CEA-R 3363

ROUX G. LANSIART A.
VERNEJOUL P. de KELLERSHOHN C. .-
Simulateur analogique électronique de radiocardiogrammes.-
Commissariat à l'énergie atomique, Centre d'études nucléaires de Saclay (Essonne), 1967.-
27 cm, 27 p., 11 schémas h.-t.

CEA-R 3363 - ROUX Georges, LANSIART Alain,
de VERNEJOUL Pierre,
KELLERSHOHN Claude

SIMULATEUR ANALOGIQUE ELECTRONIQUE DE RADIOCARDIOGRAMMES

Sommaire.- Les différents paramètres de la pompe cardiaque et de la circulation sanguine peuvent être déterminés par les techniques de radiocardiographie. L'exploitation des courbes obtenues en radiocardiographie est rendue plus aisée par l'utilisation d simulateur analogique électronique présenté ici. Le radiocardiogramme expérimental et le radiocardiogramme simulé sont superposés en agissant sur les paramètres électriques du simulateur. Par l'utilisation d'abaques simples, ces paramètres électriques permettent de retrouver directement les paramètres réels d'origine

./.

CEA-R 3363 - ROUX Georges, LANSIART Alain,
de VERNEJOUL Pierre,
KELLERSHOHN Claude

ELECTRONIC ANALOGUE SIMULATOR OF RADIOCARDIOGRAMS

Summary.- The various parameters of the heart pump and of the blood circulation can be determined by radio-cardiographical techniques. The curves thus obtained can be more easily used in radiocardiography if the electronic analogue simulator described here is employed. The experimental and simulated radiocardiograms are made to coincide by varying the electrical parameters of the simulator. Using simple charts it is possible to obtain directly the actual original physiological parameters from these electrical parameters.

./.

physiologique. Quelques exemples sont donnés montrant l'excellente précision obtenue dans la détermination des indices d'éjection à l'aide du simulateur.

1967 43 p.

Commissariat à l'Energie Atomique - France

Some examples are given showing the excellent accuracy obtained in the determination of ejection indices by the simulator.

1967 43 p.

Commissariat à l'Energie Atomique - France

CEA-R 3363

PREMIER MINISTRE

COMMISSARIAT A
L'ÉNERGIE ATOMIQUE

CEA-R 3363

SIMULATEUR ANALOGIQUE ELECTRONIQUE DE RADIOCARDIOGRAMMES

par

Georges ROUX, Alain LANSIART,

Pierre de VERNEJOUL, Claude KELLERSHOHN

Rapport CEA - R 3363

1967

Da

CENTRE D'ETUDES
NUCLÉAIRES DE SACLAY

- Rapport CEA-R 3363 -

Centre d'Etudes Nucléaires de Saclay

SIMULATEUR ANALOGIQUE ELECTRONIQUE DE RADIOCARDIOGRAMMES

par

Georges ROUX, Alain LANSIART

Service d'Electronique Physique

Pierre de VERNEJOUL, Claude KELLERSHOHN

Département de Biologie
Service Hospitalier Frédéric Joliot

- Décembre 1967 -

Les rapports du COMMISSARIAT A L'ENERGIE ATOMIQUE sont, à partir du n° 2200, en vente à la Documentation Française, Secrétariat Général du Gouvernement, Direction de la Documentation, 31, quai Voltaire, PARIS VIIème.

The C.E.A. reports starting with n° 2200 are available at the Documentation Française, Secrétariat Général du Gouvernement, Direction de la Documentation, 31, quai Voltaire, PARIS VIIème.

SIMULATEUR ANALOGIQUE ELECTRONIQUE DE RADIOCARDIOGRAMMES

1. INTRODUCTION.

La radiocardiographie, basée sur le principe de l'étude des courbes de dilution d'un indicateur radioactif émetteur γ dans les cavités cardiaques, permet la mesure directe de nombreux paramètres caractérisant la pompe cardiaque et la circulation sanguine, en particulier le débit et le volume des cavités (VERNEJOUL et al. 1964, KELLERSHOHN et al. 1960, KELLERSHOHN et al. 1965).

Rappelons que le radiocardiogramme est obtenu en enregistrant - en fonction du temps et avec une constante de temps la plus faible possible compatible avec la précision des mesures - la radioactivité totale du coeur après injection en amont d'un indicateur radioactif. Ceci est obtenu avec un détecteur nucléaire convenablement collimaté suivi d'un sélecteur d'amplitudes et d'un dispositif d'enregistrement du taux d'impulsions : magnétophone, enregistreurs photographiques .....

Un radiocardiogramme est une courbe présentant deux pics dans son allure la plus générale. Cette courbe présente en outre des variations périodiques en rapport avec les cycles cardiaques, diastoles et systoles. Les composantes périodiques correspondent aux variations du volume ventriculaire car on considère que les oreillettes, dans la plupart des cas, se comportent comme de simples prolongements des vaisseaux en amont et que seuls les ventricules doivent être considérés comme des cavités mélangeuses ("mixing cavity"). Bien entendu, toute structure ou fonctionnement pathologiques du coeur modifient le radiocardiogramme, en particulier les communications interventriculaires ou shunt gauche-droite, peuvent être décelés et mesurés sur les radiocardiogrammes correspondants.

Un simulateur électronique a pour but de reproduire artificiellement un radiocardiogramme, les paramètres électriques du simulateur étant bien représentatifs des paramètres physiologiques. Il permet de simuler des fonctionnements pathologiques et d'observer les modifications correspondantes des radiocardiogrammes. Du point de vue pratique, si la lecture et l'interprétation du radiocardiogramme expérimental s'avèrent délicates, par exemple dans le cas de variations périodiques à peine visibles, les paramètres électriques du simulateur permettent de retrouver plus aisément les paramètres physiologiques.

II. LE COEUR ET LE RADIOCARDIOGRAMME.

1. Les paramètres caractérisant la pompe cardiaque et l'hémodynamique cardiaque.

En considérant les oreillettes comme prolongement des vaisseaux en amont, le schéma adopté pour le coeur est représenté figure 1.

Les pistons liés mécaniquement représentent les pulsations du coeur. Un volume S de sang est éjecté pendant la systole et pendant la diastole les pistons sont en position basse, chaque ventricule retrouvant alors son volume maximum V. On conçoit bien qu'un des paramètres fondamentaux du fonctionnement du coeur est le rapport $\frac{S}{V}$ appelé INDICE d'EJECTION : IE différent pour les ventricules droit et gauche.

2. Radiocardiographie et radiocardiogramme.

Hypothèse de base : Une quantité d'indicateur radioactif Q_o est injectée dans le ventricule droit pendant une diastole et à la fin de la diastole l'indicateur radioactif est parfaitement dilué dans le volume maximum V_D du ventricule.

Allure du radiocardiogramme et paramètres fondamentaux du radiocardiogramme : A la première systole suivant la diastole initiale, une quantité S de sang est éjectée vers les poumons, donc une quantité $Q_c \frac{S}{V_D}$ d'indicateur radioactif et il reste dans le ventricule droit la quantité $Q_o (1 - \frac{S}{V_D})$ d'indicateur radioactif. Pendant la diastole suivante, le ventricule droit reprend son volume maximum V_D en se remplissant d'un volume S de sang non radioactif et la quantité $Q_o (1 - \frac{S}{V_D})$ se dilue à nouveau dans V_D et reste constante pendant toute la diastole. Après la deuxième systole suivant la diastole initiale il reste dans le coeur droit la quantité $Q_o (1 - \frac{S}{V_D})^2$ d'indicateur radioactif et ainsi de suite.

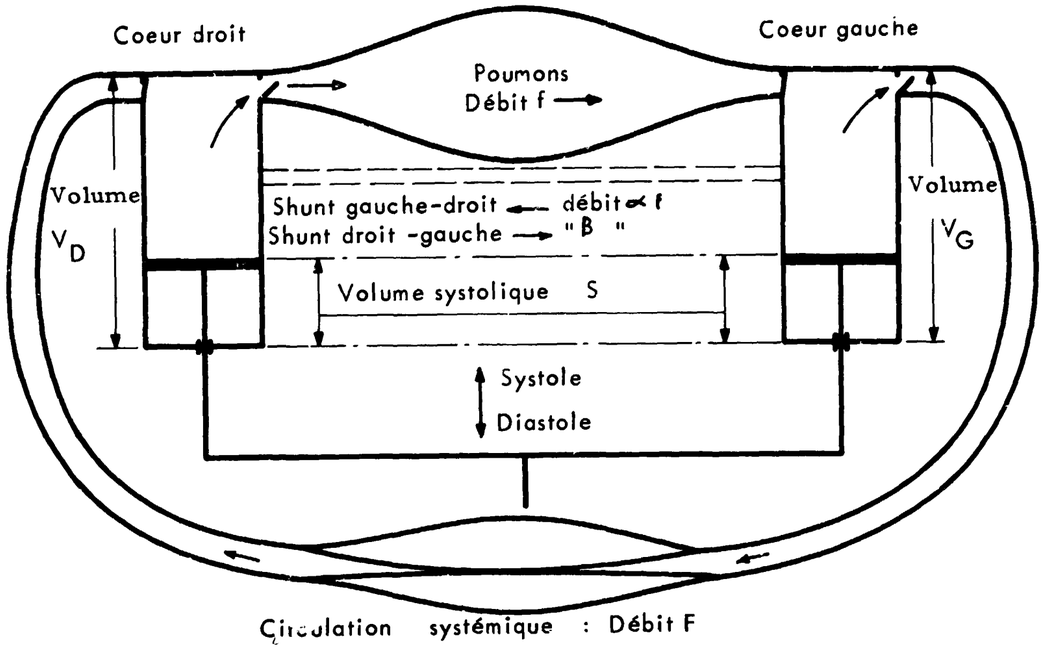
Les poumons agissent comme un conduit particulier transportant le sang radioactif du coeur droit au coeur gauche avec un retard distribué sur plusieurs révolutions cardiaques.

Donc, après un certain retard le coeur gauche reçoit du sang radioactif pendant les diastoles. Si la quantité d'indicateur dans le coeur gauche est Q_{Gi} après une diastole i, pendant la systole suivante il éjecte une quantité $Q_{Gi} \frac{S}{V_G}$ d'indicateur et il reste alors dans le coeur gauche une quantité $Q_{Gi} (1 - \frac{S}{V_G})$ d'indicateur.

La courbe de l'activité totale du coeur a donc l'allure théorique suivante (figure 2).

Comme le débit cardiaque, égal à $\frac{S}{\tau}$, peut être déterminé, en particulier par la méthode de STEWART - HAMILTON et que τ est connu par électrocardiographie ou phonocardiographie, S est connu et du radiocardiogramme on déduit V car celui-ci nous donne

C O E U R (Schéma de fonctionnement)



Caractéristiques moyennes :

Révolutions cardiaques période τ : 0,75 S

Durée de systole $\tau_1 = \frac{3}{8} \tau$

Durée de diastole $\tau_2 = \frac{5}{8} \tau$

Volume V_D ..... 160 ml

Volume V_G ..... 160 ml

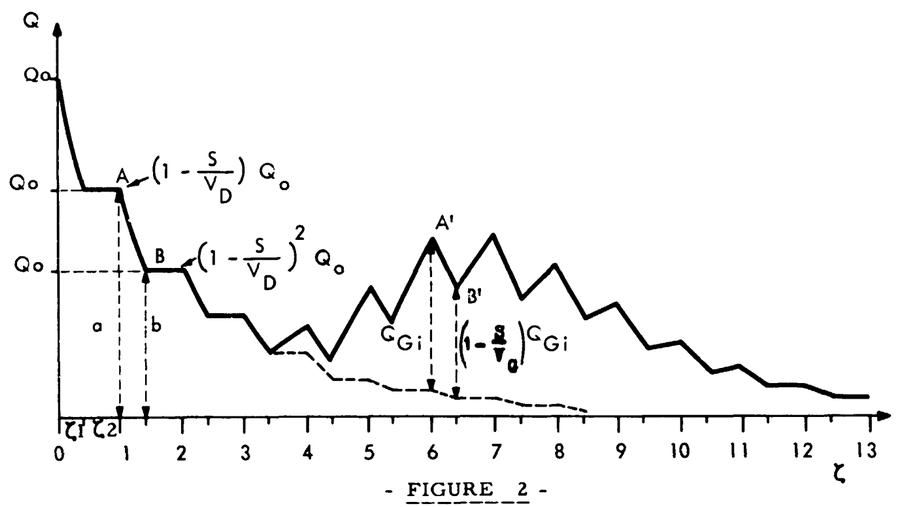
Volume S ..... 64 ml

Débit cardiaque $\frac{S}{\tau}$ = 85 ml/sec = f = F pour $\alpha = 0$ $\beta = 0$

FIGURE 1

$$\frac{S}{V} = 1 - \frac{b}{a} = IE$$

a et b étant les ordonnées de points tels que A et B. Pour les points tels que A' et B' il est nécessaire de tenir compte de l'activité résiduelle du ventricule droit obtenue en écrivant qu'elle est égale à $Q_o - e^{- K_D t (A')}$, K_D étant déterminé par la pente moyenne de décroissance de l'activité du coeur droit (portion gauche du radiocardiogramme) (VERNEJOUL et al. 1965).



- FIGURE 2 -

3. Shunt gauche-droit.

S'il y a shunt gauche-droit (communication interauriculaire ou interventriculaire) une fraction de l'indicateur radioactif présent dans le ventricule gauche est réinjectée à chaque systole dans les poumons via le ventricule droit puis retourne dans le ventricule gauche, après avoir parcouru le trajet pulmonaire. Cette nouvelle arrivée d'indicateur dans le ventricule gauche se traduit par un troisième pic sur le radiocardiogramme. Le temps entre le 2ème et le 3ème pic est du même ordre que le temps entre le 1er et le 2ème pic.

4. Injection de l'indicateur en plusieurs diastoles (injection fractionnée).

Il est difficile de synchroniser l'injection de l'indicateur radioactif avec le début de la diastole, ou bien le coeur n'est pas capable d'absorber la quantité totale d'indicateur en une seule diastole. Dans ces cas la montée d'activité initiale du coeur n'est plus en une seule diastole et le premier pic du radiocardiogramme est considérablement déformé (figure 3).

Il peut y avoir ainsi une distribution fractionnée de l'indicateur en n diastoles, des fractions correspondantes $k_1, \ldots . k_n$ de la charge initiale pénétrant dans le ventricule droit avec :

$$\sum_{1}^{n} k_i = 1$$

En fait n ne semble pas dépasser 4 ou 5 dans la majorité des cas mais les valeurs des k_i semblent pouvoir être tout à fait arbitraires.

5. Recirculation de l'indicateur radioactif.

Après passage dans les différents organes du corps, le sang radioactif revient au coeur droit. Le radiocardiogramme ne redescend donc pas à zéro après le pic correspondant à la radioactivité du coeur gauche, mais à un certain "plateau" fonction de la circulation systémique.

$$Q_1 + Q_2 + Q_3 = Q_o$$

$$\frac{Q_1}{Q_o} = k1 , \quad \frac{Q_2}{Q_o} = k2 , \quad \frac{Q_3}{Q_o} = k3 \ldots .$$

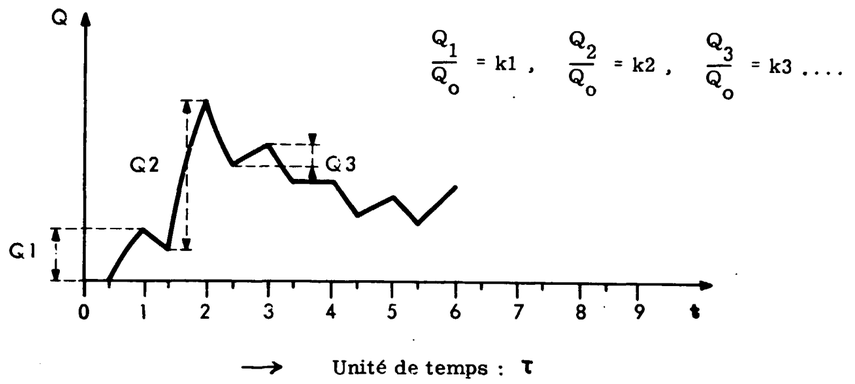


FIGURE 3

L'instant d'arrivée de cette radioactivité, sa forme de montée et l'amplitude finalement atteinte sont très variables. On peut admettre que l'instant d'arrivée n'est pas avant 5τ et que l'amplitude maximum n'est pas supérieure à la moitié de l'amplitude maximum du radiocardiogramme.

III. SIMULATION ELECTRONIQUE DES RADIOCARDIOGRAMMES.

1. But.

Il faut reproduire électroniquement une courbe qui puisse se superposer à celle du radiocardiogramme expérimental, le réglage de paramètres électroniques permettant de modifier à volonté le radiocardiogramme simulé. Ces paramètres électroniques doivent alors être représentatifs des paramètres physiologiques.

2. Circuits de base et paramètres fondamentaux.

Considérons (figure 4) une capacité C et une résistance R mises en parallèle par l'intermédiaire d'un interrupteur I. La capacité possède une charge électrique initiale Q_o quand l'interrupteur est ouvert. La tension V_o aux bornes de la capacité, égale à $\frac{Q_o}{C}$ est représentative de la charge Q_o. Fermons l'interrupteur I pendant un temps τ_1, la capacité se décharge dans la résistance et au bout du temps τ_1 la charge restant dans la capacité est $Q = Q_o\, e^{-\frac{\tau_1}{RC}}$. Ouvrons l'interrupteur pendant un temps τ_2 la charge de la capacité, directement mesurable par la tension aux bornes de cette capacité, reste constante pendant ce temps et a donc l'allure suivante en fonction du temps (figure 5).

Le principe de la simulation devient alors évident ; la charge de la capacité représente la quantité d'indicateur présente dans un ventricule. Le produit RC est lié à l'indice d'éjection $\frac{S}{V}$ par la relation :

$$1 - \frac{S}{V} = e^{-\frac{\tau_1}{RC}}$$

τ_1 et τ_2 sont représentatifs respectivement des temps systolique et diastolique, $\tau = \tau_1 + \tau_2$ de la durée de la révolution cardiaque. L'indice d'éjection est donc, au niveau du simulateur, fonction des valeurs réelles de τ_1 et τ qui ont été choisies - par exemple 1 ms pour τ. Pour une constante de temps RC donnée, le rapport $\frac{\tau_1}{\tau} = \rho$ devra donc être connu. L'indice d'éjection $\frac{S}{V}$ est alors lié à ces paramètres par :

$$1 - \frac{S}{V} = e^{-\frac{\rho\tau}{RC}}$$

τ étant réglé une fois pour toutes, nous pouvons, comme dans le cas du radiocardiogramme

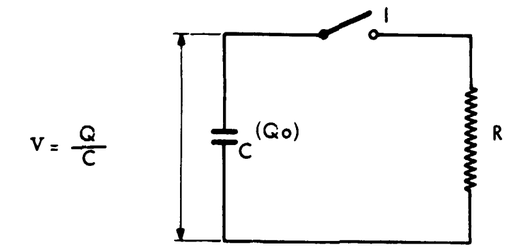


FIGURE 4

réel, le prendre pour unité et ne faire varier que R pour faire varier l'indice d'éjection pour un ρ donné.

Dans le cas du circuit précédent, la charge Q_o est perdue alors qu'elle devrait être transmise via un circuit simulant les poumons, dans un circuit simulant le ventricule gauche.

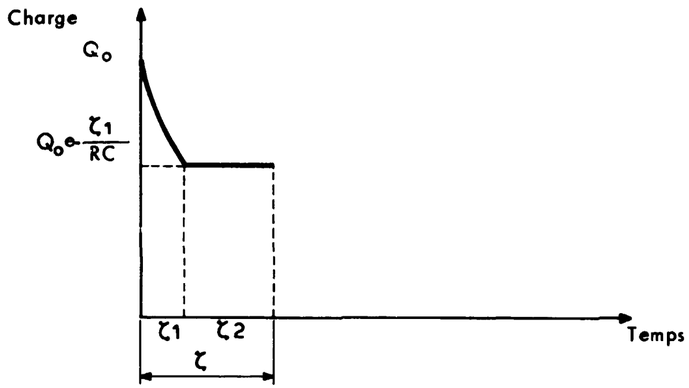


FIGURE 5

Ceci peut se faire en utilisant un amplificateur de gain 1 à grande impédance d'entrée et faible impédance de sortie intercalé comme le montre la figure 6.

Pour la capacité, les conditions de décharge sont les mêmes mais le courant i de décharge est injecté dans un circuit extérieur.

L'équation régissant le fonctionnement d'un tel circuit est, quand l'interrupteur est fermé :

$$C\,\frac{d\,(V_2 - V_1)}{dt} = -\,\frac{V_2 - V_1}{R}$$

Ecrivant . $C\,(V_{2o} - V_{1o}) = Q_o$ on trouve :

$$Q = C\,(V_2 - V_1) = Q_o\, e^{-\frac{t}{RC}}$$

Pendant un temps $\tau_1 = \rho\tau$ la charge transmise aux circuits extérieurs est :

$$\Delta Q = \int_0^{\tau_1} i\,dt = Q_o \left(1 - e^{-\frac{\tau_1}{RC}} \right)$$

la charge restant dans C est $Q = Q_o\, e^{-\frac{\tau_1}{RC}}$ et on a bien encore $1 - \frac{S}{V} = e^{-\frac{\rho\tau}{RC}}$

Le circuit pulmonaire peut être représenté par une série de circuits identiques à celui de la figure 6 et dont la manoeuvre des interrupteurs à des temps bien déterminés assurera un retard bien défini. La distribution du retard pulmonaire peut être obtenue en agissant sur la constante RC de chaque circuit.

Le ventricule gauche est représenté par un circuit identique à celui de la figure 6.

La chaîne principale du simulateur est alors celle représentée figure 7.

Les interrupteurs I_{CD} et I_{CG} définissent les temps systoliques et diastoliques pour les ventricules droit et gauche. L'interrupteur I_M commandé en opposition par rapport à I_{CD} et I_{CG} correspond à la valvule mitrale ; celle qui définit l'arrivée du sang dans le ventricule gauche. Les 7 cellules possédant des interrupteurs I_R sont des cellules de retard. Les interrupteurs I_R de ces cellules étant commandés en opposition et synchronisés sur une demi-période cardiaque, chaque cellule amène un retard "pur" de $\frac{\tau}{2}$. Retard "pur" car l'interrupteur étant ouvert, aucune charge ne peut s'écouler, ce qui correspond à une translation de l'axe des temps.

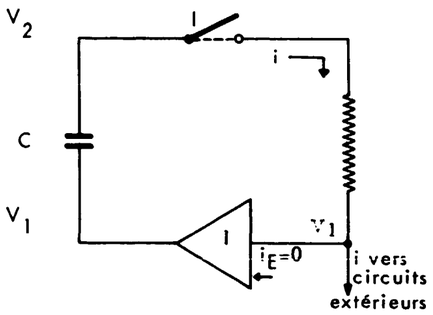


FIGURE 6

La cellule 9, sans interrupteur, et la cellule 10 assurent une distribution plus progressive du retard.

Les amplificateurs de lecture, mesurant les tensions aux bornes des capacités C_D et C_G donnent une tension proportionnelle à $Q_D + Q_G$, représentant la charge totale en indicateur radioactif du coeur. Cette tension est envoyée sur un oscilloscope dont le balayage horizontal est synchronisé avec l'injection de la charge initiale.

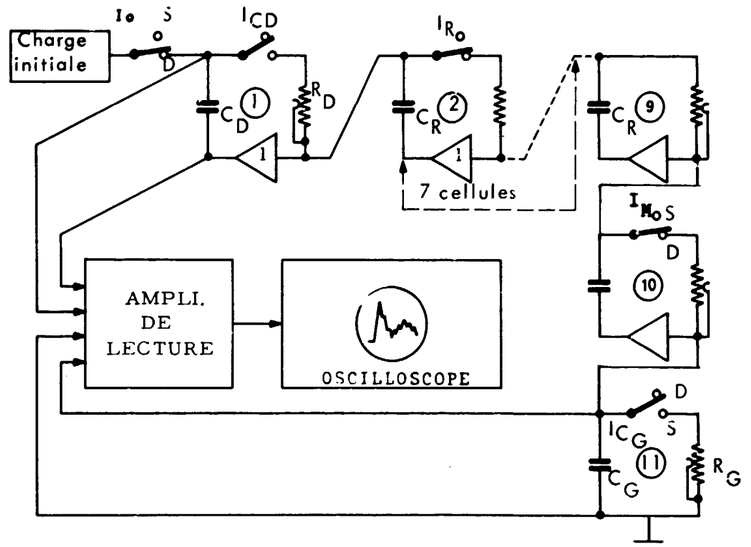


FIGURE 7.

3. Simulation de l'injection fractionnée.

Cette simulation est obtenue en utilisant une cellule supplémentaire, cellule o, placée avant la cellule représentative du coeur droit (figure 8).

La capacité Co de cette cellule, égale à C_D, acquiert une charge initiale Q_o pendant le temps qui correspond à une systole. L'interrupteur Io-spécial-permet l'écoulement de la charge de Co dans C_D via Ro pendant les diastoles et est ouvert pendant les systoles. Cet interrupteur spécial associé à la résistance Ro est conçu pour délivrer à chaque diastole des quantités de charges $k_1 Q_o$, $k_2 Q_o$ .... $k_4 Q_o$ à la capacité C_D, k_1 ..... k_n pouvant être réglés en agissant sur Ro et sur les paramètres électriques de Io.

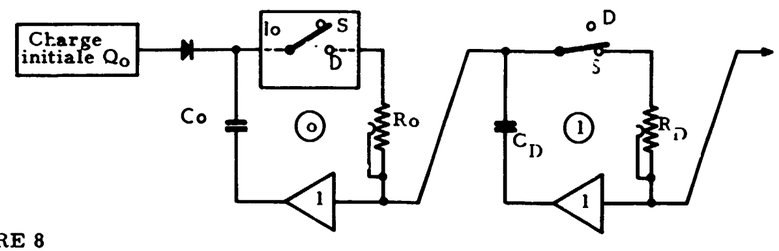


FIGURE 8

4. Simulation de la recirculation de l'indicateur.

Cette recirculation ne modifiant que la fin de la courbe, il n'est pas nécessaire de la simuler par des charges électriques dans la chaîne principale du simulateur. Une simple tension - dont l'instant de démarrage, la variation avec le temps et l'amplitude peuvent être réglés - est ajoutée à celles venant des capacité C_D et C_G au niveau des amplificateurs de lecture.

IV. CHOIX ET CALCUL DES PARAMETRES DU SIMULATEUR REALISE - BLOC-DIAGRAMME ET SCHEMAS DE PRINCIPE.

1. Choix et calcul des paramètres principaux.

a) Unité de temps du simulateur.

La durée τ d'une révolution cardiaque, pour le simulateur, a été choisie égale à 1 mS pour des questions pratiques d'approvisionnement de certains transformateurs (SARQUIZ, 1963).

b) Paramètres R, C des cellules simulant les ventricules.

Pour les cellules simulant les ventricules droit et gauche, le produit RC et le rapport $\frac{\tau_1}{\tau} = \rho$ sont liés à l'indice d'éjection par la relation

$$\frac{S}{V} = 1 - e^{-\frac{\rho\tau}{RC}}$$

Avec les valeurs moyennes $\rho = \frac{3}{8}$, $\frac{S}{V} = 0,3$ et avec $\tau = 1$ mS on trouve : $RC = 1,05.10^{-3}$ s.

C ayant été choisi égal à 2.10^{-8} Farad (20 000 picofarads) R est très voisin de 50 000 Ω.

La résistance maximum peut être définie par le couple de valeurs : $\frac{S}{V}$ minimum et ρ maximum.

Avec $(\frac{S}{V})_{min.} = 0,1$ et $\rho_{max.} = \frac{4}{9}$

on trouve $\frac{\rho\tau}{RC} = 0,1$ et $R = 2,2.10^5$

Pratiquement, pour les cellules simulant les ventricules, R a été pris réglable de 0 à 250 000 Ω.

c) Variation de $\rho = \frac{\tau_1}{\tau}$

ρ est réglable de 0,3 à 0,54.

d) Paramètres R, C des cellules simulant le circuit pulmonaire.

Les 7 cellules identiques produisant un retard pur associé à une distribution du retard ont une capacité C égale à 20 000 picofarads et des résistances R commutables de 5 KΩ, 10 KΩ, 20 KΩ et 50 KΩ. Le retard pur amené par chacune de ces cellules est égal à $\frac{\tau}{2}$.

Les deux cellules de distribution plus progressive du retard (cellules 9 et 10) ont une capacité de 20 000 pf et les résistances R de ces deux cellules sont des rhéostats couplés mécaniquement dont la variation de résistance est de 250 KΩ.

2. Bloc diagramme général du simulateur.

Il est représenté figure 9. Une base de temps à 1 KHz fournit des impulsions toutes les 1 mS. A l'aide d'un circuit de division par 100, on obtient une impulsion toutes les 100 impulsions. C'est cette impulsion qui sera l'origine temps du radiocardiogramme simulé. Il y aura donc 10 radiocardiogrammes par seconde construit sur 100 révolutions cardiaques simulées.

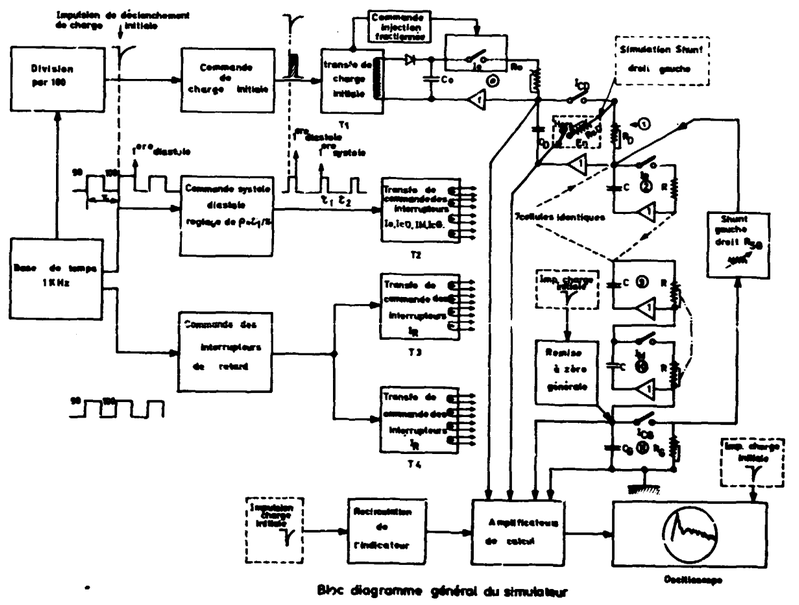


FIGURE 9.

La charge initiale Q_o est injectée dans la cellule d'injection fractionnée pendant la durée systolique précédant la première diastole du radiocardiogramme : 1ère diastole pendant laquelle la capacité C_D de la cellule (1) simulant le ventricule droit, reçoit tout ou partie de cette charge initiale grâce à l'interrupteur Io (fermé pendant les diastoles et ouvert pendant les systoles).

La commande des interrupteurs synchronisés sur les durées systolique et diastolique (Io, I_{CD}, I_{MI}, I_{CG}) et la commande des interrupteurs (I_R) des cellules de retard sont synchronisées sur les impulsions à 1 KHz. Pour les interrupteurs I_R, la commande est conçue pour que, si l'interrupteur de la cellule (2) est ouvert, celui de la cellule (3) soit fermé.... ce qui provoque bien pour ces 7 cellules un retard systématique de transmission de $\frac{7\tau}{2}$, la durée de fermeture ou d'ouverture de ces interrupteurs étant $\frac{\tau}{2}$.

Les interrupteurs sont tous à transistor et ce sont des secondaires de transformateur qui les commandent car les potentiels de tous ces interrupteurs varient au cours du radiocardiogramme.

Les tensions apparaissant aux bornes des capacité C_D et C_G, représentatives des charges aux bornes de ces capacité, sont envoyées dans des amplificateurs de calcul qui donnent une tension proportionnelle à $Q_D + Q_G$, charge totale des deux capacités. Une tension venant d'un circuit appelé "Recirculation" de l'indicateur permet de simuler le "plateau" auquel redescend le radiocardiogramme après le 2ème pic. Une seule tension, représentative de $Q_D + Q_G$ + Recirculation, est envoyée dans l'oscilloscope dont le balayage horizontal est déclenché par l'impulsion de charge initiale.

Un circuit de remise à zéro générale des cellules 0 à 11 est commandé par l'impulsion de charge initiale mais ne déclenche cette remise à zéro qu'aux environs de la 80ème systole suivant l'impulsion initiale et ce jusqu'à la 100ème.

Deux circuits appelés respectivement shunt gauche-droit et shunt droit-gauche ont été prévus mais une détermination précise des paramètres devant définir quantitativement ces shunts n'a pas encore été faite. Ils n'ont actuellement qu'une fonction qualitative montrant l'effet sur l'ensemble du radiocardiogramme d'une réinjection ou d'une perte de charges au niveau du coeur droit.

3. Circuits de commande.

Ce sont des circuits classiques à base de multivibrateurs à fréquence stable, de circuits monostables à durées bien définies et de circuit bistables pour les divisions de fréquence.

4. Les interrupteurs des cellules 1 à 11.

Ce sont des transistors fonctionnant en régime de saturation ou en régime bloqué. Ces transistors sont au silicium pour qu'en régime bloqué leur courant inverse I_{CEO} soit très faible.

Le schéma de ces interrupteurs est donné figure 10.

Lorsque le point A est positif par rapport au point B, un courant i_B traverse le circuit base-émetteur du transistor, permettant le passage d'un courant i_{CE}. Si i_B est suffisamment grand, le transistor se comporte comme une résistance faible (résistance de saturation du transistor).

Aucun courant I_E n'est injecté dans la cellule RC, le potentiel moyen du secondaire du transformateur suivant les variations de potentiel d'émetteur du transistor.

Lorsque B devient positif par rapport à A une tension inverse est appliquée à la diode émetteur-base du transistor et celui-ci se bloque. Cette tension est limitée par la diode au silicium mise en parallèle sur le circuit base-émetteur, cette diode permet aussi un fonctionnement symétrique du transformateur.

5. Circuit d'injection fractionnée et interrupteur Io.

"L'interrupteur" est encore un transistor identique aux précédents mais pendant les périodes de conduction le courant qui le traverse est variable d'une diastole à l'autre.

L'ensemble est représenté figure 11.

Pendant la charge de Co (durant une fraction de systole) le transformateur T_5, commandé par le secondaire du transformateur de charge initiale, amène le transistor TR_2 à saturation (très conducteur) ce qui décharge la capacité C_2. Pendant cette systole précédant la première diastole, C est négatif par rapport à D, polarisant en inverse - via les résistances R_3 et R_4 et les diodes D_6, D_7 et D_8 - la diode base-émetteur de TR_1. Donc TR_1 est bloqué et Co se charge convenablement.

Pendant la première diastole C devient positif par rapport à D, les diodes D_6 et D_7 se bloquent et la capacité C_1 transmet une charge à C_2 via la diode D_2. C_2 injecte alors un certain courant i_{B1} dans TR_1 et celui-ci laisse passer un courant i_1 proportionnel à i_{B1}. La systole suivante bloque le transistor TR_1. La diode D_1 décharge C_1 quand D devient positif par rapport à C. La deuxième diastole réinjecte une nouvelle charge dans C_2 et cette capacité impose un nouveau courant i_{B2} qui peut être plus grand que i_{B1} : si c'est le cas, la charge injectée dans C_D pendant la deuxième diastole sera supérieure à celle injectée pendant la première. Le potentiel P_1, les diodes D_3, D_4, D_5 courcircuitables manuellement et la résistance R_0 permettent une grande liberté dans le choix des fractions de charge initiale fournies pendant chaque diastole à la capacité C_D.

6. Amplificateurs de lecture.

Ce sont des amplificateurs utilisés classiquement dans les calculateurs analogiques : liaisons continues, entrée et sortie nulles simultanément, grand gain stable sans contre-réaction entrée-sortie. Dans le simulateur nous utilisons deux amplificateurs associés comme l'indique la figure 12.

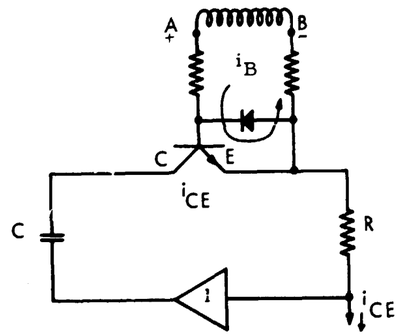


FIGURE 10 - Schéma d'un interrupteur à transistor.

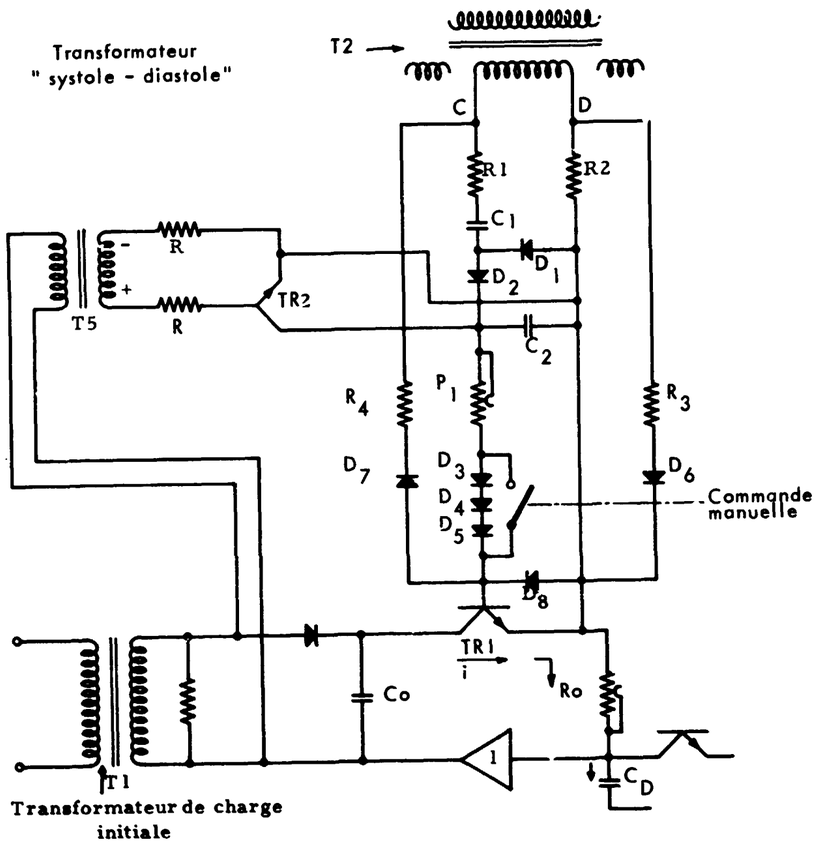


FIGURE 11 - Circuit d'injection fractionnée

Pour mesurer les charges aux bornes de C_D et C_G il faut faire $V_D + V_G = (V_1 - V_2) + (V_3 - 0)$, V_1, V_2, V_3, 0 étant les tensions par rapport à la masse des armatures des capacités C_D et C_G. Le premier amplificateur donne $-\frac{(V_1 + V_3)}{2}$, cette tension appliquée au second comme l'indique la figure donne en S A_2

$$+\frac{(V_1 + V_3)}{2}$$

V_2 appliqué à A_2 donne en S A_2 = $-\frac{V_2}{2}$

donc en S A_2 nous trouvons :

$$V_{SA_2} = \frac{1}{2}(V_1 - V_2 + V_3)$$

c'est cette tension, proportionnelle à la somme des charges des capacités C_D et C_G, qui est envoyée sur l'oscilloscope. La tension simulant la recirculation est additionnée à la précédente selon le circuit indiqué par la figure 12.

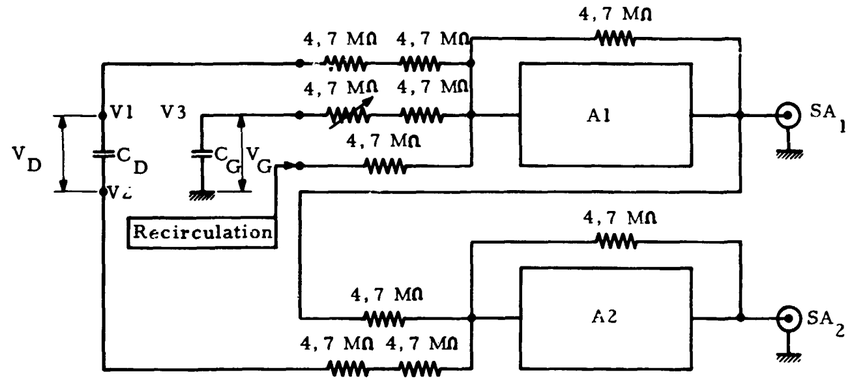


FIGURE 12 - Circuits de lecture du simulateur.

7. Oscilloscope.

C'est un oscilloscope classique avec balayages horizontal et vertical étalonnés. Une synchronisation extérieure permet de synchroniser le démarrage du balayage horizontal avec l'impulsion de charge initiale.

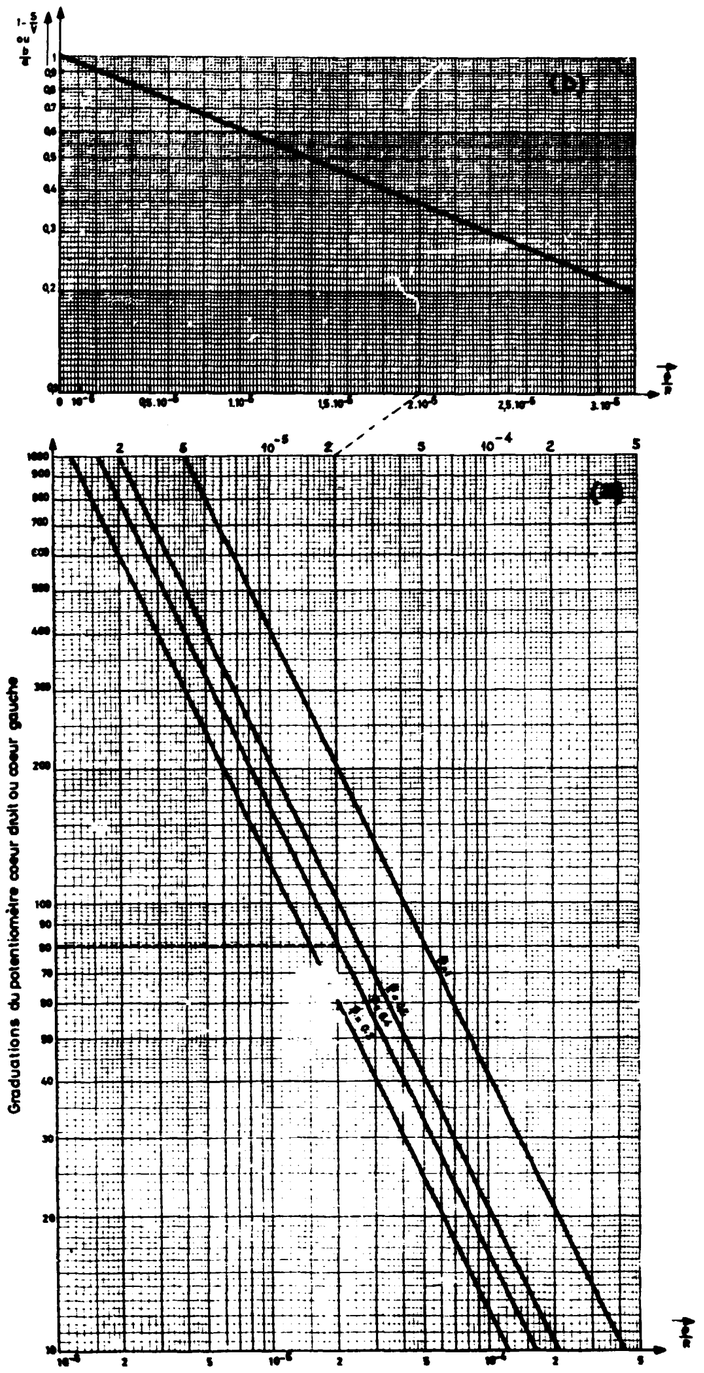


FIGURE 13 - Détermination des paramètres du coeur droit ou gauche en fonction de la graduation du potentiomètre.

V. UTILISATION DU SIMULATEUR.

Les paramètres des ventricules droit et gauche se règlent par des potentiomètres multitour possédant des verniers à 1 000 divisions. Nous avons alors établi une correspondance entre l'indication du vernier et l'indice d'éjection $\frac{S}{V}$, ρ étant connu, comme l'indique l'abaque figure 13.

Pour simuler un radiocardiogramme, le radiocardiogramme réel et le radiocardiogramme simulé sont superposés, après réglage préalable de ρ, la courbe produite par le simulateur étant modifiée en agissant sur les différents paramètres électriques précédemment définis jusqu'à ce qu'elle coïncide avec le radiocardiogramme vrai.

L'obtention des indices d'éjection se fait en reportant sur l'abaque figure 13 les graduations lues sur les potentiomètres comme l'indique les pointillés.

Différentes commutations permettent de visualiser sur l'écran de l'oscilloscope le coeur droit ou le coeur gauche "seuls", la distribution du retard pulmonaire, la recirculation .....

La figure 14 montre le simulateur incorporé dans la chaîne électronique de radiocardiographie. On y voit les deux détecteurs utilisés (VERNEJOUL, 1967) reliés, après

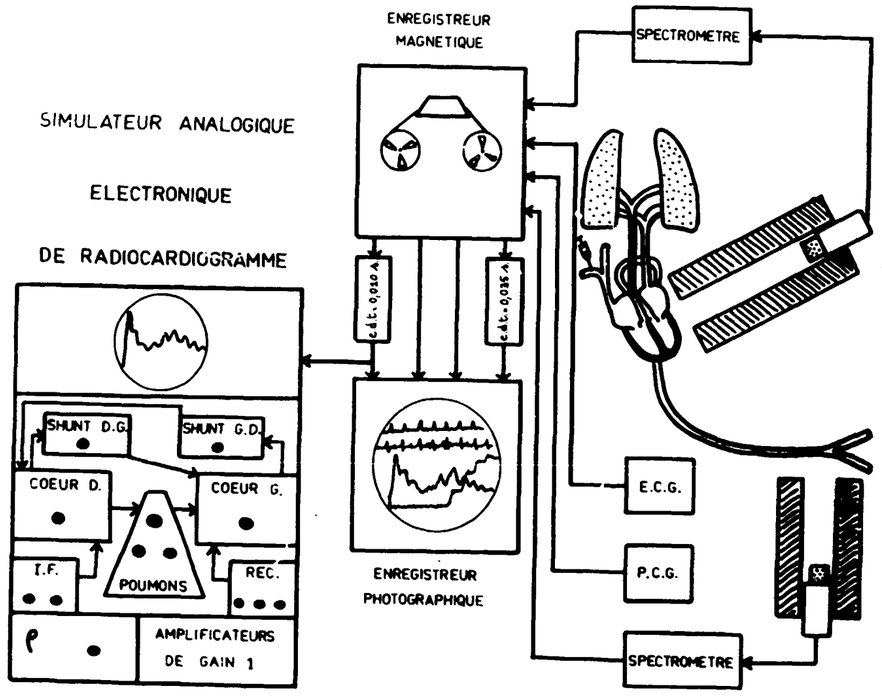


FIGURE 14.

spectrométrie, à un enregistreur magnétique où les informations sont stockées. Elles sont ensuite transmises par l'intermédiaire d'intégrateurs de très faible constante de temps (de l'ordre de 0,010 seconde) à un enregistreur photographique. Les impulsions issues de la première voie, correspondant au détecteur cardiaque après injection de 10 mCi de ^{137m}Ba (VERNEJOUL, 1967) en amont des cavités cardiaques, après mesure de leur fréquence moyenne, sont transmises à l'oscilloscope du simulateur. Une photo est alors effectuée qu'il suffit de placer sur l'écran de cet oscilloscope pour aborder la simulation proprement dite du radiocardiogramme expérimental.

L'électrocardiogramme (ECG) et le phonocardiogramme (PCG) sont enregistrés simultanément au radiocardiogramme et permettent de mesurer ρ avec précision.

VI. RESULTATS.

Le but d'un tel ensemble est d'une part de simuler le tracé expérimental et de vérifier les données mesurées par cette courbe, mais aussi d'obtenir des renseignements sur certains paramètres qui ne peuvent être étudiés directement sur le radiocardiogramme. Un des plus importants est la circulation pulmonaire. Pour reproduire théoriquement une courbe expérimentale, comme celle de la figure 15, il faut non seulement opérer une translation du deuxième pic par rapport à l'origine, mais aussi y insérer une certaine distribution des temps de transit pulmonaire ainsi que l'on peut le voir schématiquement sur cette figure 15. C'est en adoptant ce schéma que le simulateur a été conçu avec un certain nombre de circuits de base représentant le retard pur et deux circuits de base faisant varier la distribution du temps de transit.

Sur une cinquantaine de radiocardiogrammes étudiés par simulation, nous avons toujours trouvé une très bonne concordance entre les données expérimentales et les valeurs déduites du simulateur. Ainsi la figure 16 montre un radiocardiogramme normal et la simulation obtenue.

Qualitativement, on remarque la très bonne superposition des deux tracés. La légère différence morphologique des composantes périodiques du radiocardiogramme simulé par rapport au tracé expérimental est due au fonctionnement propre du circuit RC choisi comme cellule de base. Quantitativement les indices d'éjections mesurés sur la courbe expérimentale étaient respectivement de 0,47 pour le ventricule droit et 0,57 pour le ventricule gauche. Après simulation, et en se rapportant aux abaques décrites sur la figure 13, sachant que ρ = 0,43, on trouve un indice d'éjection du ventricule droit de 0,46 et un indice d'éjection du venticule gauche de 0,55. Nous avons donc une précision supérieure à 5 %. Tous les tracés normaux que nous avons traité par simulation nous ont donné une précision du même ordre.

Enfin sur cette même figure 16, on remarque la distribution du temps de transit pulmonaire qu'il a fallu afficher afin d'obtenir une telle courbe simulée. Cette courbe est formée d'un certain nombre de discontinuités dues à l'ouverture et à la fermeture des inter-

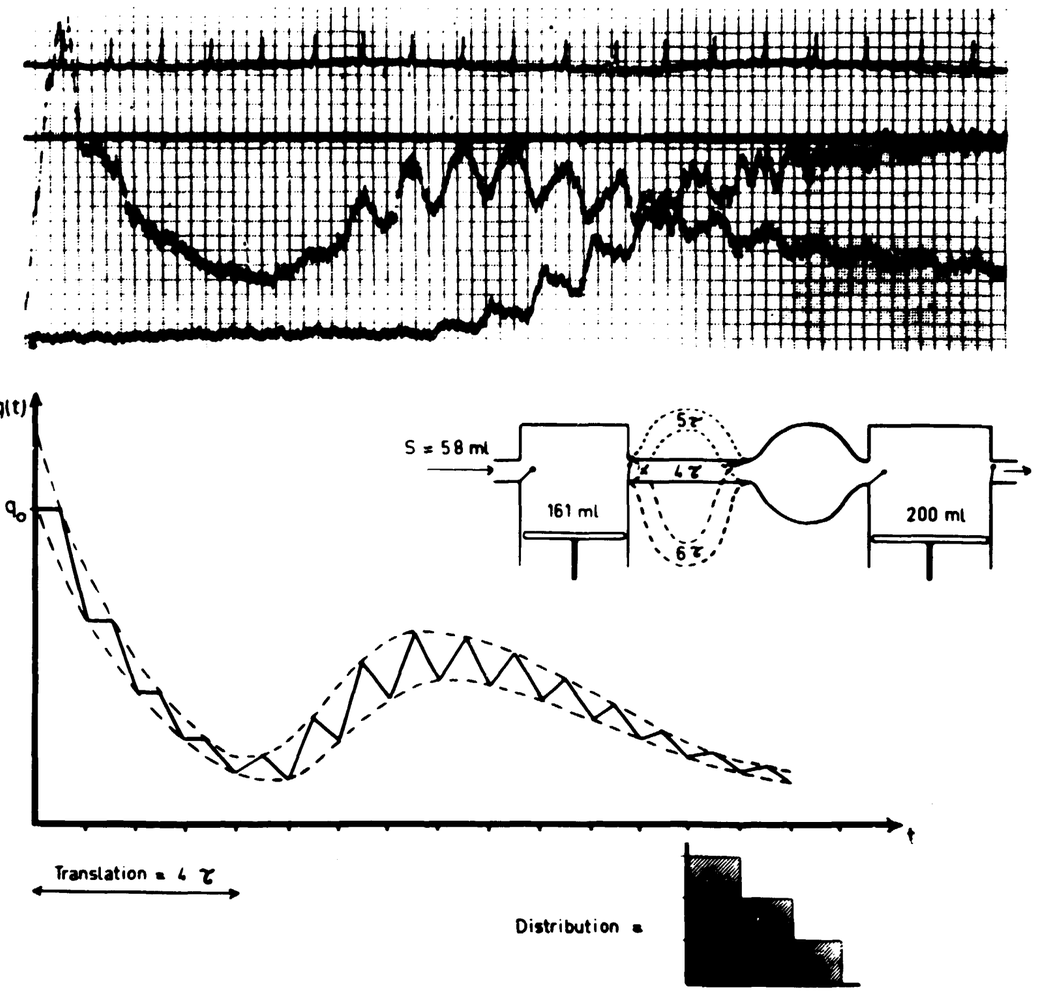
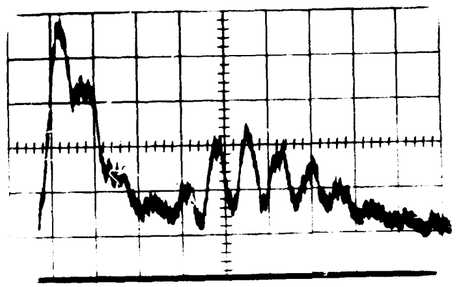
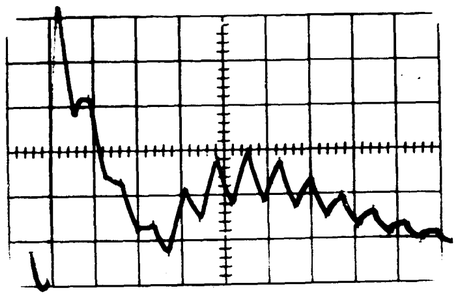


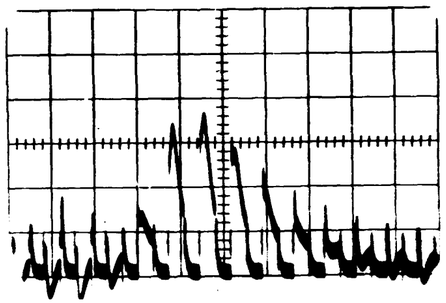
FIGURE 15



Radiocardiogramme expérimental



Radiocardiogramme simulé



Distribution du retard pulmonaire

FIGURE 16

rupteurs, d'une durée égale à τ_1 et dont la valeur moyenne de l'amplitude en fonction du temps représente la distribution du retard pulmonaire. Ces renseignements, qui ne peuvent être obtenus directement sur la courbe expérimentale, sont d'un grand intérêt dans certains cas pathologiques où la circulation pulmonaire est très perturbée, comme par exemple dans les lésions de l'orifice mitral.

A titre d'illustration, voici deux exemples pathologiques :

-La figure 17 montre un radiocardiogramme obtenu dans un cas d'insuffisance aortique.

Le tracé simulé reproduit fidèlement la courbe expérimentale. Le radiocardiogramme simulé présente un premier accident, légèrement différent du trace expérimental, et dont l'amplitude correspond à la somme des irrégularités de la montée du premier pic de ce tracé. Quantitativement, les chiffres obtenus par simulation sont identiques à ceux calculés sur le radiocardiogramme. Les indices d'éjection sont en effet respectivement à partir du tracé expérimental et de la courbe simulée de 0,25 et 0,27 pour le ventricule droit, et 0,25 dans les deux cas pour le ventricule gauche. On remarque aussi sur cette figure les courbes individualisées représentatives du ventricule droit, du ventricule gauche et de la recirculation. La distribution des temps de transit pulmonaire est légèrement plus grande chez le sujet normal. Enfin, on y remarque aussi ce qu'aurait du être le radiocardiogramme si l'injection avait été instantanée dans le ventricule droit, courbe obtenue en supprimant simplement l'injection fractionnée sur ce programme de simulation.

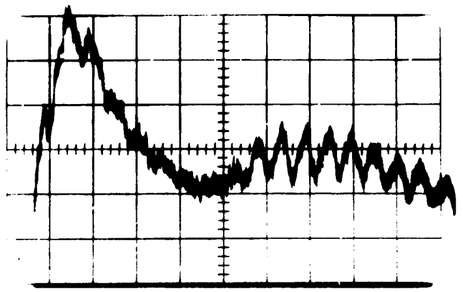
- La figure 18 représente un radiocardiogramme obtenu chez un malade atteint d'insuffisance ventriculaire gauche. Comme dans le cas précédent, la courbe simulée est parfaitement comparable qualitativement et quantitativement au tracé expérimental : respectivement 0,40 dans les deux cas pour le ventricule droit, 0,23 et 0,24 pour le ventricule gauche.

La courbe de distribution des temps de transit pulmonaire est très allongée par rapport au sujet normal.

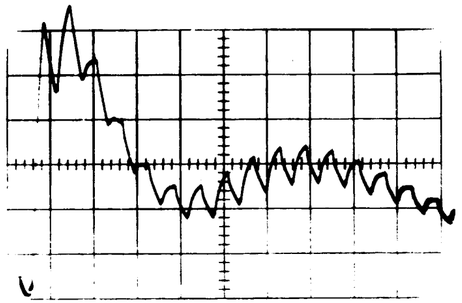
On y remarque enfin aussi le radiocardiogramme que l'on aurait dû obtenir après injection instantanée dans le ventricule droit.

Ces deux exemples montrent l'intérêt du simulateur électronique analogique du radiocardiogramme, tant pour reproduire qualitativement la courbe expérimentale, que pour l'étudier quantitativement et pour obtenir des renseignements que l'on ne peut atteindre directement sur le tracé, tel que la distribution des temps de transit pulmonaire. Il permet enfin d'obtenir le tracé théorique que l'on devrait obtenir en l'absence d'hyperpression ventriculaire droite, c'est à dire par injection unique.

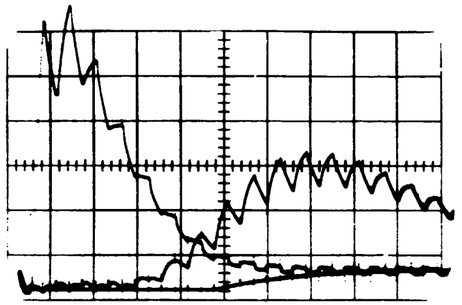
Enfin,pour terminer, la figure 19 illustre un des autres aspects du simulateur. C'est la possibilité de reproduire un tracé de shunt gauche-droit. On voit nettement sur le radiocardiogramme comme sur la courbe simulée le troisième pic (VERNEJOUL, 1962) significatif de ce shunt et l'on remarque que l'appréciation quantitative par simulation est satisfaisante.



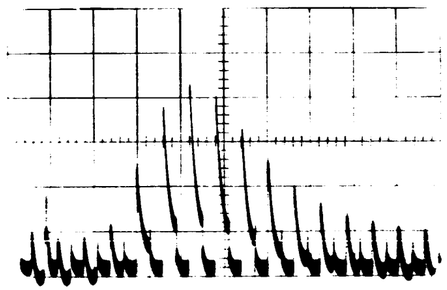
Radiocardiogramme expérimental



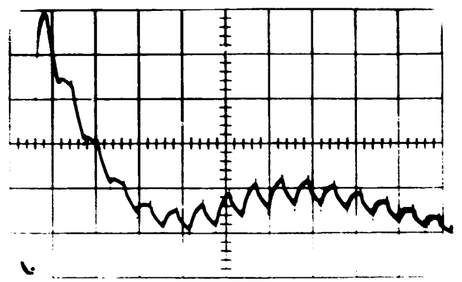
Radiocardiogramme simulé



Coeur droit
Coeur gauche
Recirculation

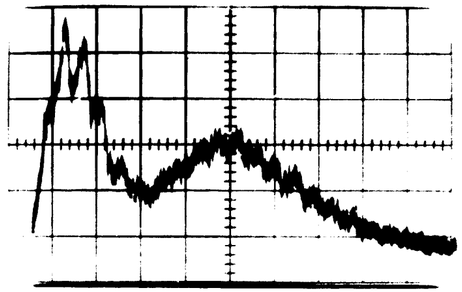


Distribution du retard pulmonaire

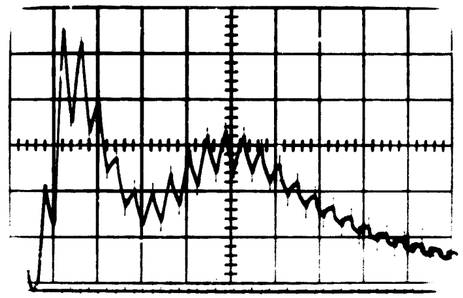


Simulation avec entrée instantanée de l'indicateur dans le ventricule droit.

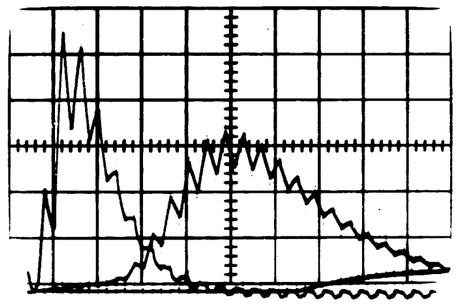
FIGURE 17



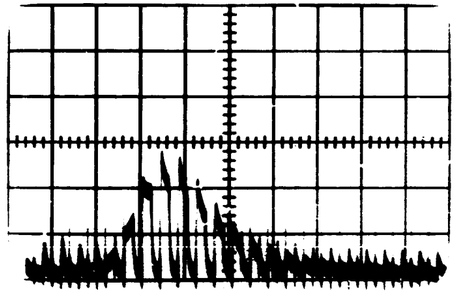
Radiocardiogramme expérimental



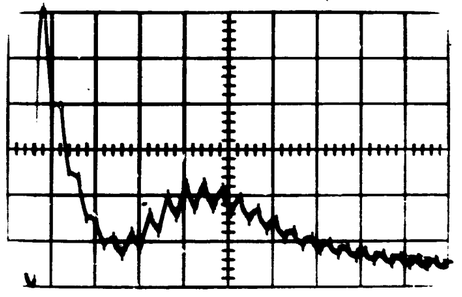
Radiocardiogramme simulé



Coeur droit
Coeur gauche
Recirculation



Distribution du retard pulmonaire



Simulation avec entrée instantanée de l'indicateur dans le ventricule droit.

FIGURE 18

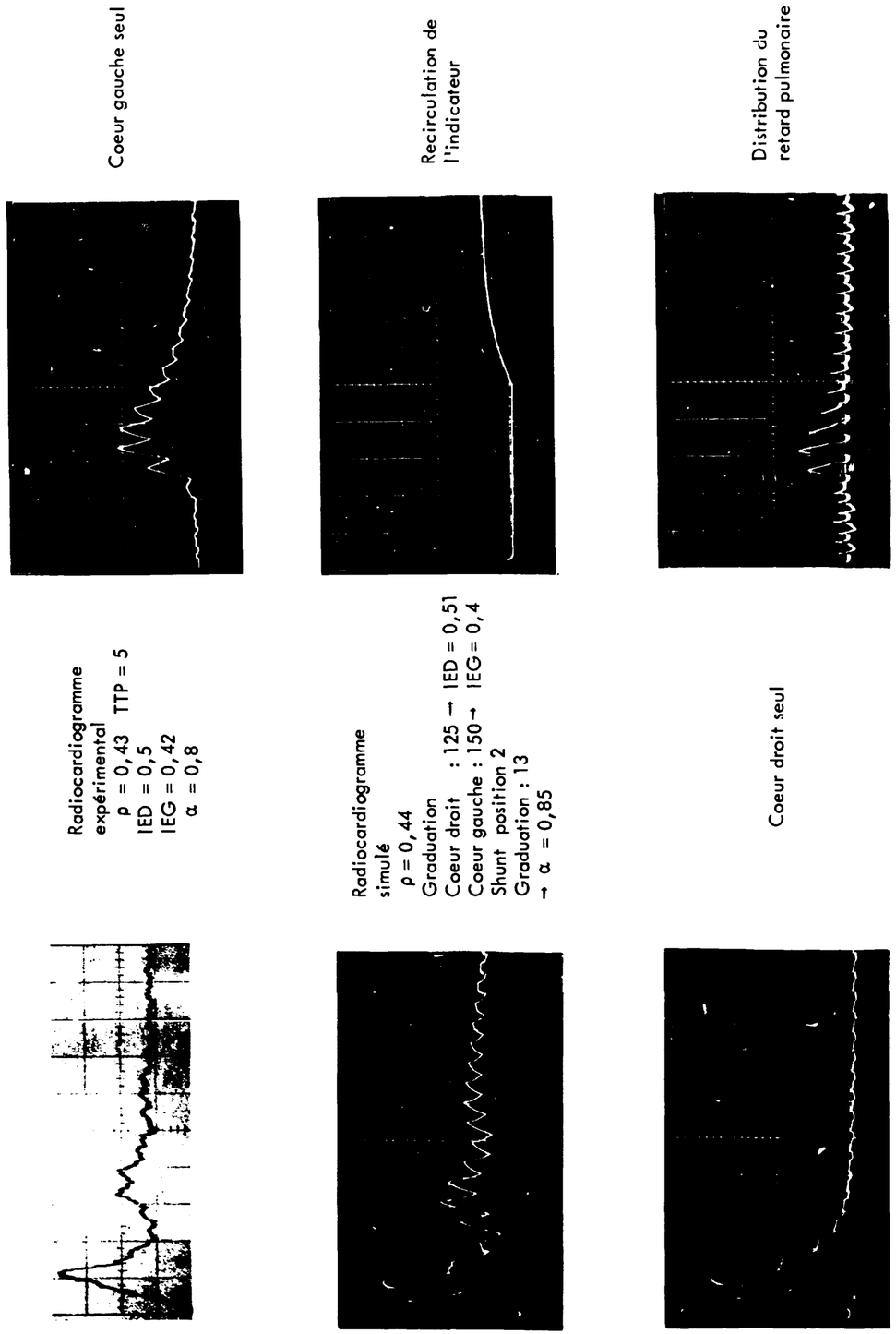


FIGURE 19 - Simulation d'un radiocardiogramme.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier Messieurs J. MURAT (G.T.E. - Atelier d'Electronique - C.E.N. - Saclay), G. ALLARD et J.C. GAUCHER (Service d'Electronique Physique - C.E.N. - Saclay), pour l'importante collaboration technique qu'ils ont su leur assurer.

BIBLIOGRAPHIE.

- KELLERSHONH C. et VERNEJOUL P. de (1960)
Sur le mécanisme de la dilution d'un indicateur nucléaire dans les cavités cardiaques de l'homme.
Acta Tertii Europaes de Cordis Scientia Conventus - Rose, Ed. Excerpta Medica - A. 563 - 572

- KELLERSHOHN C. et VERNEJOUL P. de (1965)
Application of the Laplace transform to the study of a Catenary System, under pulsatory Working Conditions
First International Conference on Medical Physics - Harrogate - Angleterre - Abstracts seulement.

- SARQUIZ (1963)
Simulateur électronique des processus de radiocardiographie
Thèse de Doctorat 3ème cycle.

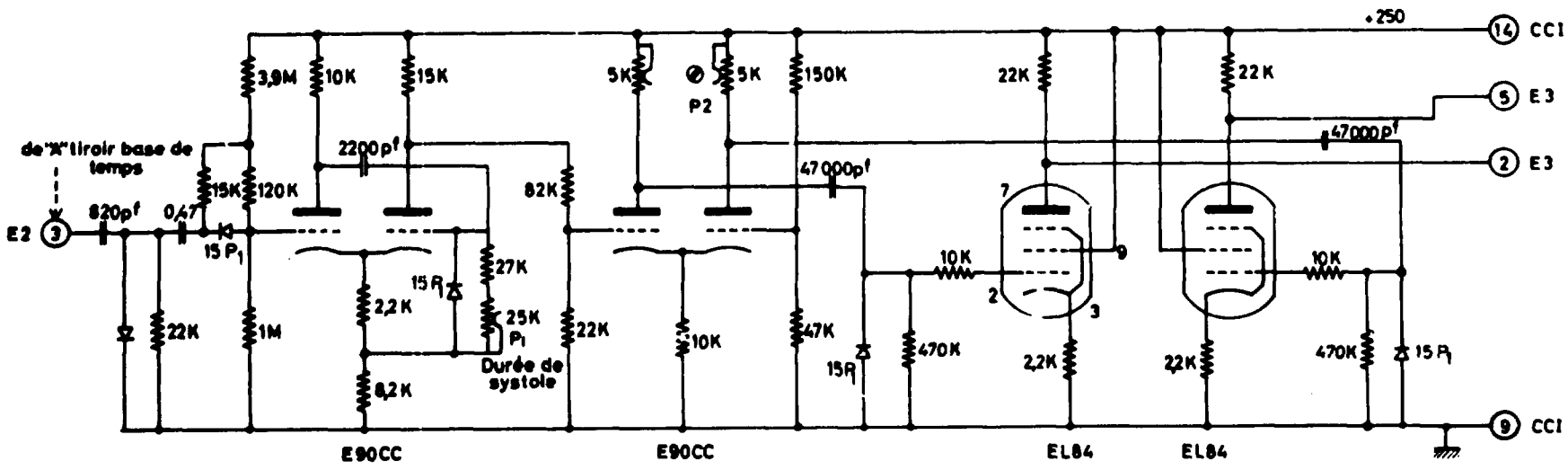
- VERNEJOUL P. de, Di GREGORIO V., KELLERSHOHN C., PICARD R., Di MATTEO J. (1962)
Etude de la dilution d'un indicateur dans un système de deux cavités consécutives avec retour partiel de la seconde vers la première
Arch. des Mal. du coeur, 55, 13-29

- VERNEJOUL P. de, DELALOYE B., Di GREGORIO V., KELLERSHOHN C. (1964)
Mesure du débit cardiaque et des volumes ventriculaires par radiocardiographie.
Rev. Franç. études clin. et Biol. IX - 693-715

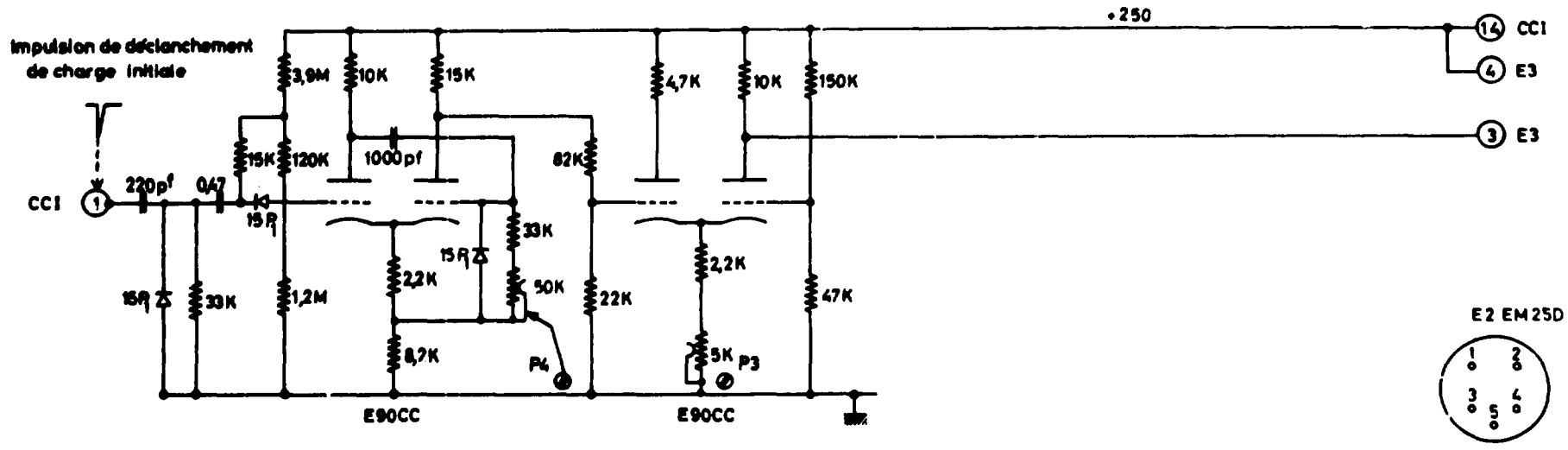
- VERNEJOUL P. de, KELLERSHOHN C. (1965)
Considérations préliminaires sur l'étude expérimentale de la composante périodique du radiocardiogramme
Application à la détermination des volumes ventriculaires.
Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung. Urban und Schwarzenberg - München und Berlin - Band VI - 436-445

VERNEJOUL P. de, Del OLMO J., RANGEL ABUNDIS A., KELLERSHOHN C. (1967)
Intérêt des indicateurs nucléaires de courte période physique dans l'étude de l'hémodynamique cardiaque.
Radioaktive isotope in Klinik und Forschung. Urban und Schwarzenberg - München und Berlin - Band VII - Sous presse.

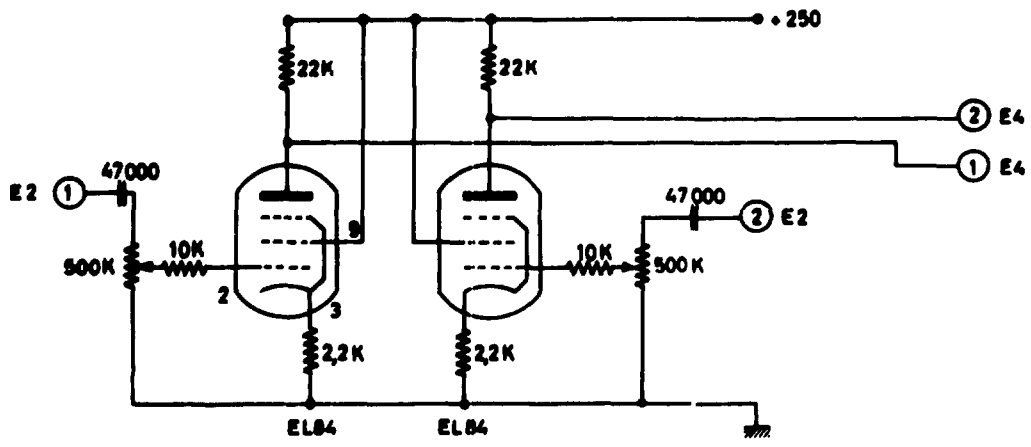
Manuscrit reçu le 22 août 1967



Commande transformateur T2
systole diastole



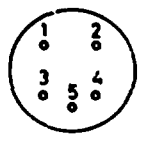
Commande transformateur T1
charge initiale



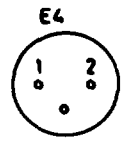
Commande transformateurs
T3 et T4
"retard"

E2 EM25D

E3 EF25D



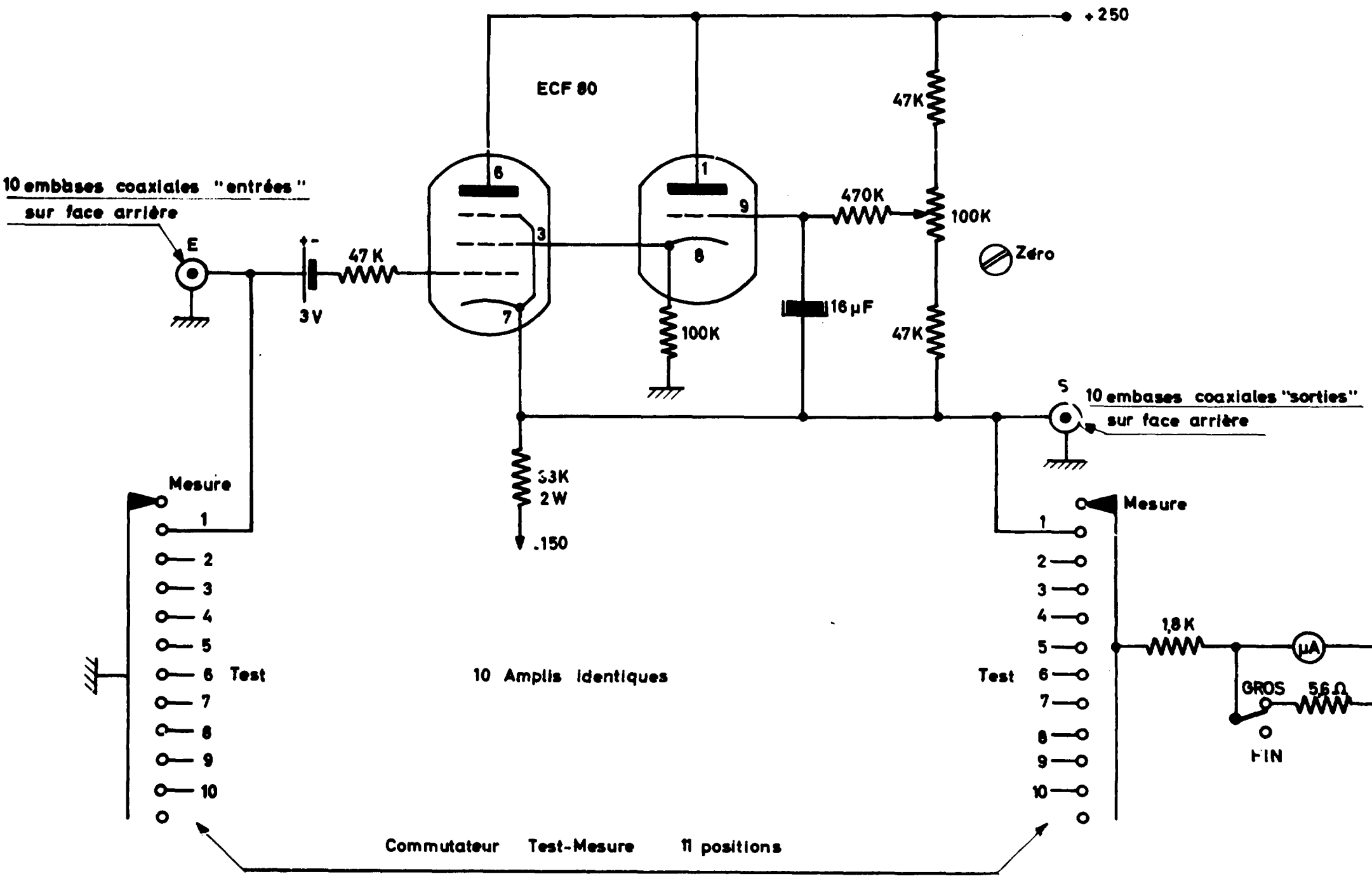
E4



(Vue face avant du tiroir)

S 4

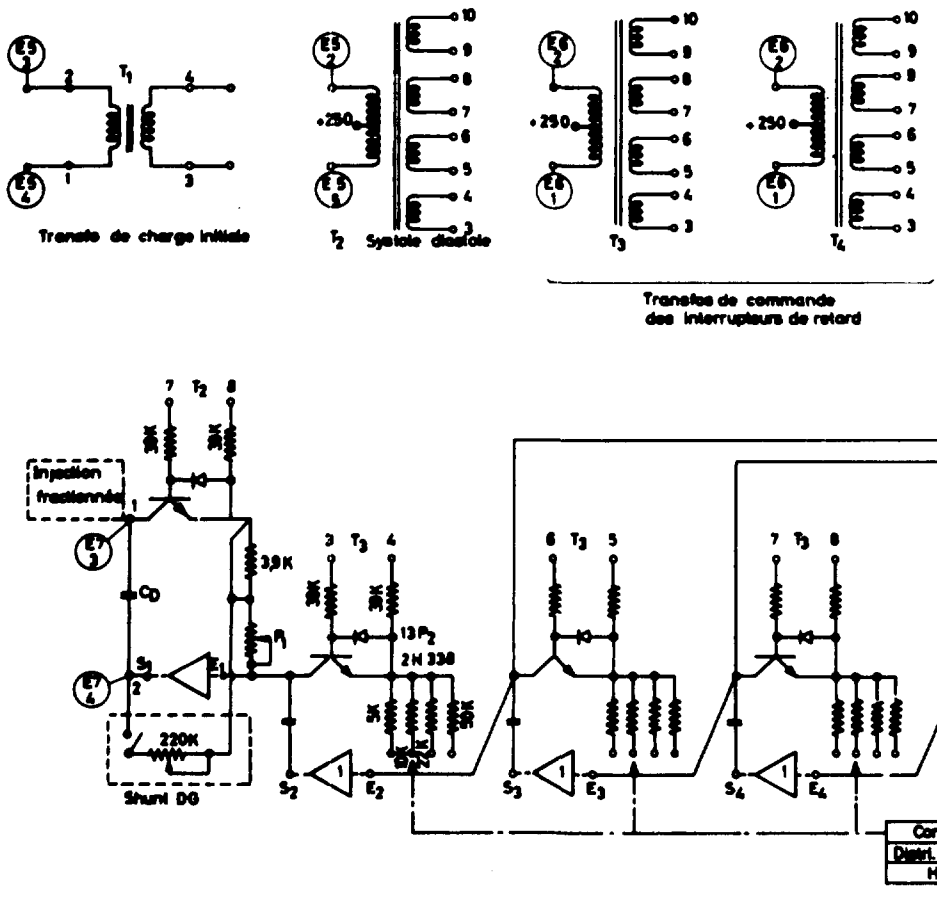
TIROIR COMMANDE DES INTERRUPTEURS ET DE LA CHARGE.



Sorties sur face arrière { 6,3V ~ (2 bornes blanches) ; -150 (1 borne verte) } vers tiroir commande des paramètres

S 5

TIROIR AMPLIFICATEUR DE GAIN 1.

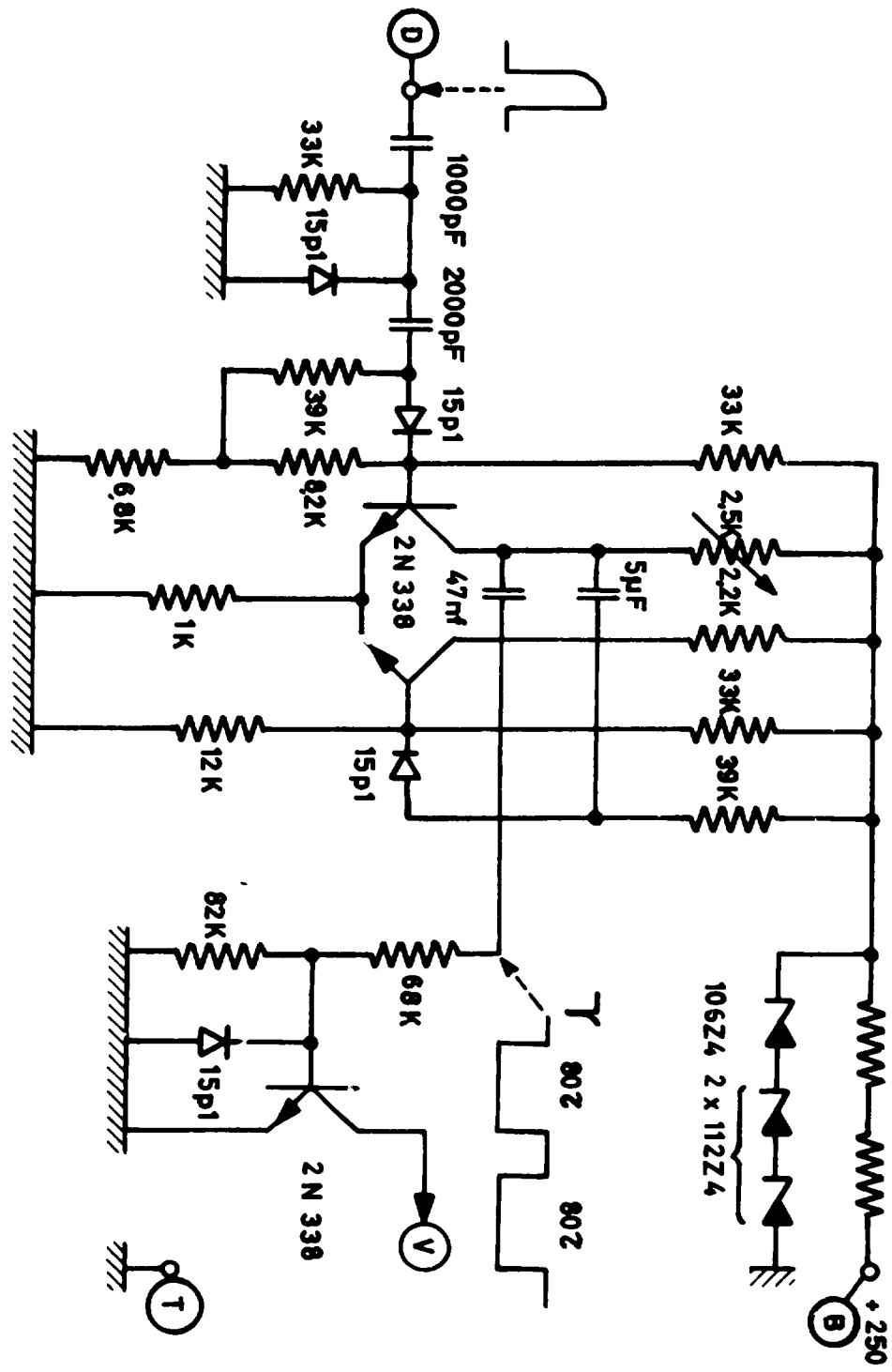


NOTA :

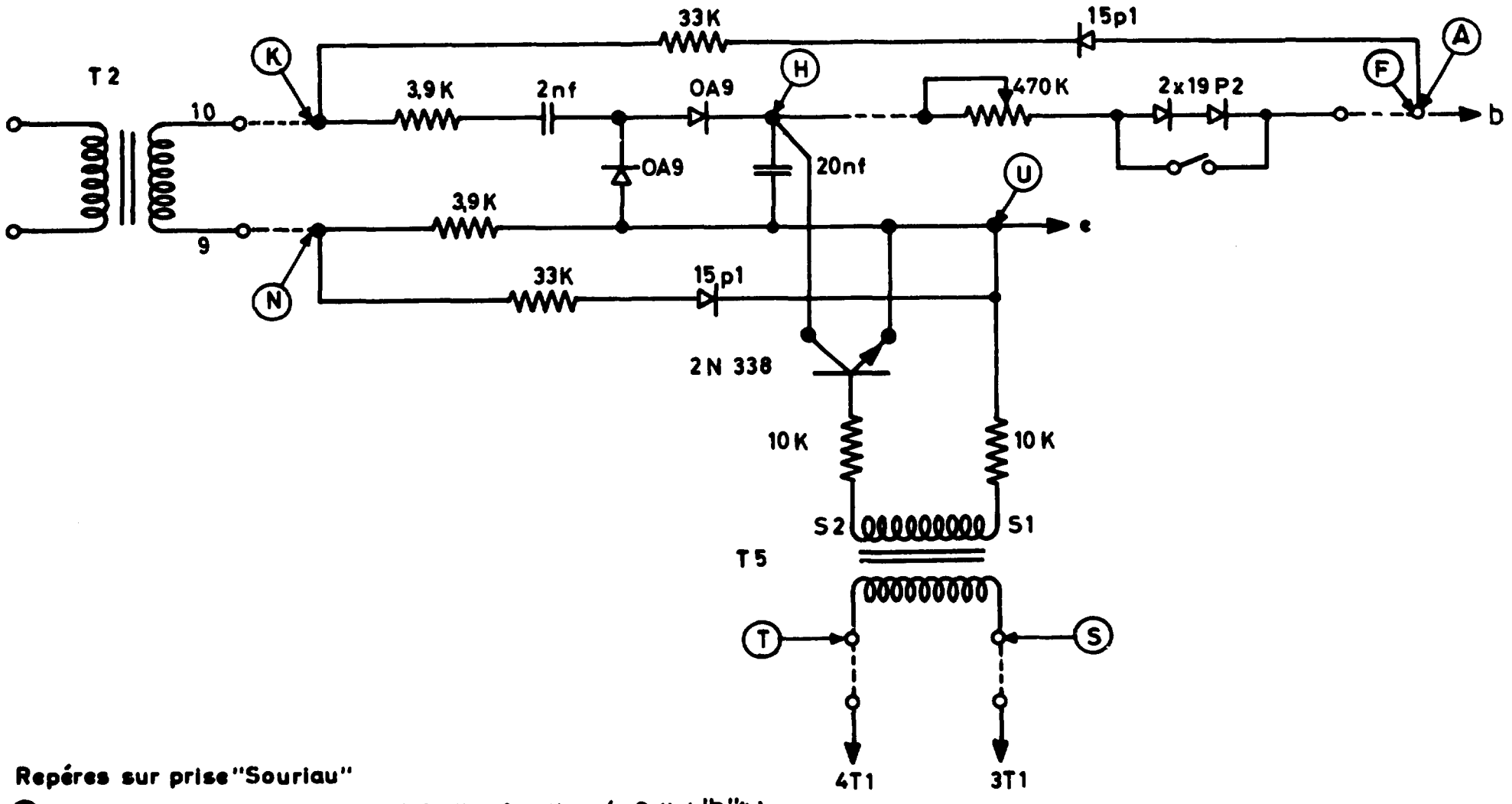
① Toutes diodes 13 P_2 CFTH
② Tous les interrupteurs à transistors sont identiques 2N 338
③ Les 7 cellules de retard sont identiques
④ Toutes les capacités 20 nf au mica 1%
⑤ P_1 P_3 potentiomètres 10 tours type 10 B 250 KΩ (wireless thomas)
⑥ P_2^1 P_2^2 potentiomètres 10 tours type 10B 250 KΩ (wireless thomas) couplés sur le même axe

TIROIR COMMANDE DES PARAMETRES

- Chaîne principale du simulateur - Plaquette de remise à zéro
- Injection fractionnée : circuit de commande - Injection fractionnée : cellule "O" mémoire
- Recirculation



PLAQUETTE DE REMISE A ZERO



Repéres sur prise "Souriau"

Ⓐ b : base transistor plaquette injection fractionnée Cellule "O" (b)

Ⓕ, Ⓗ Vers rhéostat 470 K et diodes 19P2 sur face avant

Ⓚ $10T_2$

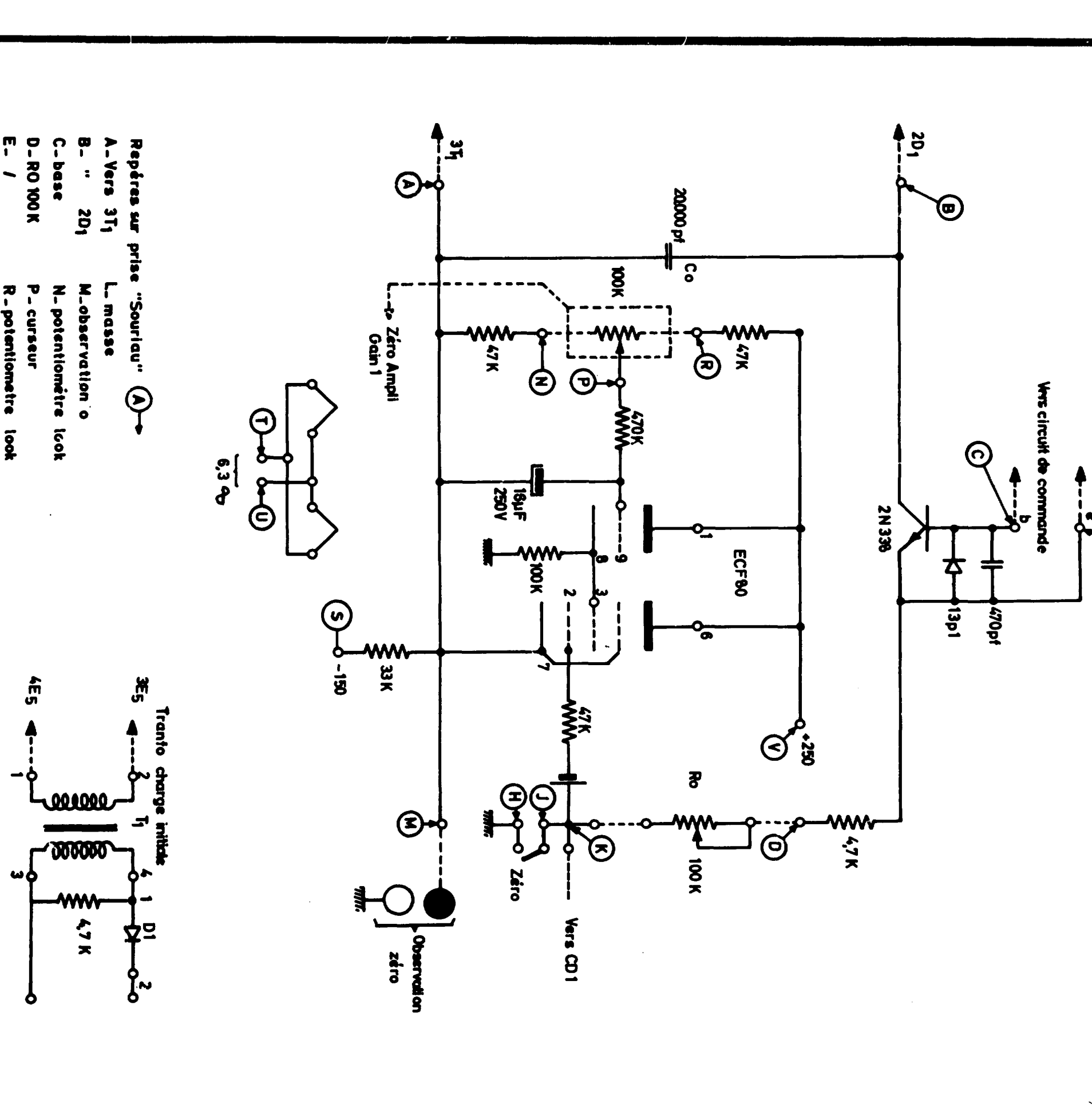
Ⓝ $9T_2$

Ⓢ $3T_1$

Ⓣ $4T_1$

Ⓤ e : émetteur transistor plaquette injection fractionnée

INJECTION FRACTIONNEE : CIRCUIT DE COMMANDE



Repéres sur prise "Souriau" Ⓐ

A - Vers $3T_1$ L - masse

B - " $2D_1$ M - observation o

C - base N - potentiométre look

D - RO 100 K P - curseur

E - / R - potentiometre look

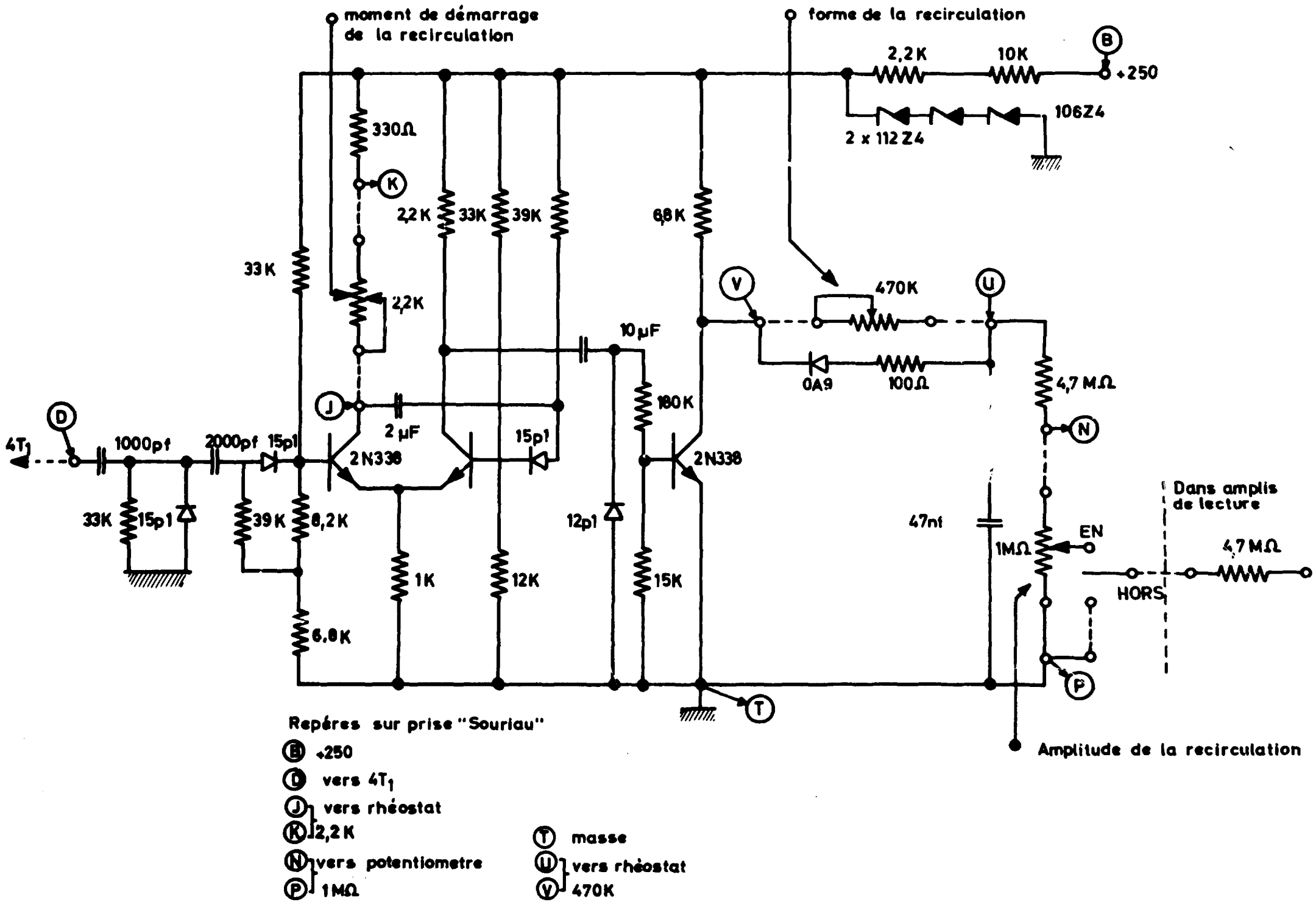
F - émetteur S - -150

H - masse T ⎫ 6,3 ↷

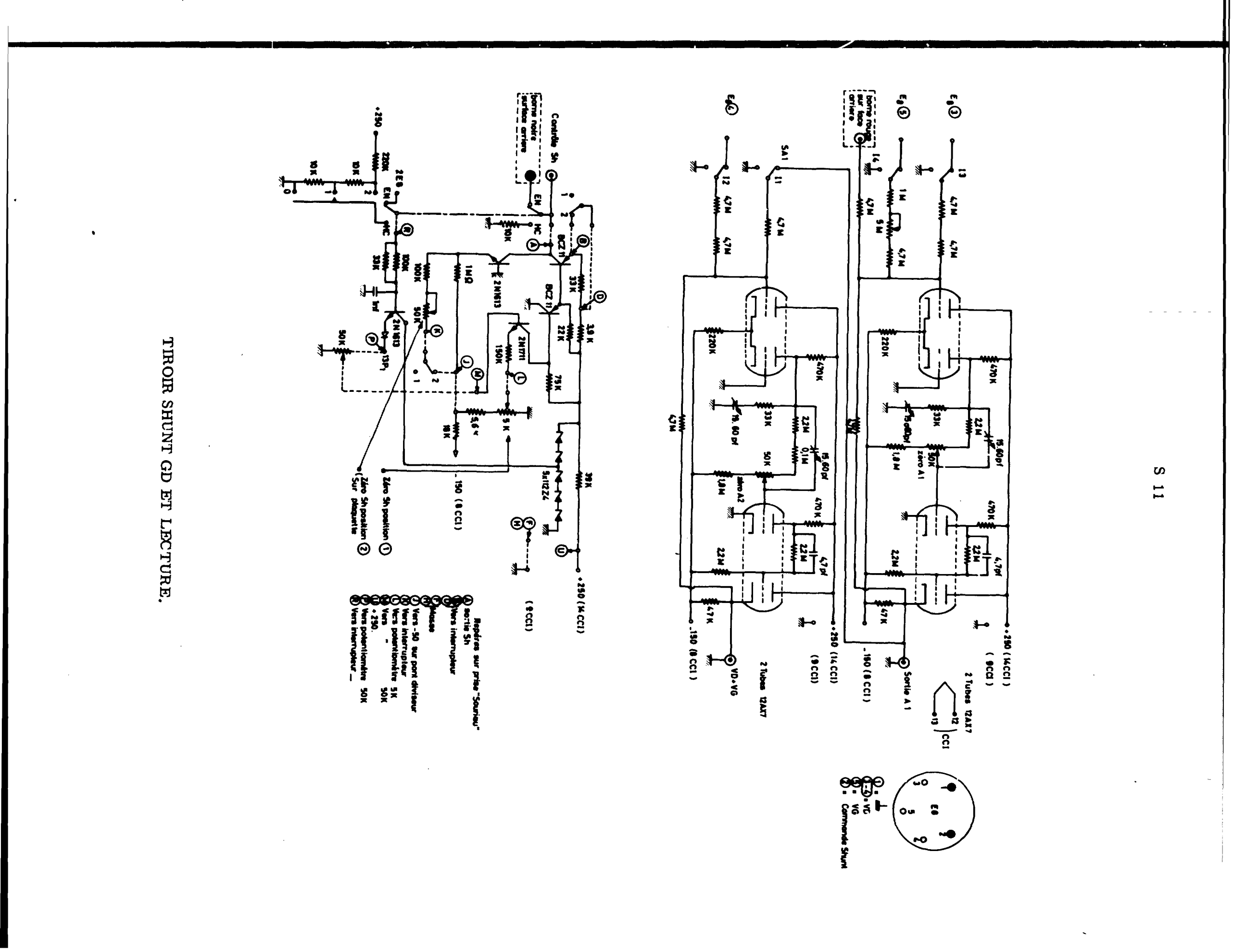
J - interrupteur zéro U ⎭

K - Vers CD_1 et R_0 V - +250

INJECTION FRACTIONNEE (CELLULE "O" MEMOIRE)

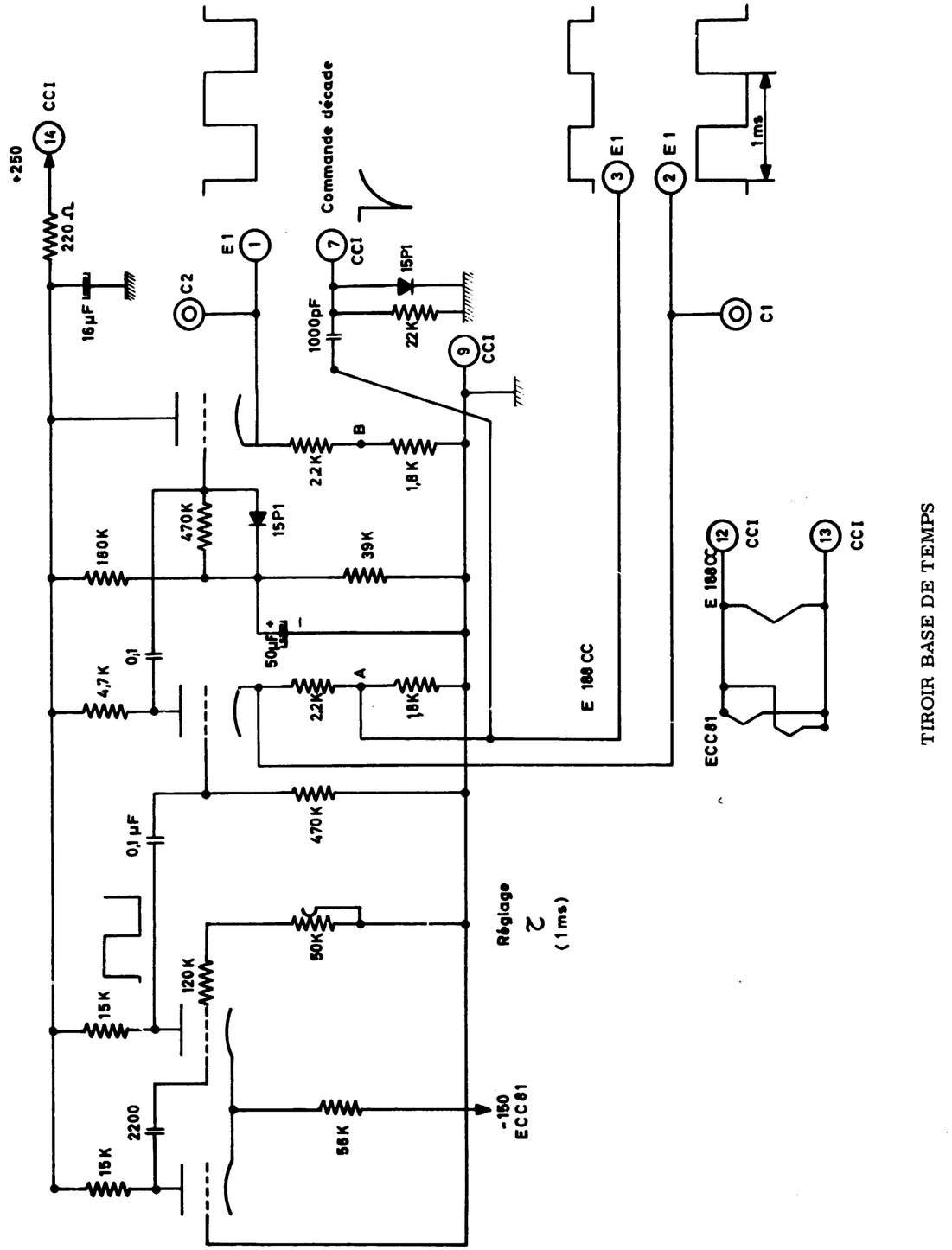


PLAQUETTE SIMULANT LA RECIRCULATION



TIROIR SHUNT GD ET LECTURE.

S C H E M A T E Q U E



TIROIR BASE DE TEMPS

Schéma dans la NOTICE TECHNIQUE

"Tiroir double décade Type T 2 D 1"

Système CEA

Constructeur Editeur = l'Electronique Appliquée

25, rue du Dr Finlay, PARIS XVè

Schéma dans la NOTICE TECHNIQUE

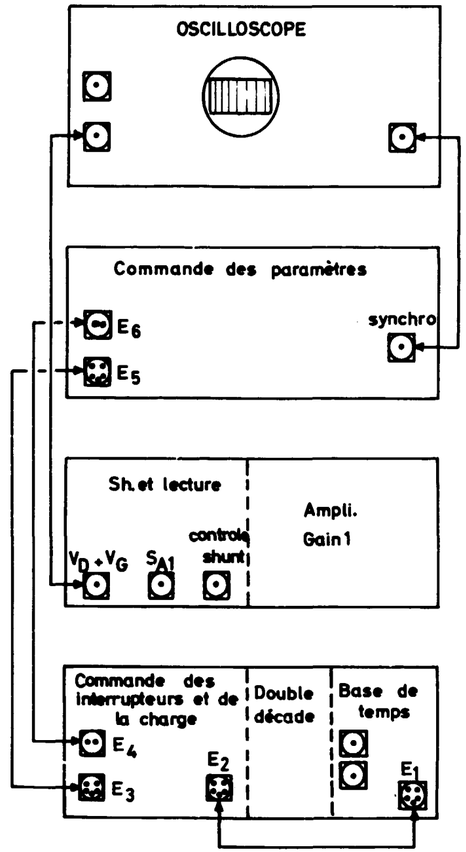
"Alimentation CALSM 450/40 Type GIT 20"

Système CEA

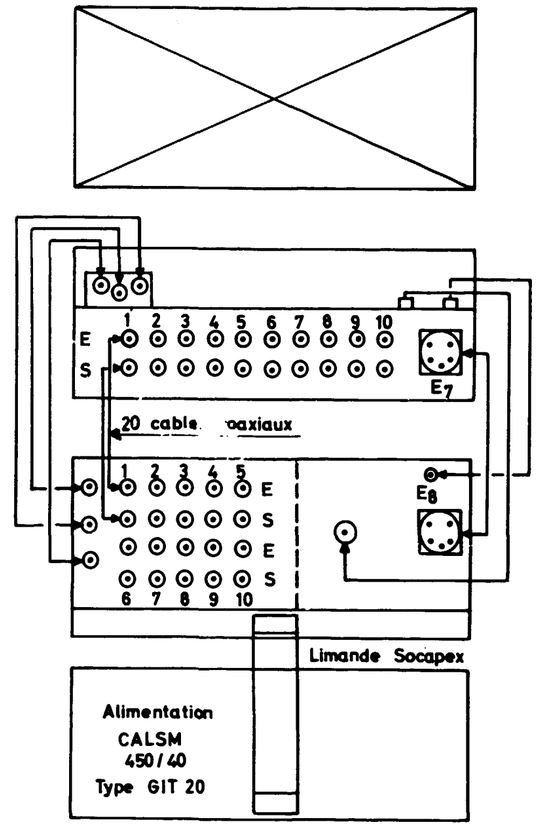
Constructeur Editeur = l'Electronique Appliquée

25, rue du Dr Finlay, PARIS XVè

FACE AVANT DES TIROIRS



FACE ARRIERE DES TIROIRS



SCHEMA DES INTERCONNEXIONS ENTRE TIROIRS.

FIN