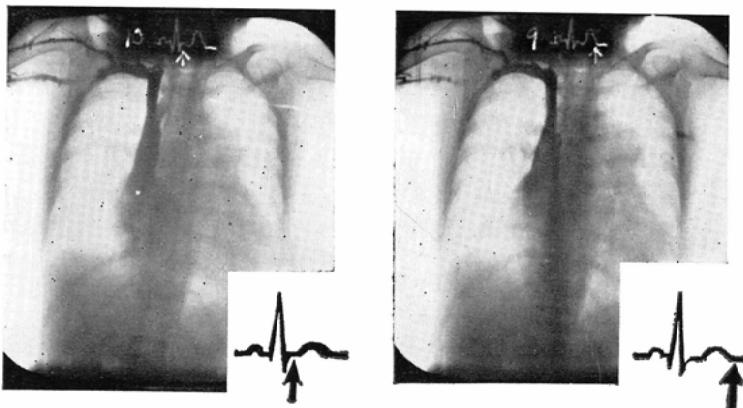
Shaffer 等²³は単純な心房中隔欠損症の平静吸氣位相にあつて心房収縮期間の両房圧差は著明に増すが、他の時期ではほど一定値を示すとして第28図の如き計測結果を示している。こゝで短絡血流量が両房間の圧差に比例することは云うまでもないが、更に欠損部の面積が関与する所も大き

第28図 心房中隔欠損症における両房間圧差 (Shaffer 等²³による)



く、従つて第28図の曲線は直ちに短絡血流量の時間的分布を示すことにはならない。欠損部の面積は、心室収縮期間、心房が心尖方向へ伸展されるために減じ、心室拡張期間には増すものであるから心室収縮期間にはたとえ両房間の圧差が大きくて短絡血流量が減ずるのは当然であり、一方心室拡張期間には短絡血流量が増して第27図の如き特徴ある右房縁 Electro-kymogram が記録されることになる。このことは第29図に示す血管心臓造影像からも明らかである。こゝで第29図-a) は造影剤注入開始後 3 心搏動の心房収縮末期(即ち心室収縮開始期)撮影結果であるが、これより上大静脈の右房開口部附近における造影像が左房からの短絡非造影血液によって稀釈され、ベン先状を成している様相が明らかである。しかし、注入開始後 2 心搏動の心房拡張末期(即ち心室収縮末期)撮影結果〔第29図(-b): 第29図-a) の約 0.2 秒以前に撮影されたものである〕からは

第29図 心房中隔欠損症の血管心臓造影像 (K.K. ♀, 42才 : 70%
Urokolin45ccを右肘静脈より注入)
(造影剤注入開始後3心搏動で撮影) (造影剤注入開始後2心搏動で撮影)



上記せる如き特異な造影像が得られず、造影剤は右房腔内で自然な拡散を行つてゐる。

即ち、この2枚の写真は心室収縮期間、両心房間に相当の圧差が存在するにもかゝらず短絡血流量が減じてゐることを示し、この期間、欠損部面積が減ずることを示唆するものである。

本症で短絡血液量が小である場合には当然上記せる如き特徴ある Electrokymogram を明確に得ることはできない。尙、血流短絡の方向が右→左方向である場合にも左房縁 Electrokymogram に上記せる如き所見を得ることは容易でないが、左→右方向血流短絡を生ずる本症では一般に短絡血流量が多く、従つて殆んどが右房縁 Electrokymogram に前記の特徴ある所見を示すのである。

ii) 房・室弁閉鎖不全症。

今日まで僧帽弁閉鎖不全症の左房縁 Electrokymogram について数多く報告が行われているが、三尖弁閉鎖不全症に関するものは未だ報告を見ない。

しかし三尖弁閉鎖不全症の存在率は決して低いものではなく、Sepulveda 等によれば本症がリウマチ性僧帽弁閉鎖不全症に合併して存在する率は約25%に達すると云うが、著者は今まで殆んど本症の Electrokymography 診断を経験していないので本節では僧帽弁閉鎖不全症のみを簡単に取扱うこととする。(本症の Electrokymogram に

第30図 僧帽弁閉鎖不全症の Electrokymogram.
(右縁 Electrokymogram における Early plateau 波ならびに広範囲に亘つて記録されている左室縁 Electrokymogram に注目され度い)



関する詳細な報告はすでに本学三神内科の三神、小山、大久保等²⁵⁾によつて行われている)

第30図は僧帽弁閉鎖不全症の典型的な Electrokymogram の一例を示したものであるが、ここで心室収縮期間に現われる高く平坦な波が特徴的であり、これが early plateau 波と呼ばれて本症の診断に寄与するところ大であるとされている。

この波形は背一腹方向体位にて記録する場合、いわゆる左房縁とされている心臓左縁第3弓部に現われることよりも右縁第2弓部附近に現われる場合が多い。理由はこの early plateau 波が左室

から左房へ噴出される速度の energy が左房壁に衝突して急激に圧力の energy に変ずることにあり逆流血液による左房容積の増加にあるのではない。尙、後者では積分操作が介入するため心室内圧曲線に似た early plateau 波は得られない。

この左室から逆流する血流の噴射方向は、左室および左房の位置相互関係によって多少異なるがおむね右縁に向う場合が多い。従つて心臓左縁第3弓部より記録された Electrokymogram には early plateau 波を見難く、單に搏動振幅増大所見を示すにとどまる場合が多いのである。

第1斜位にて記録する場合には心臓後縁上部および中部における Electrokymogram にこの early plateau 波が現われ易い。

iii) 僧帽弁狭窄症。

本症では左房縁の Electrokymogram に僧帽弁閉鎖不全症のような特徴ある波形を現わし難い。

僧帽弁閉鎖不全症では early plateau 波を現わし易いのに比べ、本症では心室拡張期間に波形が平坦化する所謂 late plateau 波を現わすのが特徴とされているが、搏動振幅が小さく従つて他の心・血管搏動相互干渉のため一般にこの波形は見難い。

5—2—2) 心室縁の Electrokymogram における知見。

心室縁の Electrokymogram からは心室の搏動状況ならびに心室拡大の有無等を知ることができる。しかし、これより直接病因の探索を行うことは容易でない場合が多く、通常、心房、肺・大動脈縁 Electrokymogram 解析の際の補助として有意であるに過ぎない。その理由は心室縁 Electrokymogram に介入する複雑な積分操作のため、簡単に搏出血流あるいは流入血流の時間的経過を定量的に評価し難いことにある。

次に特徴的な波形を示す2、3の症例について説明する。

i) 動脈管開存症、心室中隔欠損症、僧帽弁閉鎖不全症、大動脈弁閉鎖不全症。

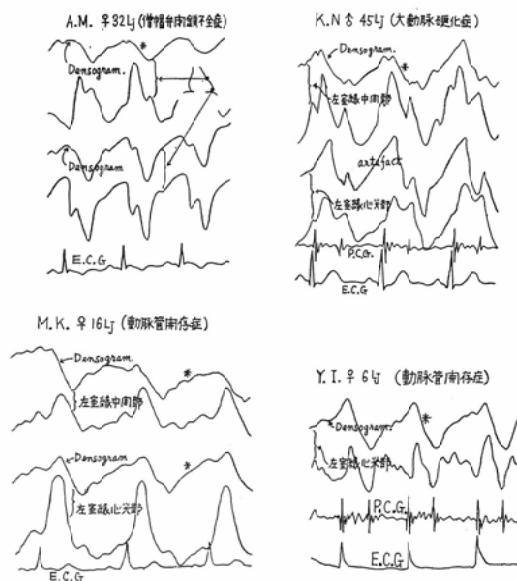
これ等は何れも左室からの搏出血液量を増し、

従つて左室縁 Electrokymogram には搏動振幅増大の所見が現われる。更に搏出量の増大は artifact を増し、振子状運動効果、心尖部一心基部の相互移動効果、心臓のねじれ運動効果等を著明に現わすこととなる。

たとえば振子状運動効果が著明に現われる場合、心尖部における Electrokymogram は心室収縮期間上向し、拡張期間に下向して心房縁の夫と似るようになる。(振子状運動効果は心尖部において著明に現われるが、動脈起始部に至るにつれて減ずる)。

第31図は著明な artifact によって心房の搏動曲線のように変形された左室縁 Electrokymogram の一例を示したもので*印を附した波形は Densogram を示す)

第31図 左室縁 Electrokymogram における artifact (*を附した波形は Densogram を示す)



同じ部位の濃度変化曲線 (Densogram) を示したものである(こゝで Densogram は心室縁搏動に特有な波形を現わしている)。

またこれ等の症例では通常、心臓左縁の広範囲に亘つて左室縁 Electrokymogram が得られ、これが左室の拡大を示唆する。

Electrokymogram を解析する際、artifact を分

離考察することは仲々容易ではないが搏動振幅が増大する場合 artifact もまた増大するから artifact の証明はその部位の活潑な搏動、従つて駆血量の増大を間接的に示すと考えて差支えない。

ii) 僧帽弁狭窄症。

本症では心室拡張期間の Electrokymogram に特徴的な所見が現われる。即ち拡張期曲線の直線化であるが、これは心室拡張期間の房一室圧差に殆んど時間的変動がなく（第12図-b）を参照されたい）心室への流入血流速度がほど一定と考えられることに起因する。

このことをもう少し詳しく説明すれば次のようになる。即ちいま左室への流入血流量 (Q_d) を一定とし心室収縮末期における左室内腔容積を V_s とすれば、拡張期左室内腔容積 (V) は 14) 式で現わされるから、

$$V = V_s + Q_d \cdot t \quad 14)$$

これより時間経過に対する内径の変化率（即ち Electrokymogram の上向傾斜） dr/dt を求めればすでに 8), 9) 式の所で述べたような原理から 15) 式が得られる。

$$\frac{dr}{dt} \propto \frac{1}{3} Q_d \frac{1}{(V_s + V_d \cdot t)^{2/3}} \quad 15)$$

一般に本症では $V_s > Q_d \cdot T_d$ (但し、 T_d は心室拡張期間) であるから dr/dt はほど一定と考えられ、従つて心室拡張期間における Electrokymogram は直線化するのである（狭窄の程度によつて直線からのズレが起ることは勿論である）。

但し、僧帽弁不全症では不整脈の現われる場合が多く、波形解析時には特殊な考慮が必要であるがこの問題に関してはすでに種々の報告がなされており、また本論文で取扱う先天性心疾患々者の大部分には不整脈を見ることが少ないので、こゝでは省略する。

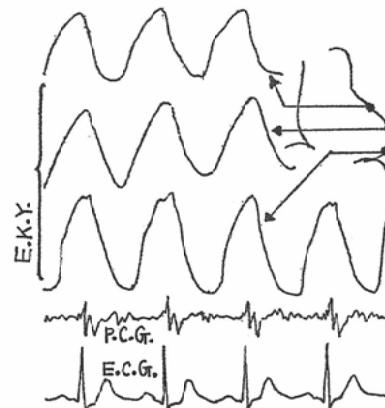
iii) 大動脈絞窄症、大動脈弁狭窄症ならびに、大動脈高血圧症。

これ等は何れも心室の代償性が Starling の法則に従う心室収縮期圧の上昇、従つて心筋の初期張力（残留血液量）を増し内腔容積の拡大、また時に心室収縮期間の延長を伴う点共通している。尙、このため搏動振幅は比較的減じ且つ広範囲

に亘つて拡張搏動曲線の直線化を示す左室縁の Electrokymogram が得られる。一例を示せば第32図）の如くである。

第32図 大動脈硬化症における左室縁の Electrokymogram.

T.I.♂ 35歳 (大動脈硬化症)



5-3) Electrokymography による先天性心疾患の診断。

すでに繰返して述べた如く、心・血管各縁より記録された Electrokymogram が全てその症例に特徴的な所見を示すとは限らない。特徴的な波形を現わす疾患は極めて稀であると云つた方が良いかも知れない。しかもこれは呼吸位相等、種々な生理学的条件を考慮して始めて得られるものである。

こゝで Electrokymography によって明らかにされるべき諸事項を列挙すると、

- i) 搏動振幅ならびに artifact の程度より血液駆出状況の評価。
 - ii) 心・血管縁に特有な波形が得られる範囲より心・血管内腔拡大程度の評価。
 - iii) 波形解析により、逆流または短絡血液の証明、更に狭窄、心拡大の推定。
 - iv) 波形の時相解析により脚ブロックの証明ならびにその程度の評価。
 - v) 動脈の物理的諸常数の評価。
 - vi) 動脈瘤と縦隔洞腫瘍との鑑別。
 - vii) 心囊炎の診断。
- 等となる。

特にiii)の項目を目的とする場合には呼吸位相を適当に考慮し、波形記録中に解析を完了するが如き熟練が必要である。

勿論、iii)以外の項目でも記録中に波形解析を行うことは診断能向上のためには是非必要であり、このためには操作者が充分に正常ならびに異常循環動態と循環形態を把握していなければならない。また記録中、必要あらば適当に Densogram を記録して artefact の解析を行うことも重要であり、記録前にあらかじめ單純胸部レ線写真読影、透視等を行うこともまた肝要である。

著者は記録前、透視螢光板に現われる心臓陰影の輪廓を tracing paper に写し、検出部を置いた部位を印すようにして、先ず背一腹方向で左室心尖部縁、左室中間部縁、左室上部縁、左房縁、肺動脈縁、心臓右縁下部、右縁中部、右縁上部、左・右肺門部、次に斜位にて両房、右室、大動脈上・下行部の順序で波形記録を行つている。

6). 結 言

以上、Electrokymography の一般的問題ならびに先天性心疾患診断への応用について概説した。

従来、Electrokymography は新しい心機能検査法としてその真価を期待されていたにもかゝわらず、今日に至るまで心機能検査の準補助的手段としての域を脱していない。本方法が非観血的に血液動態の異常を検索し得る有利な方法として期待されていながら余り発展をみなかつたのは、心臓縁の一部分から記録された波形を如何に詳細に解析しても得られる Information に限度があるため、複雑な心疾患を充分に鑑別し得ないこと、更に artefact の介入が厳密なる波形解析を妨げていること、従来波形の解析が成因論的に行われなかつたこと、又、装置の複雑な操作* 等にある。

しかし、心臓縁の多くの部位から記録した波形を総合的に解析し、また個々の波形も成因論的に解析すれば本方法のみによつても或る程度確実な

* 但し装置の操作を自働的に行ひ得るようにすれば余程簡単にできるようになる。

診断を下すことができるものである。

本論文はこのような意味で Eelectrokymography を考え、著者の経験から臨床へ応用する場合の諸問題を提示したのである。

筆を置くに当り、日頃御懇切なる御指導を賜わり、論文の御校閲頂いた島津 ミヨ教授に厚く感謝する。また有益なる御助言を賜つた本学生理学教室簗島高教授、外科学教室榎原任教授、心臓研究所広沢広七郎助教授、関東通信病院吉村克俊博士、聖路加病院野辺地篤郎博士に感謝の意を表わす次第である。尚、本論文の完成は本学放射線科教室三浦茂講師の助言に負う所が大きい。また実験に当り常に御協力を惜しまれなかつた本教室石原純一助教授、藤牧悦子講師、後藤千代、村田みどりの各氏に深く感謝する。

参考文献

- 1) Chamberlain, W.E., and Dock, W.: Radiol, 7, 185, (1926). — 2) Chamberlain, W.E., and Dock, W.: Arch, Inst, Med, 40, 521, (1929).
- 3) Henny, G.C., and Boone, B.R.: Am. J. Roent, 54, 217, (1945). — 4) Henny, G.C., and Boone, B.R., Chamberlain, W.E.: Am. J. Roent, 57, 409, (1947). — 5) Morgan, R.H., and Sturm, R.: Circulation, 4, 604, (1951). — 6) Luisada, A.A., Fleischner, F.G. and Rappaport, M.B.: Am. H.J. 35, 366, (1948). — 7) Luisada, A.A., Fleischner, F.G., and Rappaport, M. B.: Am. H.J., 35, 348, (1948). — 8) Boone, B. R., Chamberlain, W.E., Gillick, F.G. Henny, G.C. and Oppenheimer, M.J.: Am. H.J. 34, 560, (1947). — 9) Soloff, L.A., Zatuchini, P. and Stauffer: Circulation, 6, 95, (1952). — 10) Anderson, T.: Acta, Radiol, Suppal, 106, (1953). — 11) Radbard and F. Williams: Am. H. J. 48, 521, (1954). — 12) Eddleman, E.E., Yoe, R.H., Tucker, W.T., Knowless, J.L. and Willis, K.: Circulation, 11, 774, (1955). — 13) Ellinger, G.F., Gillick, F.G., Boone, B.R. and Chamberlain, W.E.: Am. H.J. 35, 971, (1948). — 14) Donzelot, E., Serafine, V., Bougnoux, J.. Kervoelen, P and Balsac, R.H.: Brit. H.J. 18, 35, (1956). — 15) Boone, B.R., Ellinger, G.F. and Gillick, F.G.: Ann Inter. Med. 31, 1030, (1949). — 16) Boone, B.R., Randack, E.F., Ellinger, G.E., and Oppenheimer, M.J.: J. App, physiol, 1, 534, (1949). — 17) Wiggers, C.T.: Circulatory dynamics, physiologic Studies: Grune and Stratton, New York (1952). — 18) 福田, 長島, 崑山: 生理学講座, 8巻 II 3-5. — 19) Lewis, J.L., Terry, L.L.: Ann. Int. Med, 32, 36, (1950). — 20) Steinberg, M.F., Grishman, A

and Sussman, M.L.: Am. J. Roent., 50, 306, (1943). — 21) Lind, J., Racha, Mand Wegellius, C.: Am. J. Roent. Rad, Thera: 77, 235, (1957). — 22) Dotter, C.T., and Steinberg, I.: "Angiocardiography" (1950). — 23) Shaffer, A.B., Silber, E.N., and Katz, L.N.: Circulation, 10, 527, (1954). — 24) Sepulveda, G., and Lukas, D.S.: Circulation, 11, 552, (1955). —

25) 三神, 小山, 大久保, 村田, 重田: 日本循環器学誌, 22, 5, 279, (昭33). — 26) E. Braun'wald, H.L. Moscovitz, S.S. Amram., R.P. Lasser., S. O. Sapin., Aaron, Himmelstein., M.M. Ravitch., A.J. Gordon: Circulation 12, 69—81, (1955). — 26) 吉村, 山川, 塩谷, 諸橋: 日本循環器学誌, 16, 3—4号, 88, (昭27, 7). — 27) 笹本, 細野, 萩野: 最新医学, 7, 7, 654 (昭27, 7).

Studies on Electrocardiography.

(General principle and its application to diagnosis of congenital heart diseases.)

By

Akiko Shigeta.

(Department of radiology, Tokyo Women's Medical College)

(Directed by Professor F. Shimazu.)

Recently, Electrocardiography has been used for diagnosis of heart diseases. For instance it can be performed for the differential diagnosis of mitral valve diseases (mitral stenosis, mitral insufficiency and these combined failures), and can be also performed for the diagnosis of bundle branch block etc.

However, its diagnostic value in the diagnosis of heart diseases is estimated as very low, especially congenital heart diseases, because the analysis of the electrocardiogram has not been performed from the view-point of hemodynamical state, and at the orientational stand point.

In spite of the non-operative method of electrocardiography for diagnosis of the heart and great vessels, it is employed very infrequently.

Electrocardiography can elevate the diagnostic value of roentgenfluoroscopy further by means of analysis of pulsation phases, evaluation of pulsation amplitude and analysis of the wave form.

My researching point the object of this study is elevation of the diagnostic value of electrocardiography by means of orientational wave analysis, which is based on a hemodynamical stand point.

This report consists of the general principle of electrocardiograph and its recording technique, analysing method of normal electrocardiogram based on the orientational stand point and interpretation of the electrocardiogram (artery, ventricle and auricle) in congenital heart diseases.