The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	特に先天性心疾患の診斷能力向上に對する定搏動位相撮影法の意義(主として血管心臓造影法への應用)第1部 : 基礎編
Author(s)	三浦, 茂
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1958, 17(10), p. 1186-1200
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16894
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

特に先天性心疾患の診斷能力向上に對する定搏動位相撮影法の意義

（主として血管心臓造影法への應用）

第1部：基礎篇

東京女子医科大学放射線医学教室（主任教授　島津フミヨ）
三　浦　茂

（昭和32年7月17日受付）

（本研究は文部省科学研究費によつて行つた．玆に厚く謝意を表わす．）
（本論文の要旨は昭和32年文部省特殊X線撮影班研究協議会および第23回東京女子医科大学会総会において報告した．）

（内　容）

1〕 緒　言
2〕 定搏動位相撮影法の沿革
3〕 試作した3種の定搏動位相撮影装置
　3—1〕 Ⅰ型装置
　3—2〕 Ⅱ型装置
　3—3〕 Ⅲ型装置
4〕 結　言
　参考文献

（内容梗概）

現行血管心臓造影法の診斷的價値は，外科的治療の好適應たる左→右方向の血流短絡路を有する疾患に對しては心臓カテーテル法に劣るとされている．

これは，特に我國の現狀の如く連續撮影装置の撮影速度に高いものを望み得ないのが原因である．從つて充分な血液動態學的 Information は得難い．

こゝで心搏動位相の考慮は充分な血液動態學的 Information を與えるのに効果的であり，血管心臓造影法本来の解剖學的異常を檢索するに加えて血液動態異常の檢索をも容易ならしめ，診斷能向上への寄與を大ならしめる．

本論文では心搏動位相を考慮した撮影法の技術的問題および重複撮影法あるいは血管心臓造影法への應用について述べ，その診斷能力向上に對する寄與について檢討することゝした．

Ⅰ〕 緒　言．

血管心臓造影法（Angiocardiography，以下A.C.G. 法と略記する）は心臓カテーテル法と共に心臓の形態および機能の異常を直接的に檢索し得る所からその診斷的價値は高く評價されている．

今日，我國での心臓カテーテル法普及狀況は A.C.G. 法の夫に遙かに勝るが，これは心臓カテーテル法が定量的に血液動態の檢索を容易ならしめること，および施行が比較的容易であることによる．

これに對して A.C.G. 法は良く解剖學的異常を檢索し得るにもかゝわらず，定量的な Informatin を得るのが困難であること，使用する装置が複雜且つ高價でありフイルムを多數必要とするのが我國の現狀に則さず，更に心疾患々者の循環器系へ刺戟性の高濃度藥劑（造影劑）を大量に，急速に注入することに對する危惧等がその普及を妨げている理由とも考えられる．

しかし何と云つても現行のA.C.G. 法では左→右方向血流短絡を生ずる疾患に對して2義的な診斷價値しか有しないのがその大きな原因であるとして良いであろう.

現在，先天性心疾患のあるものは外科的に治療し得る段階にはあるが，右→左方向血流短絡を生ずる疾患に對してはいまだ完全な治療法が確立されていないと云つて良い.(たとえば Fallot の四徴症は Blalock の手術によつても Eisenmenger 複合への轉移が行われる丈で根治することはできない). 從つてこの範疇に屬する疾患の診斷には治療方針の指示を必要とされることが少なく，單にその疾病名が鑑別できれば良い場合が多い.

しかるに左→右方向血流短絡を生ずる疾患あるいは弁狹窄症では，多くの場合根治的手術治療が可能であり，Kirklin, Wood[26] 等は心房中隔欠損を主徴とする左→右方向血流短絡を示す患者59例に手術を施行した結果死亡は僅か數例にとゞまり，相當複雜な症例を含む殆んどの患者を全く正常狀態に復せしめたと云う.

從つてこの範疇に屬する疾患の診斷は單にその病名の鑑別丈ではなく，治療の指示に必要な例えば欠損の部位，欠損部の Dimension, 異常交通路を通る血行量等の正確な評價にまで及ぶことが必要とされる.

こゝでこれら治療可能な範疇に屬する疾患あるいは弁閉鎖不全症（血液逆流を生ずる）に對して現行 A.C.G. 法の診斷的價値が低いのは，これら症例の A.C.G. 像から得られるべきものは主として非造影血液の噴出あるいは逆流による造影像の稀釋あるいは欠損の狀況等（Jet sign 又は Negative sign）血液動態學的 Information であり，この Information は低い撮影速度あるいは單一方向からの撮影では得難いのが原因である. この他フイルムの感光特性あるいは注入造影劑量算定基準の不適切等による所もまた大きい.

最近レントゲン映畫法の進歩は上記造影像稀釋經過の追跡を容易ならしめ（Image Amplifier の出現による）Lind, Rocha, & Wegelius[1], Dotter, Lukas, Steinberg[2] Ramsey et al[3] Goetz[4], Lind, Wegelius[5]. 等はこの造影劑稀釋像から得られる特異な sign が現行 A.C.G. 法の診斷能力向上に寄與する所大であるとしている.

この特異な sign は造影劑注入開始後ある定まつた時期で，更に心搏動のある特定位相で得られ，從つて現行 A.C.G. 法の如く1秒1枚ないし2枚の撮影速度では偶然を除き殆んどこの sign を得ることができない.

こゝに現行方法の左→右方向血流短絡あるいは弁部を通じて血液逆流がある症例に對して診斷能力の低いゆえんがある.

撮影速度の向上を望み得ない場合，診斷能力の向上を計るためには當然心搏動位相を考慮した撮影（定搏動位相撮影）が試みられるべきであろう. たとえば心室擴張末期における A.C.G. 撮影は心筋肥厚の正確な評價を行う上に効果的であり，また心房中隔欠損症では心電壓曲線R棘波發生直後，動脈管開存症ではR棘波發生直前，心室中隔欠損症および三尖弁あるいは僧帽弁閉鎖不全症ではT波々尾時期，大動脈中隔欠損症ではR棘波直前の時期における撮影が上記の sign を得るため有利である.

また心搏動位相を考慮して撮影を行えば欠損部を交通する血液量の正確な評價は容易でないにしても，欠損部の Dimension, 欠損部位等を知ることができ，治療上特に手術を行う際に有力な根據が得られる.

本論文では上記の定搏動位相撮影法* についてその技術的な問題（第1部：基礎篇）および重複撮影法あるいは A.C.G 法への應用（第2部，應用篇）について述べ，その診斷能力向上への寄與について檢討することゝした.

×

* 本撮影法は從來“心搏連動撮影法”として紹介されて來たものであるが，從來の裝置では正確に予定の心搏動位相で撮影を行うための考慮，あるいは連続撮影裝置への応用に関する考慮が余り払われていなかつた.

本論文で述べる裝置は之等の点に充分注意して設計したものであり，予定した心搏動で正確に撮影することを容易ならしめ得る. この意味で本裝置を表題の如く呼

称することにした．

―――――― × ――――――

2〕 定博動位相撮影法の沿革

2―1〕 單純胸部撮影．

心臓の搏動と連動して任意の豫定した搏動位相でX線曝射を行う試みは，すでに1916年頃に始まるが今日まで一般實用化され普及されるに至つていない．

理由は最近瞬間大電流撮影技術が發達して来たため（5/1000～1/1000秒程度の撮影も可能になつた）鮮鋭な像を得る目的で心搏動の最も緩やかな時期（たとえば心室の等容積緊張期）をねらう撮影が不必要になつて来たこと，および電子裝置の安定度に對する危惧等にあるものと考えられる．

1916年 Forsman, Franco 等は心臓搏動と同期して生ずる現象として動脈壓を用い，Taubour や Manchette によりこれを機械的に採取増幅してX線裝置を驅動している．この方式は動脈壓波形が被檢者によつて一定せず（たとえば大動脈弁狹窄症では壓力の立上り傾斜が緩くなり[27]，あるいは波形の歪，波頂時期の時間的ズレ[28]等が起る）更に脈壓採取部位を末梢動脈に選ぶ場合には壓力傳達に時間遲れ（この時間遲れには年令または血壓による差異が著しい）があつて，同期信號と心搏動位相間の嚴密な相關々係を期することができなくなるため今日では殆んど用いられていない．

この後，左乳嘴下に小型マイクロフオンを當てゝ心音を電氣的に増幅し，X線裝置を驅動する試みが行われたが，信號對雜音比（S/N）を増すことができなくて確實な位相撮影は困難であつたらしい．（胸壁の厚い被檢者では信號レベルが低下し，心疾患々者で心雜音が著しい場合には雜音が増してS/Nを低下させる．しかし心音は弁の開閉と同期して現われるから心臓の機械的收縮との間に良い相關性がある）

ついで心電圖法研究の進歩ならびに電子工學の發達に伴い心搏動同期信號として心臓の働作電壓を利用する方式[7]が現われ，今日では殆んどこの方式が用いられている．

本方式の特徴は心電壓曲線中R棘波のレベルが最も高いこと（体表より誘導する場合には約1 mVp以下）およびR棘波を構成する周波數成分が10C/S 前後であつて増幅が比較的容易であること，あるいは周圍の機械的雜音にわづらわされない等にもあるが，R棘波の發生時期が正確に心室の機械的收縮初期（詳しくは心室の等容積緊張期）および心房收縮末期に一致し（但し心疾患々者では電氣的な收縮と機械的收縮との間に良い相關々係を得難いことがある）更に誘導點への信號傳達遲れのないことが上記の各方式に勝つている．

しかし，本方式は主に電源周波數の交流誘導雜音電壓に妨害される所が大きく，之を防ぐために以前は被檢者に静電遮蔽を施していたが[7)10)11)12)]，最近では平衡型増幅器の使用その他により遮蔽の必要がなくなつて来ている[13)14)15)]．

以上，同期信號の方式に關する史的變遷について述べたが，この他この信號より適當な時間遲れを與え，任意の心搏動位相でX線曝射を行うための遲延タイマにもいろいろな形式のものが用いられている．しかし，これ等は何れも單にサイトラトロンと積分回路および繼電器の組合せに過ぎず，特筆することもない．

2―2〕 連續撮影裝置との連動．

定搏動位相撮影法に關する今日までの報告は主として單純胸部撮影[10)11)12)]あるいは重複撮影[6)]に關するもので，A.C.G. 法施行時における應用については僅かに Dotter, Steinberg[17)]，玉木[23)]他，藤本，三浦[15)]および三浦[18)]の報告があるに過ぎない．

たゞし Dotter 等は單に「特殊電子裝置の使用により，心搏數の變化に關係なく心搏動の同一位相で撮影することができた．」としている丈で，何等裝置あるいは撮影結果に對する具体的な問題については報告していない．

多少手段は異るが，同じ目的で Sussman, Grishman[19)]が脈周期に連續撮影裝置の撮影速度を同期させることにより定搏動位相連續撮影を試みている．

但し，この方式では A.C.G. 法施行の前後における脈搏數の急激な變動に對して系の應動性が惡

く，また不整脈の場合には用いることができない．

藤本，三浦[15)18)]は單純胸部撮影を目的として設計した定搏動位相撮影装置(後述するⅠ型装置)をロールフイルム型連續撮影装置[16)]に連動せしめ，連動撮影装置より生ずる大なる電氣的雑音のため心電壓増幅器の働作が亂れて誤働作が行われないよう，特殊な繼電回路を使用し，雑音電壓發生期間中は増幅器の働作を停止せしめてR棘波直後の位相で連續撮影を行つた．

この方式では連續撮影装置のフイルム捲取り速度が低いため(1枚のフイルムを交換するに約0.6秒を必要とする)．および撮影位相の設定には後述するよう複雑な繰作を必要とし，更に上記の如くフイルム交換中は増幅器の働作を停止させなければならないため，たとえR棘波直後の時期で撮影を行うにしても心搏動毎の撮影は容易でなく，更に心搏動位相の任意時期での撮影も困難であり，撮影時期はR棘波直後の位相に限られた．

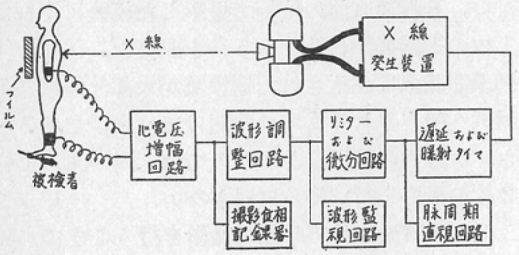
3〕試作した3種の定搏動位相撮影装置．

筆者は現在までに3種の定搏動位相撮影装置を設計，試作したが，之を初期のものからⅠ，Ⅱ，Ⅲ型装置としてその概略を説明する．

3—1〕Ⅰ型装置．

本方式装置の詳細についてはすでに藤本，三浦

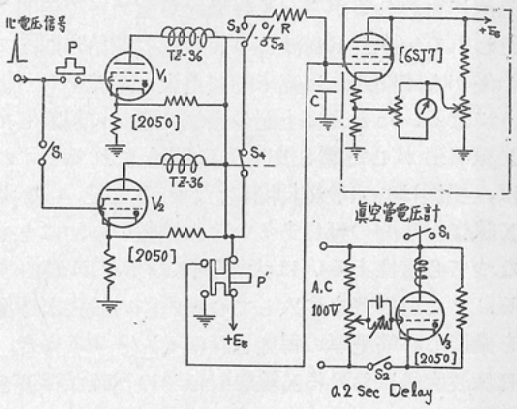
第1図　Ⅰ型定搏動位相撮影装置構成原理図



[15)]によつて報告されているので參照され度い．

第1圖〕はⅠ型装置のブロック線圖を示したものであるが，これは心電壓R棘波を利用し，R棘波發生時期より豫定した時間を遅らせることによつて心搏動の任意時期にX線曝射を行う方式である．

第2図　脈周期直視計回路



こゝでこの遅れ時間を算定するため撮影直前における被検者の脈周期を測定するが，この測定は正確に且つ迅速に行われなければならない所から，筆者は第2圖に示すような脈周期直視回路[20)]を設計した．これは押釦スイッチPを押した後，最初に入つて来た心電壓信號によつてサイラトロン V_1 を働作せしめ，繼電器接點 S_3 を閉じて蓄電器Cの充電を行い次の心電壓信號で V_2 を働作せしめ接點S_4 を開いて充電を停止させるもので，Cの端子電壓がほゞ周期に比例することを利用するものである．

また**心電壓増幅器**には初段に同相抑壓型回路を使用し，段間に並列T型 C-R 濾波器を2ケ挿入した抵抗容量結合方式を用いて外来電源周波數交流雑音を除去しているため，被検者には雑音電壓源からの遮蔽操作を全く必要としない．

この他 S/N の向上を計り，回路の働作を安定化する目的でX線装置の制御には必要とされないR棘波以外の波を消去あるいは萎縮するため波形調整回路[21)]，および或るレベル以下の雑音電壓を除去するためのリミター等を用いている．

リミターおよび微分回路はこの他に遅延タイマの働作時間が Zero sec. 即ちR棘波發生時期にX線曝射を行う場合，X線装置の電磁開閉器あるいはタイマに用いている繼電器の働作遅れを補償し，X線曝射をR棘波々頂期より開始せしめる目的を有する．

一般にR棘波發生時期は心室の機械的收縮初期

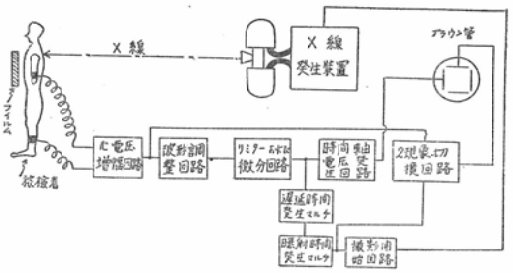
に一致し，心室の収縮はほゞ脈周期の1/3以内で急速に行われるから，X線曝射が極めて短時間で行われない限りR棘波よりX線曝射開始時期までの僅かな時間遅れは臨床的に重大な意義をもつようになる．たとえば上記の機械的遅れに起因してX線曝射が心電壓S波時期に開始されるとすれば，撮影は心室收縮期間に行われることゝなりX線曝射時間の延長あるいは脈搏數の増加にともなつて心室像あるいは大血管像のボケが増加する．また造影劑を注入して心室内腔の擴張末期像を撮影し心筋肥厚の程度を評價せんとする場合，R棘波直後におけるX線曝射はその正確な評價を困難ならしめる．

遅延タイマおよび**曝射タイマ**は何れも抵抗を通じて蓄電器を充電する際起る過度現象を利用した直流式電子管タイマで，遅延時間は0～1.2秒までを24段階に，曝射時間は1/30～1/10秒までを5段階に區切つている．

以上説明したI型装置では，脈周期直視回路の操作→指示値の讀取り→遅延時間の算定→遅延タイマのダイアル設定→撮影の順序で心搏動と連動したX線曝射が1回行われる．（但し，R棘波直後の時期で撮影を行う場合に限りこの操作を必要としない）このように複雑なため毎回の撮影操作に長時間を要し，また操作には極めて熟練を要する．たとえば同一フイルムに心室の擴張末期および收縮末期における胸部像を重複して撮影する場合（重複撮影）2度のX線曝射が完了するのは最初T波々尾時期で，次にR棘波直後の時期でX線を曝射するにしても呼吸停止を命じてから最低4～5秒を必要とする．若し2度目のX線曝射をR棘波直前あるいはP波直前の時期で行うとすれば，當然撮影終了までの時間が延長し途中脈搏數が變じて正確な位相撮影を行い得なくなる場合もある．特に小兒あるいは心疾患々者では長時間にわたる呼吸停止は容易でなく，また脈搏數の變動も著しい場合が多い．（一般に深吸氣して呼氣を停止せしめる場合，初め右心系の内壓が低下して静脈より右房，右室，肺動脈へ流入する血液量を増し，次に右心系の壓が高まつて静脈よりの血液流入が抑制される．このような呼吸の位相と循環血流量の時間的な變化關係は，特に重複撮影で長時間にわたる呼吸停止を行う場合には好ましくない影響を與える．また心疾患々者の中には呼吸停止によつて循環狀態の著しく亂れる場合がある）

脈搏數の變動はA.C.G.法施行の際には特に著しい．これは普通，造影劑の大量急速注入を容易にするため急速な深吸氣時に起る右心系への血行量増大を利用するのが原因である．一般にこの操作の前後において脈搏數の變動は著明であり，このため本方式の定搏動位相撮影装置を連續撮影装置に連動させる場合，R棘波直後以外の位相で正確に撮影を行うことは極めて困難となる．

第3図　II型定搏動位相撮影装置構成原理図



筆者が心室内腔の擴張末期像を得る目的で手動式フイルム交換装置に本方式の装置を連動し，造影期間中脈周期を測定しながら上記順序の操作を行い，R棘波直前の位相で撮影した經驗によれば1枚の撮影操作に約4～5秒を要した．普通，体循環静脈系に注入された造影劑が大部分体循環動脈系へ搏出されるまでの時間はほゞ10秒であるから，本方式の装置によつたのでは1回の注入で約2枚の撮影を行い得るに過ぎない．

但しR棘波直後の時期で撮影を行うことにすれば，フイルム交換機構の働作速度および脈搏數にもよるが1心搏動毎の撮影も不可能ではない．

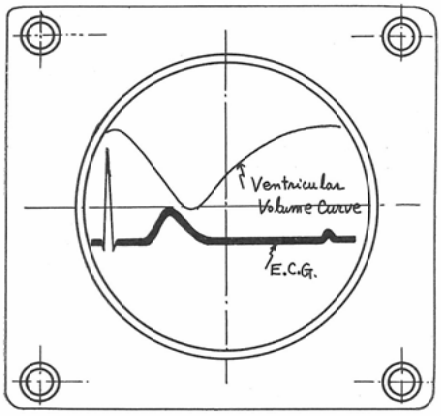
（この時期での撮影は，心房中隔欠損症で左→右方向への血流短絡がある場合診斷に有利な特徴ある造影像を得ることができる．これはこの時期が心房收縮末期に一致し，從つて左房からの短絡血液が最も多量に右房に存在することによる）

3—2〕 II型装置・

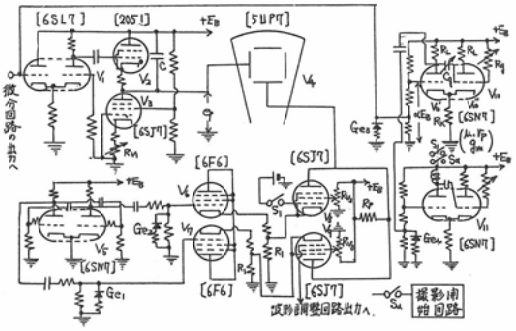
II型装置はI型装置における複雑な撮影操作の簡易化を目的とし，I型装置で撮影操作回路として用いた脈周期直視回路，遅延および曝射タイマを，時間軸電壓發生回路，遅延及び曝射時間發生用マルチバイブレータ，2現象切換回路等に換えたもので，第3圖）にそのブロック線圖を示す．

本方式はブラウン管スクリーン上に心電壓曲線

第4図　ブラウン管スクリーン上に画いた心室容積曲線



第5図　II型装置の撮影操作回路



とX線曝射豫定時期および曝射時間を現わす信號を同時に常に示し，撮影位相設定の簡易，迅速化を計つたもので遅延および曝射タイマは心搏動毎に働作する．

またブラウン管スポットの掃引は心電壓R棘波で同期しているから，掃引速度を調整して掃引の巾を豫めスクリーン上に畫かれた心室容積曲線（第4圖）の両端に合致させれば撮影位相の選定が更に容易となり，あるいは心搏動周期に比して不當に長いX線曝射を與える過誤を侵すことがなくなる．

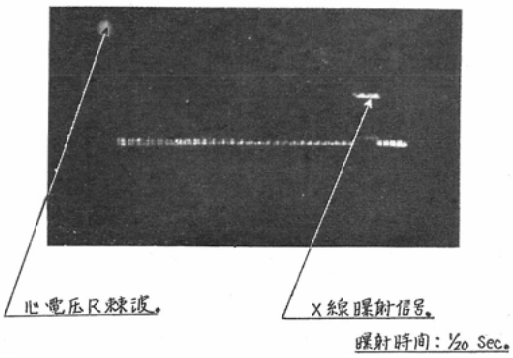
第5圖に本方式撮影操作回路の具体例を示す．こゝで**時間軸電壓發生回路**はR棘波の立上り傾斜を微分して得た電壓で驅動され，サイラトロン V_2 の放電から次の V_2 放電までの間蓄電器Cは定電流回路（5極管 V_3 より成る回路）によつて充電される．この充電は時間的經過に對して直線的（1)式參照）に行われるからスポットの掃引速度は一定となり，從つてブラウン管スクリーン上に現われる上記2個の信號間（卽ち心電壓曲線およびX線曝射豫定時期信號）には極めて良い時相關係の直線性が存在する．尚，スポットの掃引速度

$$e_c = i_p \cdot t/C \qquad 1)$$

但し式中 i_p は V_3 の陽極電流，e_c はCの端子電壓を現わす．(de_c/dt) の調整は圖中 Rv_1 によつて行い，脈搏數の變動に對してスポットの掃引巾をブラウン管スクリーン上に畫かれた心室容積曲線の兩端に一致させる．

2現象觀測回路 は双安定マルチバイブレータ（V_5）および2組の陰極負荷增幅回路（V_6,V_7），電壓增幅回路（V_8,V_9）より成り，交互にある期間一方の電壓增幅回路の働作を停止せしめて前記2

第6図　ブラウン管スクリーンに現われる波形（撮影位相をP波直前の時期に合わせた所）



現象（卽ち心電壓曲線およびX線曝射信號）の同時觀測を目的としたものである．（第6圖にブラ

ウン管スクリーンに現われる波形を示す).

遅延および曝射時間發生用の單安定マルチバイブレータ（V_{10} および V_{11}）は心電壓R棘波信號によつて驅動され，遅延タイマはR棘波信號より $C_g \times R_g$ で定まる時間[22]（T：2)式參照）中準安定狀態を保ち，回復時常數 τ_r で規定される時間（3)式參照）で安定狀態に復歸する．この時 V_{11} より成る曝射タイマが驅動され，同様 $C_g' \times R_g'$ で定まる時間(T′)この回路の働作は準安定狀態に置かれて接點 S_α を閉じる．云うまでもないが，TおよびT′は夫々遅延時間および曝射時間を現わす．

$$T \fallingdotseq C_g \cdot R_g \cdot \ln\left[\frac{\mu'}{1+\mu'}\,\frac{\dfrac{R_L(1\mu\alpha)}{r_P+R_L+R_K(1+\mu)}}{1-R_K(1+\mu\alpha)/} + \frac{\dfrac{r_P+R_L}{r_P+R_L+R_K}}{(r_P+R_L+R_K(1+\mu)}\right]$$

$$\tau_r = C_g\left[R_L + \frac{R_g \cdot \dfrac{R_K(r_P+R_L)}{r_P+R_L+R_K}}{R_g + \dfrac{R_K(r_P+R_L)}{r_P+R_L+R_K}}\right] \quad 3)$$

但し，式中 $\mu' = {}^3/_4 \cdot \mu$，他の記號は第5圖）參照.

こゝで τ_r はほゞ $C_g \times R_L$ で定まり，從つて $T/\tau_r \cong 0.3 \times (R_g/R_L)$ であるから實際値として $R_g = 3\ M\Omega, R_L = 30K\Omega$ を考える場合には $T/\tau_r \cong 30$ となり，回復時間は限時々間に對してほゞ1桁短縮する．（回復時間 $\cong 5 \times \tau r$ と考えれば良い）このため復舊回路に繼電器を用いているI型方式の裝置に比べれば働作の復舊速度は高まり，心搏動毎の反覆限時を可能ならしめる．

また，これらのタイマには何れもサイラトロンを使用していないため外界温度の變動あるいは電源電壓の變動による働作點の移動，卽ち限時々間の變動が少なく，更に眞空管の壽命がサイラトロンの夫に勝る點特徴と云える．

本方式の裝置を手動式フイルム交換裝置と連動してA.C.G.法に應用した結果，心室擴張末期（R棘波直前の時期）あるいは收縮末期における撮影速度を1枚當り約2秒程度に高めることができた．これはフイルムの交換速度にほゞ等しく，從つてフイルムの交換を更に高速度で行えば心搏動毎の撮影も不可能ではない．

また本方式の裝置を用いて前記の重複撮影を行つた結果（T波々尾時期とR棘波發生直後の時期でX線を曝射）所要時間は約2秒に短縮され，先天性心疾患を有する小兒10例に施行して良い成果を得ることができた．

本方式裝置の欠點は A.C.G. 法に應用して連續撮影裝置と連動する場合，脈搏數の急變に對する應動性が余り良くないことにあるが，これは正確な遅延時間の設定操作が遅延タイマの時常數調整と同時にスポットの掃引速度調整を必要とするのが原因である．（但し，R棘波直後あるいはR棘波直前に撮影位相を定める場合に限り，スポットの掃引速度調整は必要としない).

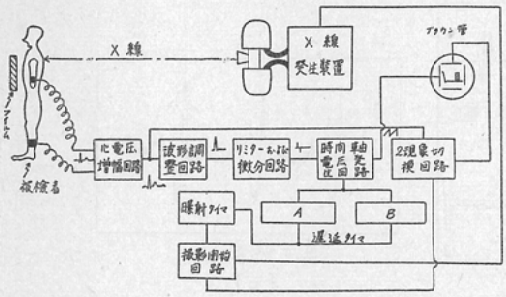
3－3〕 III型裝置.

I，II型裝置は何れも單純胸部撮影あるいは重複撮影を目的として設計したものであり，心電壓增幅器には何れもC－R結合方式のものを用いているため過度特性が惡く，從つて衝擊的過大雜音が被檢者に誘導される場合には增幅器の働作が長時間不安定化して連續撮影裝置との安定な連動を困難ならしめる．

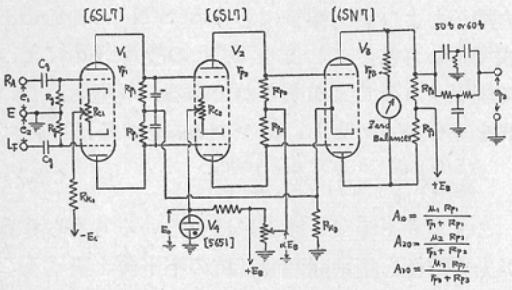
單純胸部撮影を行う場合には被檢者に誘導される雜音電壓は比較的小さいため增幅器働作の亂れは輕度であるが，連續撮影裝置と連動する場合，夫がロールフイルム型のものでは被檢者の近傍にフイルム捲取用の電動機，電動機の主軸とロールフイルムマガヂンの捲取軸を結合するための電磁クラッチ，繼電器[16]あるいはカセッテ交換型のものではカセッテ停止用マグネットクラッチ，カセッテ交換用の電動機，繼電回路等があるため被檢者には想像に絶する衝擊的過大雜音を與える．このため增幅器の働作は極めて不安定化し，たとえば雜音發生期間中增幅器の働作を停止せしめるが如き特殊手段を講じなければ連續撮影裝置（但し，手動式のものを除く）との連動は困難である．

また，撮影位相設定機構は脈搏數の變動に簡單に追從し得るようなものとする必要があり，更に A.C.G. 法施行に際しては擴張期および收縮期の撮影を交互に行わなければならない場合があるの

第7図　Ⅲ型定博動位相撮影装置構成原理図



第8図　Ⅱ型装置の心電圧増幅回路



で（この問題については第2部應用篇で述べている）この切換え操作が短時間で行われるような考慮も必要である．

以上述べた目的のために筆者は心電壓増幅回路および撮影操作回路，電源回路等に改良を加えてⅢ型装置を設計した．

第7圖）にⅢ型装置のブロック線圖を示す．

3－3－1〕　心電壓増幅回路．

第8圖）にⅢ型装置の心電壓増幅回路を示す．これは同相負鎖還を施して安定化した直結3段型平衡増幅器で，入力回路には防電撃のため，および電極附近の分極効果によつて生ずる Drift を避けるために結合蓄電器を用いている．尚，出力は Singl ended 方式で得ており，位相反轉回路は用いていない．

いま，この回路で對稱に接續された上，下管の特性が全く等しく，且つ回路常數に不平衡が存在しないとすれば同相成分雑音と信號の弁別比は4）式で現わされる．

$$D.F \cong 1/2 \cdot \frac{R_{P1}\ R_{P3}/R_{K1}\ R_{K3}}{A_{10} \cdot A_{20} \cdot A_{30}} \qquad 4)$$

但し，式中 A_{10}, A_{20}, A_{30} は夫々初段，次段および終段の逆相信號に對する増幅利得を現わす．

實際には眞空管の特性に完全な平衡を望み得ないこと，およびその他によりD．Fは4）式で現わされる値以下であり，實測では $A_{10} \cdot A_{20} \cdot A_{30} \cong 90$ db に對しD．Fは約—75dbであつた．

圖中 R_{C1} および R_{C2} は直流平衡および交流平衡調整の目的で挿入したものであり，R_{K3}, V_2, V_3 および V_4 は同相負鎖還回路を形成する．こゝで V_2 の共通陰極に定電壓放電管（V_4）を挿入したのは V_2 回路の同相成分信號に對する利得を増し，同相負鎖還のループ利得増大を計るのが目的である．

いま回路の完全な平衡を考えて出力電壓 e_{P3} をもとめると5）式が得られ，之よりB電源電壓およびC電源電壓の變動に對する出力電壓の變動をもとめれば夫々6）式および7）式が得られる．

$$e_{P3} \cong E_B\left(1-\alpha \cdot \frac{r_{P2}\ R_{P3}}{2\mu_2\ R_{P2}\ R_{K3}}\right) - E_0 A_3 - E_C \cdot A_1\ {}^1/_2\ \frac{R_{P3}}{R_{K3}}$$
$$- {}^1/_2\ A_{10}\frac{R_{P3}}{Z_0(r_{P3}+R_{P3})}\left[(e_1-e_2)\ Z_0\mu_3 A_{20} + e_1\left\{\frac{Z_1 Z_3}{R_{K3}} + R_{K1}(1+\mu_1)(1+\mu_3)\right\} - e_2\left\{Z_1(1+\mu_3) + R_{K1}(1+\mu_1)\ Z_3/R_{K3}\right\}\right] \qquad 5)$$

但し，式中 $Z_1 = r_{P1} + R_{P1} + R_{K1}(1+\mu_1)$, $Z_0 = Z_1 + R_{K1}(1+\mu_1)$, A_1, A_3 は初段および終段の同相信號に對する増幅利得を現わす．

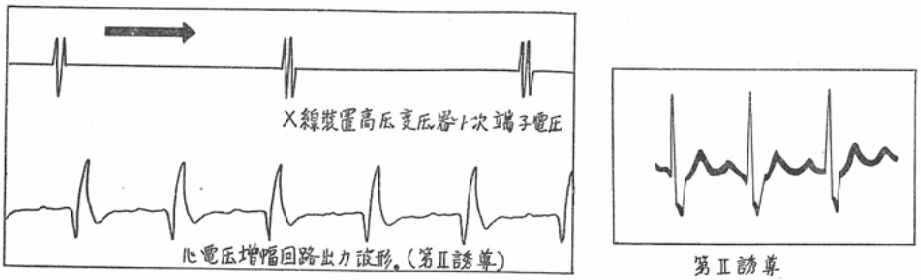
$$\partial e_{P3}/\partial E_B \sim 1 \qquad 6)$$

$$\partial e_{P3}/\partial E_C \sim -\frac{1}{4}\ \frac{R_{P1}}{R_{K1}}\ \frac{R_{P3}}{R_{K3}} \qquad 7)$$

こゝで ΔE_B の1 Volt は等價入力電壓の $2/A_{10}$, A_{20}, A_{30} Volt に相當し，$1/2\ A_{10} \cdot A_{20} \cdot A_{30} = 84$db の場合には約 100$\mu$V 以下である．また ΔE_C に對する等價入力電壓の order も ΔE_B の夫にほゞ等しく，更に電源電壓の變動に對して ΔE_B および ΔE_C の効果は相殺するが如くに働らく．

第9圖—a）は Fairchild 型ロールフイルム連續撮影装置上に被檢者を横臥せしめ，1秒1回の割合でX線を曝射しフイルムを捲取つた場合の心電壓増幅器出力波形を示したもので，雑音は全く現われていない．

第9図　Ⅲ型装置の心電圧増幅回路出力端子電圧波形〔a〕および入力端子電圧波形（心電図）〔b〕



〔a〕　〔b〕

この被検者の心電圖には脚ブロック（Wilson型）の所見が見られるが（第9圖—b）第9圖—a）の波形からはこれを判じ得ない．理由は入力回路の時常數が短かく，0.04秒であることによる．

普通の心電計には約 1.5秒程度の時常數を必要とするが本装置の場合には忠實な波形の記録は必要でなく，過度特性の向上を計る目的で時常數を短縮している．（尚，時常數が0.04秒の場合増幅器の周波數下限は約 4 C/S である．）

3—3—2〕　雑音．

増幅器出力端子に現われる雑音は増幅器の内部および外部より生ずるものに大別されるが，この場合内部より生ずる雑音は電源電壓變動および機械的振動等が原因である．しかしこれらは何れも電源の安定化あるいは緩衝機構の使用によつて避けることができ，實際には余り問題にならない．

また増幅器外部より生ずる雑音は主として被検者に誘導される電源周波數交流雑音により構成され，この他に入力リード線に誘導される雑音あるいは電極と皮膚との間の接觸狀態變動によつて生ずる雑音等がある．

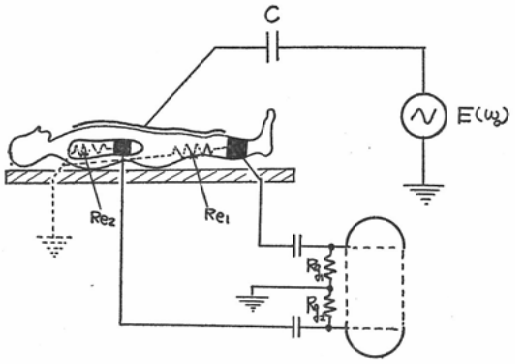
こゝで交流誘導雑音は雑音源と被検者間に存在する静電容量に起因するものが大部分で，これは入力端子に同相成分の信號として現われるから同相抑壓型回路により容易に除去することができる．但し，この同相成分電壓を平衡型増幅器によつて除去する場合には完全な平衡性が必要とされ，不平衡分が存在する場合には夫が信號電壓に重畳して増幅器出力端子電壓のS/Nを低下させる．

いま同相成分および逆相成分の雑音電壓を夫々 e_s および e_m, e_s の不平衡率を δ とする場合，入力端子および出力端子における S/N のの比は8）式で現わされ，これより S/N の改善が δ によつて制限されることが明らかである．（但し，D．Fを充分小さいとし，$e_s >> e_m$ とする）．

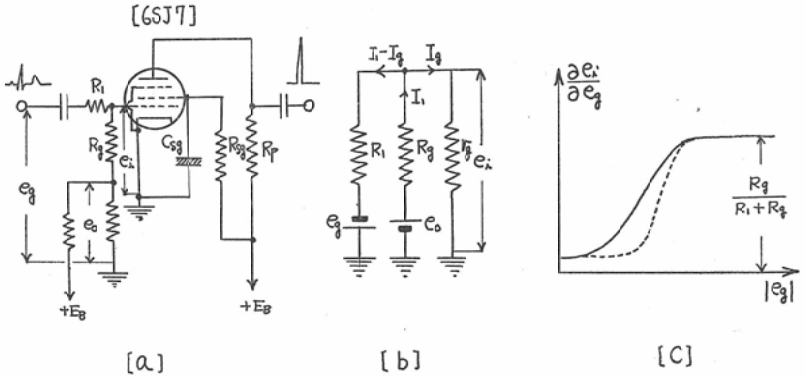
$$\frac{(S/N)_{out}}{(S/N)_{inp}} \cong \frac{e_m + \delta e_s}{e_m + e_s} \qquad 8)$$

こゝで δ を生ずる原因にはいろいろ考えられるが先ず電極と接地間漏洩抵抗の不平衡を擧げることができる．第10圖）は同相成分雑音に對する入力の等價回路を示したもので，Cは普通，數PF～數＋PF の値を有し $1/\omega_0 C >>$（増幅器の入力インピーダンス）であるから e_s は Rg に比例する．（但し，こゝで ω_0 は電源の角周波數を現わす）．從つて $Rg_1 \neq Rg_2$ であれば當然 e_s の不平衡を生ずる譯であるが，一方 $Rg_1 = Rg_2$ であつても被検者の一部が接地されているような場合には（造影劑を注入する際，注射筒および術者を

第10図　静電誘導雑音に対する増幅器入力の等価回路



第11図　波形調整回路



介して被検者が接地されることはあり得る.）Re_1 および Re_2 が Rg_1, Rg_2 に夫々並列に接續されるから Re_1, Re_2 に不平衡がある場合には δ を發生することになる.

また被検者は雜音源に對して相當離れているのが普通であり，この場合には体表至る所におけるCの分布は一様であるとして良いが，たとえば連續撮影裝置上の被検者におけるが如く雜音源が極めて近傍に存在する場合にはCの分布は一様ではなくなり，δ を生ずることがある.

S/N を増すためには上記N（雜音）の原因を除去することは勿論必要ではあるがS（信號）の増加を計ることもまた重要であり，このためには豫め3誘導の心電壓曲線を記録して最も高い利得が得られる誘導法を選ぶのが良い.（正常人では普通第Ⅱ誘導法によつて得られる心電壓が最も大きい．しかし電氣軸に偏位があつて必ずしも第Ⅱ誘導法の利得が最も大きいとは云えない場合もあり，特に心疾患の患者では電氣軸の偏位，極性の逆轉あるいはR棘波，T波における歪は屢々である.）

3－3－3〕 波形調整回路.

この回路は心電壓曲線中X線裝置を制御するに不必要な波，卽ち Q,S,T,P 波等を除去しあるいは萎縮することを目的とするもので，R棘波と他の波との間のレベル差を利用して入力回路でR棘波と同極性信號の壓縮を行い，更に5極管の飽和特性を利用して上記信號の壓縮ならびにR棘波と逆方向波の除去を行うものである.

第11圖—a〕に回路の具体例，第11圖—d〕に入力の等價回路を示す.

いま入力信號を e_g とし，e_i を眞空管のグリッドに加わる電壓とすれば e_i と e_g の間には9)式で示される如き關係がある.

$$e_i = \frac{e_0 R_1 - e_g R_g}{R_1 + R_g + R_1 R_g / r_g} \qquad 9)$$

式中 r_g は等價グリッド抵抗を現わし，e_g が充分に負でグリッド電流が初速度領域にある場合には9－1）式で示されるような値を有し，また e_g が 0 に近ずく場合には一定値 r_{go} を有する．こゝで9)式を e_g で微分して入力回路の利得をもとめれば10）式が得られ，e_g と入力回路利得との間には第11圖—C〕に示す如き關係がある.尚，圖中點線は5極管を用いその働作陽極電壓を Bottoming電壓以下に定めた場合の入力回路利得と e_g の關係を示したものである.

$$r_g = \frac{kT}{e} \cdot \frac{1}{I_g} \qquad 9-1)$$

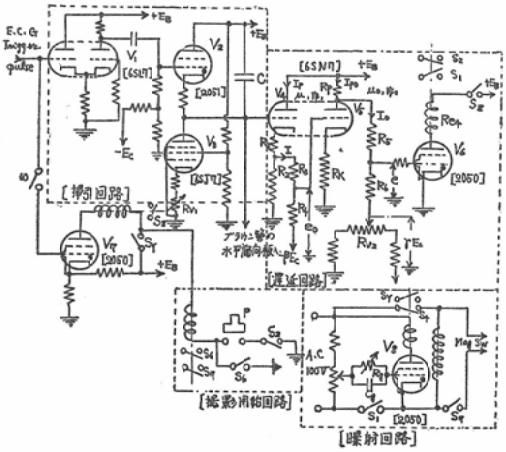
式中，Kはボルツマン常數，eは電子の電荷，Tは陰極の絶体温度，Ig はグリッド電流を現わす.

$$\frac{\partial e_i}{\partial e_g} \cong - \frac{R_g}{R_1} \frac{kT}{e} \cdot \frac{1}{(1 + R_g/R_1)kT/e + I_g \cdot R_g} \qquad 10)$$

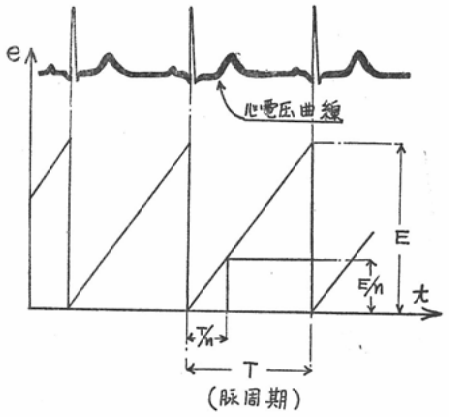
3－3－4〕 撮影操作の回路.

第12圖〕に撮影操作回路の具体例を示す．實際には重複撮影速度の向上（卽ち2回X線曝射間

第12図　Ⅱ型装置の撮影操作回路



第13図　V_6 の Grid 電圧波形



隔の短縮）および A.C.G 法施行の際，心室あるいは心房の収縮期と擴張期の撮影を交互に連續して行うために2組の遅延回路を用いているが，圖には1組を示すにとゞめた．この回路は時間軸電壓發生回路の出力を利用し（脈周期）・1/n の遅れ時間を得ることを特徴とするもので，脈搏數の變動に對してはブラウン管スポットの掃引速度を調整する丈の操作で簡單に追從させることができる．

即ち圖中RV_1の調整によつてブラウン管スクリーン上におけるスポットの掃引巾を一定にすれば，V_5のグリッドに加わる電壓は最高振幅（E）が一定で周期が脈周期に應じていろいろに變化する鋸齒狀波となる所から（第13圖）E×（1/n）で V_6 が放電するように働作點を選べば，撮影はP棘波より脈周期の1/n丈遅れた時期で行われることになる．

この方式では始めnを定めておけば，脈周期が變動してもEを一定に保つ操作（即ちスポットの掃引巾を一定に調整する操作）を行う丈で充分變動に追從させることができ，從つて前2者の方式におけるが如く複雜な遅延時間の調整操作を必要としない．このため A.C.G 法施行の際，造影劑の注入によつて起る脈搏數の急變動，あるいは重複撮影時深吸氣または深呼氣による脈搏數の變動に對して簡單に遅れ時間を調整することができる．

このため重複撮影の場合撮影位相をR棘波の直前あるいは直後に心室擴張末期を定める操作は同じ所要時間で行われ，實際2回X線曝射を行うに必要な時間を約1秒以下に短縮することができた．（特殊な繼電回路を用いて撮影操作の自動化を計れば1心搏動間に重複撮影を完了することも可能ではない）

本撮影操作回路の電源電壓變動に對する安定度は極めて良好である．即ち第12圖）の回路で V_6 のグリット電壓（e）をもとめると11）式が得られ，これよりB電源電壓（E_B）ならびにC電源電壓（E_C）の變動によるeの變動をもとめれば夫々12）式および13）式が得られる．

$$e \cong E_B \cdot \omega_3\left[1-\frac{R_P}{R_K(1+\mu_0)}-\frac{R_P}{R_K}\omega_1\omega_2\omega_3\cdot\frac{1}{1+\mu}\right]-E_C\left[\gamma(1-\omega_3)-\frac{R_P}{R_K}(1-\omega_2)\beta\omega_3\right]-\frac{R_P}{R_K}\omega_1\omega_2\omega_3 e_g \qquad 1)$$

但し．$\omega_1=R_2/R_1+R_2$, $\omega_2=R_4/R_3+R_4$, $\omega_3=R_6/R_5+R_6$,

$$\frac{\partial e}{\partial E_B} \cong \omega_3\left[1-\frac{R_P}{R_K(1+\mu_0)}-\frac{R_P}{R_K}\omega_1\omega_2\omega_3\cdot\frac{1}{1+\mu}\right] \qquad 12)$$

$$\frac{\partial e}{\partial E_C}=-\left[\gamma(1-\omega_3)-\frac{R_P}{R_K}(1-\omega_2)\beta\omega_3\right] \qquad 13)$$

こゝで實際の數値 $\omega_1=0.75$, $\omega_2=0.8$, $\omega_3=0.2$, $\Delta e=15$V, $\gamma=1$, $\beta=1$, $R_P=R_K=20$KΩ, $\mu=\mu_0=20$を代入して，$\partial e/\partial E_B$, および $\partial e/\partial E_C$ をもとめれば夫々0.19および−0.76となり，ΔE_B

ΔEc の1Vは Δe の0.19 Volt または0.76 Volt に相當し，これは信號に對する Δe の15V に比べれば無視し得る程度である．

尚，ブラウン管スクリーンにはⅡ型裝置における同様，心電壓曲線とX線曝射豫定時期および曝射豫定時間を現わす信號が同時に示される．

次に本方式の撮影操作回路とⅡ型裝置の夫とを比較して示す．

1）R棘波からX線曝射までの遲延時間を脈周期の $1/n$ に定めることができる．

2）本方式では Rv_1 の調整操作のみにより脈搏數の變動に良く追從することができるが，Ⅱ型方式では Rv_1 の調整と同時に遲延タイマの調整を行わなければ正確な位相撮影ができない．（但し，R棘波直前あるいは直後の時期に撮影する場合に限り Rv_1 の調整を省略することができる）

3）本方式では Rv_1 の調整丈で簡單に1個以上の遲延回路を制御し得るが，Ⅱ型方式では1個以上の遲延回路制御は容易でない．

4）R棘波直前の時期でX線曝射を行う場合のように長い遲延時間を要する時，Ⅱ型方式では遲延時間にバラツキが現われるが，本方式では限時回路および復元回路に時常數を含まないから遲延時間がバラツクようなことがない．

5）本方式では撮影直前の狀態で撮影位相の設定を行う必要がなく，豫め遲延時間を定めておき脈搏數の變動に對しては Rv_1 を調整する丈の操作で簡單に追從できるから撮影位相の設定操作が極めて容易である．

6）交互に異つた心搏動位相で連續撮影を行う場合，Ⅱ型方式では2個のブラウン管，2組の遲延タイマ，2人の操作者および複雜な操作回路を必要とするが，本方式では1ケのブラウン管と1人の操作者で充分この操作を行うことができる．

尚，絶体性不整脈の患者に限り本裝置を使用することは難しいが，これはⅡ型裝置でも同じい．

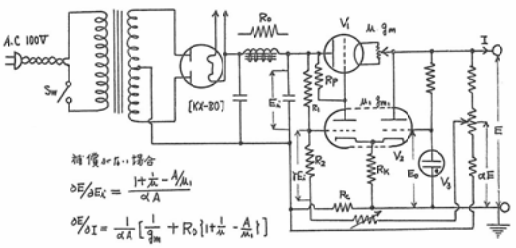
3－3－5〕　電源回路．

本方式では直流電源として極めて高い安定度のものが望まれる．B－電源電壓の變動は少くとも1Volt 以内に押えなければならず，これは出力電壓の 400Vに對して約 2.5%に相當する．この出力電壓の變動は電源電壓の10%變動に對するものとすれば，安定化率としては少くとも 0.25/10 ＝ 0.025＝2.5×10^{-2}が必要である．（こゝで安定化率とは入力電壓のパーセント變動に對する出力電壓のパーセント變動比を云う．）

安定化電源として定電壓放電管を用いる場合の安定化率は精々10^{-1}であるからこの場合の使用には不適當であり，更に大きく變動する負荷電流を得ることは至難である．卽ち定電壓放電管の内部抵抗は1本當り約 100Ωであるから 400Vを得るためには 200～ 300Ωの電源内部抵抗を考えなければならず，從つて負荷電流の變動10mA に對して2～3 Volt の端子電壓變動を生ずる．

こゝで安定化電源に電子管式のものを考える場合安定化率として10^{-3}を得ることは容易であり，内部抵抗も數Ω以下にすることができるからこの

第14図　電子管式安定化電源回路



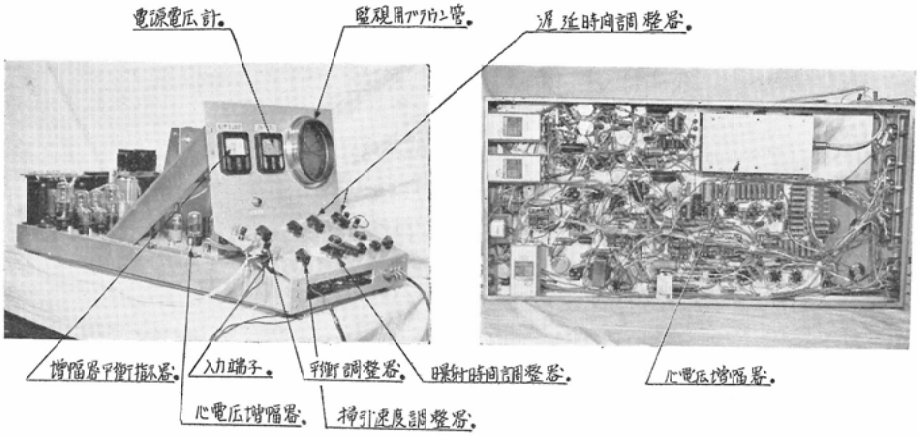
場合の使用に極めて適している[25]．

第14圖）に本裝置に用いた電子管式安定化電源回路を示す．この電源には電源電壓ならびに負荷電流の變動に對する補償回路を設けてあるため，14）式および15）式で示される補償條件を滿足する場合には補償を行つていない場合に比して1桁近く精能を改善することができる．

たとえばV_1 として2A3，V_2，V_3 に6SL7および5651を用いる場合，E＝ 400Vに對して補償がなければ安定化率は（∂E/∂Ei・Ei/E）5×10^{-2}，補償がある場合には2×10^{-3}，電源内部抵抗 ∂E/∂I は補償がない場合約40Ω，補償がある場合約10Ω以下が計測された．

$$\gamma=\frac{1}{A}\left\{1-\frac{A}{\mu_1}+\frac{1}{\mu}\right\} \qquad 14)$$

第15図　Ⅲ型定搏動位相撮影装置の外観a）外観b）裏面



$R_C = {}^1/gm \cdot A$　　15)

但し，$A = \mu_1 R_P / (r_{P_1} + R_P)$

また出力端子におけるハム出力は約3mVp であつた．

尚，本装置には増幅器制御用（ 400V），遅延回路ならびに繼電回路用（ 300V ）および負電源用（— 150V ）の安定化電源を用いて他回路から心電壓増幅器への汗渉を避けるようにしている．

第15圖）にⅢ型定搏動位相撮影装置の外觀を示す．

（附記）

心疾患々者では 電気的収縮と 機械的収縮とが必らずしも良く一致しない場合があり，また脚ブロックがある場合には右心系および 左心系の 機械的収縮が同期して行われなくなる．

従つて心電図R棘波丈を撮影位相設定 の基準 としたのでは予定した心臓および 大血管系の 運動状態を正確に観察し得なくなる場合があり，特に重複撮影時にこの考慮が重要である．現在著者は撮影位相設定の確実化を期するため，一般に心音と心臓の機械的収縮との間には極めて良い相関々係があることを利用し，ブラウン管上に心音曲線を前記2曲線（即ち心電圧曲線およびX線曝射信号）と同時に画かせることを試みている．

4〕 結　言

以上，筆者が試作した定搏動位相撮影装置の改良經過を述べ，主としてⅢ型装置の性能を紹介した．尚，臨床方面への應用については第2部：應用篇で述べることにしている．

こゝでⅢ型装置の特徴を列擧すると，

1）　心電壓増幅器には同相負饋還を施して安定化した直結型平衡増幅器を用いているため増幅器外部からの雑音は充分に抑制され，過度特性も良い．

また波形調整回路，リミター，微分回路等を使用して S/N の向上を計つているため働作は安定であり，誤働作がない．

2）　B—電源には電壓および電流補償を行つた3種の電子管式安定化電源（安定化率＝10^{-3}，および内部抵抗＝數Ω）を用いているため遅延タイマの働作，心電壓増幅器の働作共に極めて安定化される．

3）　R棘波からX線曝射までの遅延時間を脈周期の$^1/n$ とすることができる．

4）　撮影直前の状態で遅延時間の設定操作を行う必要がなく，また脈搏數の變動にも簡單に追從して撮影位相の調整を行うことができる．（第12圖 Rv_1 の調整により）

5）　心電壓信號とX線曝射豫定時期および曝射時間を現わす信號を同時にブラウン管スクリーン上に現わすようにしてあるため撮影位相の設定操作が容易であり，更に心搏動周期に比して長い曝射時間を與える過誤を侵すことがなくなる．

6）　X線曝射豫定時期直前に撮影用押釦スイッ

チを押しても1心搏動遅れてX線が曝射されるようなことがない.

7) 1コの監視用ブラウン管で1人の操作者が2コ以上の遅延回路を制御することができる.(但し本装置では2組の遅延タイマを使用している.)

8) 重複撮影を行う場合, 2回のX線曝射間隔をほゞ1秒以下にすることができる.

終りに終始御指導, 御校閲を賜わつた東京女子医科大学島津フミヨ教授に対して厚く御礼申し上げると共に, 御助言, 御校閲を賜つた東京女子医科大学蓑島高教授, 東京大学工学部阪本捷房教授, 長崎大学医学部玉木正男教授に対して厚く感謝の意を現わす次第である.

また装置の試作その他に御援助を惜まれなかつた島津製作所藤本慶治博士, 中堀孝志博士に厚く感謝する.

参考文献

1) Lind, J., Locha, M., Wegelius, C.: Am. J. Roent, Rad. Thera. & Nuc. Med, 77, 2, 235～247, (1957). — 2) Dotter, C.T., Lukas, D.S., Steinberg, I.: Am. J. Roent, 70, 5, 786～792, (1953). — 3) Ramsey, G.H.S., Watson. J.S., Steinhausen, J.B., Thompson, J.J., Dreisinger, F., and Weinberg, S.: Radiology, 52, 684～690, (1949). — 4) Goetz, R.H.A.: Brit, H.J., 13, 242～246, (1951). — 5) Lind, J., & Wegelius, C.: Circulation. 7, 819～829, (1953). — 6) 吉村克俊：日医放会誌, 11, 17, (昭27). — 7) Bergk, K.W., Chantrain, H.: Forscher d. Rö-stro, 45, 2, 334, (1932). — 8) 伊倉：特許, 第115460号, (昭9). — 9) 伊倉：特許, 第100593号, (昭7). — 10) 抜山平一, 古賀良彦：日医放会誌, 3, 3, 319, (昭11). — 11) 志賀達雄：日医放会誌, 2, 3, 16, (昭16). — 12) 中泉正徳, 江藤秀雄, 吉村克俊, 梅垣洋一郎：日医放会誌, 10, 7, 13, (昭25). — 13) 阪本捷房, 高木末夫, 川林昭郎：電気学会第25回連大予, Ⅲ, 15, (昭26). — 14) 阿部善衛門, 高木末夫：電学誌, 74, 11, 1434, (昭29). — 15) 藤本慶治, 三浦茂：島津評論, 10, 2,68～77, (1953). — 16) 島津フミヨ, 石原純一, 高岡真, 後藤千代, 重田帝子, 長瀬明美, 三浦茂：日医放会誌, 17, 3, 65～70, (1956). — 17) Dotter, C.T., Steinberg, I.: "Angiocardiography" (1951). — 18) 三浦茂：実用新案, 第458971号. — 19) Sussman, M.L., and Grishman, A.: An advance in Internal Medicine, Edited by W. Dock and I, Snapper, Vol. II, 102～172 (New York Interscience pr- ess 1947) —20) 三浦茂：特許, 第227342号. — 21) 三浦茂：特許, 第229236号. —22) 藤崎博也：昭31電気学会連大予, 182. — 23) 玉木正男, 飯沼順二, 他：日医放会誌, 14, 355, (1954). — 24) 三浦茂, 石原純一：電子工業, 23～28, (1956). — 25) 阪本捷房, 三浦茂：昭31電通学会連大予, 193. — 26) Kirklin, J.W., Weidman, W.H., Burroughs, J.T., Burchell, H.B. and Wood, E.H.: Circulation, 13, 825～833, (1956). — 27) Brofman, B.L., Feil, H.: Circulation, 6, 817～824, (1952). — 28) Duchosal, P.W., Ferrero, C.. Leupin, A and Urdaneta, E.: Am. H.J. 51, 861～879, (1956). — 29) 玉木正男, 飯沼順二, 他：日医放会誌, 14, 752, (1954).

A New Method of Roentgenography synchronized with cardiac phases. "Its significance in the Diagnosis of Congenital Heart Disease". (*Application to Angiocardiography.*)

By

Shigeru Miura.
(Department of Ragiology, Tokyo Womens' Medical School.)
(Director: Prof. F. Shimazu)

(Abstract)

At the present stage of its development, the diagnostic value of the Angiocardiography (A.C.G.) is considered to be inferier to the cardiac catheterization in the diagnosis of the heart diseases, with from left-to-right blood shunting, which are good surgical indications. (For example the *patent ductus arteriosus*, *interventricular septal defect*, *aortic septal defect*, *interatrial septal defect*, and *anomalous drainage of pulmonary veins*, etc.)

This comes mainly from the long interval required for getting sufficient hemodynamic informations.

If it is taken place at a definite phase of cardiac cycle, the A.C.G roentgenogram will be quite effective in providing hemodynamic information, and, therefore, will much contribute to the diagnosis.

In this paper technical problems of the above method and its application to the "Double Chest Roentgenography" and serial X-ray exposures are discussed, and its practical contributions to the diagnosis of Congenital Heart Diseases are given in detail.

(Summary)

1) When used with the serial exposure apparatus, the above new methode is quite effective in the diagnosis of heart diseases with the left-to-right blood shunt and the blood regurgitation through auriculo-ventricular valves, which have been regarded to be poor object of the angiocardiography.

And further we can thus obtain the "New Sign", that is the characteristic dilution of the radio-opaque substance by non-opaque blood.

Furthermore, with this method it is possible to localize the cardiac defects, and to evalute their dimension and quantity of blood flow through these defects to certain extent, findings which can not be easily obtained in the cardiac catheterization.

2) The simple chest roentgenogram reveals us only the Anatomical abnormality, from which we can guess further the Functional disorders.

But from this method we can obtain hemodynamical informations directly, we can expect great improvement in the diagnosis of various heart diseases.