

Le battement cardiaque considéré comme une oscillation de relaxation, et un modèle électrique du cœur

BALTH. VAN DER POL, J. VAN DER MARK

1. Oscillations de relaxation.

L'équation

$$(1) \quad \ddot{v} - \alpha(1 - v^2)\dot{v} + \omega^2 v = 0$$

est représentative d'un système oscillant dont la résistance est une fonction de l'élongation. Quand α est une quantité positive, le système a une résistance qui est négative pour une petite amplitude. Par conséquent, la position

$$v = 0$$

est instable. Quand, de plus,

$$(2) \quad \alpha^2 \gg \omega^2$$

il est évident que tant que

$$v^2 \ll 1,$$

la variable v quittera initialement la valeur $v = 0$ de façon apériodique, mais quand plus tard

$$v^2 > 1,$$

la résistance aura changé de signe et sera devenue positive, donc, v aura tendance à revenir à nouveau à la valeur $v = 0$. La possibilité que (1) même avec la condition (2) ait encore une solution purement périodique est rendue plausible par les considérations ci-dessus, et une description complète des solutions de (1) a été donnée par l'un des auteurs du présent article il y a quelques années¹.

Il découle de la recherche mentionnée que la période fondamentale T_{rel} de la solution de (1) avec la condition (2) est

$$T_{\text{rel}} = 1.61 \frac{\alpha}{\omega^2}.$$

Si (1) est utilisée pour représenter une oscillation électrique

$$\alpha = \frac{R}{L},$$

$$\omega^2 = \frac{1}{LC},$$

et par conséquent

$$T_{\text{rel}} = 1.61 RC,$$

et donc la période fondamentale des nouvelles oscillations est, excepté du fait de la constante numérique, donnée par un temps constant ou un temps de relaxation, et pour cette raison, il a été

Communiqué par les auteurs. Un compte-rendu plus détaillé de ces considérations apparaîtra dans le prochain numéro de L'Onde électrique.

Traduction en français : Denise Vella-Chemla, septembre 2021.

1. Balth. van der Pol, Phil. Mag. ii. p. 978 (1996); *Jarhb. d. dr. Tel. (Zs. f. Hochfreq. Technik)* xxviii. p. 178 (1926), xxix. p. 114 (1927).

suggéré d'utiliser le nom d'*oscillation de relaxation*. Sur la figure 1 (extraite de l'article mentionné ci-dessus), la solution de (1) est décrite, et on voit que la "forme d'onde" dévie considérablement de la fonction sinus.

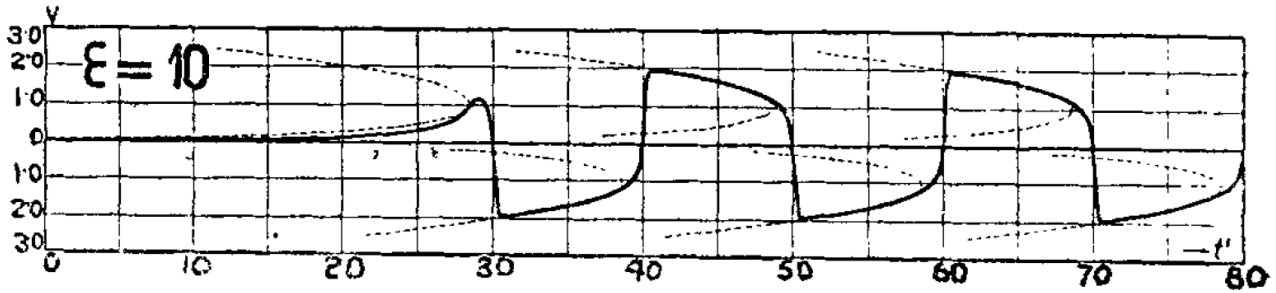


FIGURE 1 : Représentation graphique de la solution de l'équation (5) avec la condition $\epsilon = \alpha/\omega = 10$. Dans ce cas, l'équation représente une "oscillation de relaxation" qui est caractérisée entre autres par sa forme déviant de façon très marquée de la courbe sinus. On voit des sauts soudains se produire périodiquement.

Lors d'une recherche plus avancée, le comportement d'un système de relaxation sous l'influence d'une force électro-motrice de petite amplitude imprimée périodiquement s'est avéré présenter des propriétés de synchronisation très remarquables².

En fait, on a trouvé que, quand cette E.M.F. était proche de la résonance, on pouvait faire varier la période de relaxation *libre* du système sur un domaine large (de l'ordre d'une octave), le système continuant à vibrer avec la période imprimée. Le système s'est aussi avéré capable de se synchroniser très facilement sur une *sous-harmonique* de l'E.M.F. imprimée, i.e., quand la fréquence de ce dernier était ω_0 , la fréquence fondamentale de l'oscillation "forcée" dans le système était ω_0/n , n étant n'importe quel nombre jusqu'à 100 ou 200. Ces oscillations de relaxation nous ont permis de réaliser une *démultiplication fréquentielle*. L'expérience a montré que l'amplitude de l'oscillation de la relaxation ne pouvait pas être trop considérablement influencée par l'E.M.F. externe. Donc la fréquence d'une oscillation de relaxation peut facilement être influencée par une E.M.F. périodique externe, alors que l'amplitude est assez "rigide". Le cas des systèmes vérifiant (1) est exactement le cas contraire mais avec la condition

$$\alpha^2 \ll \omega^2,$$

comme, e. g., le cas d'un oscillateur triode sous l'influence d'une E.M.F. imprimée³.

Pour résumer les propriétés des oscillations de relaxation, on a que :

- (a) leur *période temporelle* est déterminée par une constante temporelle ou temps de relaxation ;
- (b) leur *forme d'onde* dévie considérablement d'un sinus et, à chaque occurrence d'une portion abrupte, de nombreuses harmoniques d'amplitude prononcée sont présentes ;
- (c) une petite force périodique imprimée peut facilement forcer le système de relaxation à être en phase avec elle (*synchronisation automatique* même sur les sous-harmoniques) alors que dans ces circonstances,
- (d) l'amplitude n'est pas influencée du tout.

2. Balth. van der Pol and J. van der Mark, "Frequency Demultiplication", Nature, 10 septembre 1927.

3. La propriété de synchronisation d'un oscillateur triode a été découverte en premier par W. H. Eccles et J. H. Vincent, British Patent Spec. clxiii. p. 462, date d'application, 17 février 1920. On peut trouver la théorie correspondant à ce phénomène dans Balth. van der Pol, Phil. Mag. iii. p. 65 (1927).

Bien que les oscillations de la relaxation aient été à l'origine obtenues de la manière présentée ci-dessus, il est clair qu'on peut les trouver dans de nombreux phénomènes naturels, car il y a de nombreux types différents de temps de relaxation. Nous sommes principalement habitués à voir un phénomène de décalage se produire seulement une fois, lors d'une expérience particulière, et il est typique, dans le cas des oscillations de relaxation de trouver une occurrence asymptotique se répétant elle-même périodiquement. De façon évidente, cette ré-occurrence périodique automatique d'un tel phénomène typique apériodique est très reliée à la présence d'une forme de source d'énergie qu'on doit trouver derrière la négativité de la résistance de (1).

Certains exemples d'oscillations de relaxation typiques sont : la harpe éolienne, le marteau pneumatique, le bruit d'un couteau grinçant sur une assiette, le mouvement d'un drapeau dans le vent, le bourdonnement parfois émis par un robinet d'eau, le grincement d'une porte, le multi-vibrateur de Abraham et Bloch⁴, le multivibrateur tetrode⁵, l'étincelle périodique produite par une machine de Wimshurst, l'interrupteur de Wehnelt, la décharge intermittente d'un condensateur dans un tube de néon, les ré-occurrences périodiques des épidémies et des crises économiques, la densité périodique d'un nombre pair d'espèces animales vivant ensemble, certaines espèces servant de nourriture aux autres⁶, le sommeil des plantes, la ré-occurrence périodique des orages après une dépression, les frissons de froid, les règles, et finalement, le battement du cœur⁷.

Dans tous ces exemples, la fréquence de ces phénomènes périodiques n'est pas déterminée par le produit d'une élasticité et d'une masse mais par une forme de temps de relaxation.

Le fait que la fréquence de ces phénomènes périodiques ne soit pas constante de façon rigide est dû au fait que le temps de relaxation est déterminé entre autres par une certaine forme de résistance, et c'est un fait bien connu que les circonstances extérieures peuvent plus facilement influencer une résistance qu'une masse ou une élasticité.

2. Représentation schématique dynamique du cœur.

En appliquant la théorie des oscillations de relaxation au battement du cœur, on considère le cœur comme un système à trois degrés de liberté : le *sinus*, l'*atrium* (*oreillette*) et le *ventricule*. Comme habituellement, les deux oreillettes battent selon une synchronisation parfaite et on peut dire la même chose des deux ventricules, nous parlons plus loin de l'*oreillette* et *du* ventricule.

Quand nous considérons que le cœur n'a que trois degrés de liberté, il est évident que nous excluons du modèle ces mouvements du cœur qui peuvent seulement être décrits par des équations différentielles partielles. Par exemple, nous ne pouvons pas retrouver la vitesse finie de propagation de la contraction sur la paroi du cœur. Nous ne considérerons donc pas le battement ou la fibrillation, puisque ces phénomènes sont directement reliés à des vagues progressant ou se dressant.

En revenant à cette idée du cœur ayant seulement trois degrés de liberté, nous considérons chacun d'entre eux comme étant capable de réaliser une oscillation de relaxation par lui-même, chacun des trois ayant sa propre période naturelle. De plus, il existe un couplage entre le sinus et l'oreillette, le premier agissant sur la seconde. Un autre couplage existe entre l'oreillette et le ventricule, qui

4. Abraham & Bloch, *Ann. de Physique*, xii. p. 237 (1919).

5. Phil. Mag. li. p. 991 (1926).

6. Volterra, *Accad. Lincei, Atti* (1926).

7. Le fait que le battement du cœur appartienne au type des oscillations de relaxation a été exprimé pour la première fois il y a deux ans par van der Pol (Phil. Mag. ii. p. 992 (1926)).

est réalisé à travers l'existence du faisceau de His.

Dans un cœur normal, les deux couplages mentionnés ont la particularité de transmettre un stimulus dans une seule direction, i.e. du sinus à l'oreillette et de l'oreillette au ventricule, respectivement. Ces couplages ont donc dans le cœur normal un caractère uni-directionnel. Dans un modèle électrique que nous décrirons ultérieurement, ces deux couples sont donc représentés par deux triodes, qui n'amplifient pas du tout, mais qui ont simplement été insérés pour obtenir un mécanisme uni-directionnel.

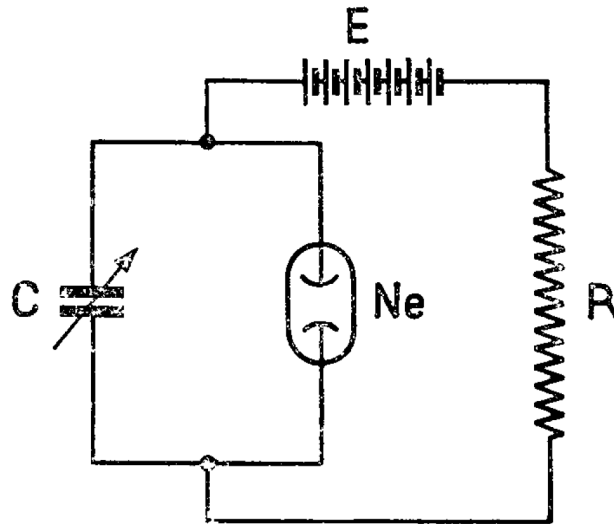


FIGURE 2 : Un système capable de produire des oscillations de relaxation. Il est constitué d'une lampe au néon Ne, d'un condensateur C d'environ 1 microfarad, d'une résistance R de l'ordre de 1 megohm, et d'une batterie d'environ 180 volts.

Le but de cet article est de donner une vision générale connectée des battements cardiaques considérés comme des oscillations de relaxation. Les propriétés de ces oscillations, qui ont été très étudiées, nous permettent de considérer le rythme cardiaque d'un point de vue général, en fournissant un compte-rendu logique et connecté du rythme cardiaque. Selon cette nouvelle théorie, des anomalies du rythme cardiaque peuvent être prédites, qui, aussi loin que le savent les auteurs, n'ont pas été observées ou reconnues dans le cœur humain.

3. Modèle électrique du cœur.

Pour construire un modèle du cœur selon la théorie exposée ci-dessus, plusieurs systèmes capables de produire des oscillations de relaxation pouvaient être utilisés. Comme exemple très pratique, qui est également bien adapté pour des démonstrations, une décharge intermittente à travers un tube au néon peut être utilisée. Un tel système est décrit dans la figure 2, où E est une batterie de disons 150 à 200 volts, R une résistance de l'ordre de 1 megohm, et C une capacité de l'ordre d'un microfarad.

Comme le temps de chargement du condensateur est donné par le produit de la capacité C et de la résistance R, la période temporelle T_{rel} de cette oscillation de relaxation sera environ

$$T_{rel} \doteq CR = 10^{-6} \cdot 10^6 = 1 \text{ sec.}$$

Nous verrons alors la lampe au néon faire un petit flash environ toutes les secondes.

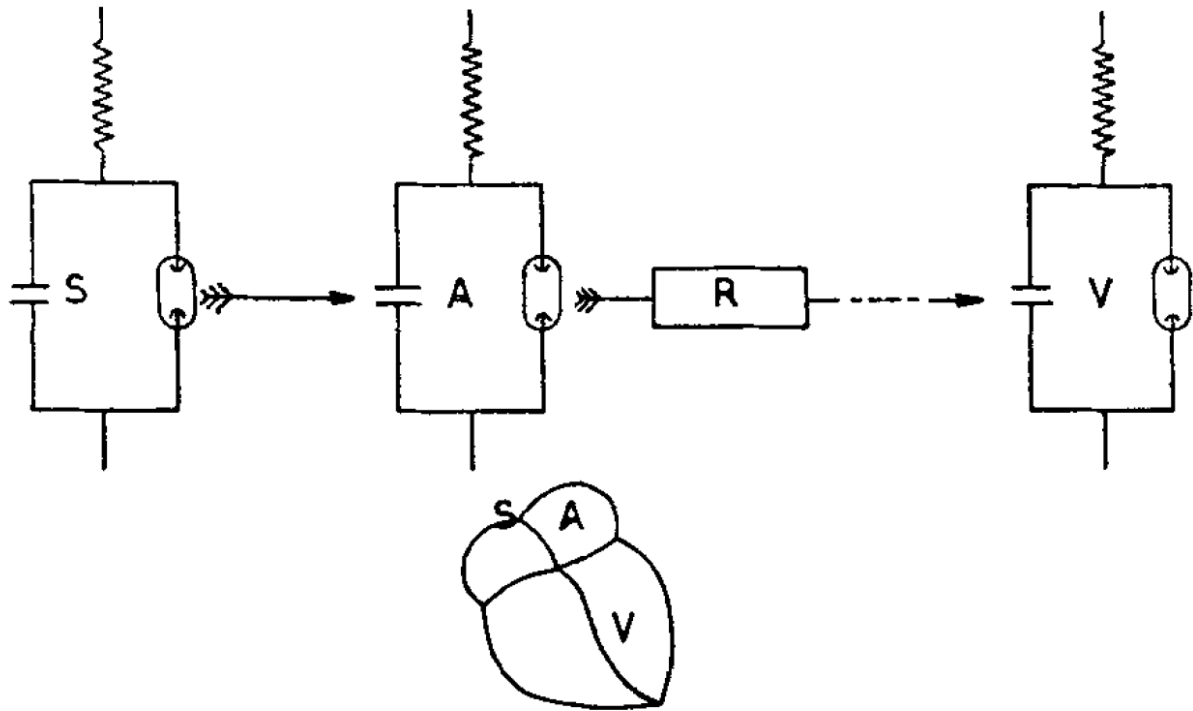


FIGURE 3 : Représentation schématique du cœur par trois systèmes de relaxation : S (=Sinus), A (=Auriculum), et V (=Ventriculum). R est un système de retardement représentant dans le modèle le temps fini nécessaire pour qu'un stimulus soit transmis à travers le faisceau A-V (atrio-ventriculaire).

Dans la figure 3, le cœur est représenté par trois tels systèmes, où S représente le sinus, A l'oreillette, et V le ventricule. Entre A et V, un rectangle R est dessiné représentant un système de retardement imitant le temps fini pris par le stimulus pour être transmis de l'oreillette à travers le faisceau atrio-ventriculaire au ventricule. Dans notre modèle électrique, ce retardement est obtenu par l'action d'un quatrième tube au néon, qui préserve le fait que la systole ventriculaire s'établit un peu plus tard que la systole auriculaire correspondante. Pourtant, n'importe quel système de retardement peut être choisi, et nous voulons souligner le fait que le fonctionnement de notre modèle est indépendant du système utilisé pour réaliser ce retardement.

Une photo de l'objet complet est fournie par la figure 4, où l'on voit que les trois tubes au néon S, A, et V de la figure 3 sont placés à l'avant du dispositif, chaque flash correspondant à l'activité de la partie respective du cœur.

À l'arrière du dispositif, trois clefs sont montées, avec lesquelles une brève impulsion électrique peut être donnée aux systèmes S, A, et V de la figure 3, causant ainsi des extrasystoles respectivement du sinus, de l'oreillette, et du ventricule. De plus, on peut faire varier le couplage entre A et V (l'oreillette et le ventricule) à souhait, en imitant ainsi les belles expérimentations d'Erlanger en clampant graduellement le faisceau de His.

Le dispositif complet est seulement constitué de résistances et capacités, et aucune inductance dédiée n'est introduite dans le système.

Des électrocardiogrammes peuvent être enregistrés pour ce cœur artificiel en ajoutant les impulsions habituelles dans l'oreillette et dans le ventricule ; un circuit de filtrage a été utilisé pour remodeler un peu la forme des impulsions, qui ont été enregistrées, après amplification, avec un oscillographe

de Cambridge. Évidemment, ce circuit de filtrage n'a pas d'influence sur le fonctionnement du modèle, et n'est pas utilisé lors de simples démonstrations.

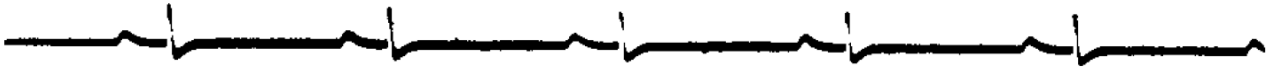


FIGURE 5 : Électrocardiogramme typique du cœur artificiel. Le sommet P et le complexe QRS sont clairement visibles. Pourtant le sommet T manque, à cause de données insuffisamment définies à portée de main quant à leur origine.

Un électrocardiogramme typique de notre cœur artificiel, fonctionnant normalement, comme on le voit sur la figure 5, où le sommet P et le complexe QRS sont parfaitement visibles, alors que le sommet T manque. Comme l'origine du sommet T dans l'électrocardiogramme du cœur humain n'est pas encore complètement certain, nous ne pouvons pas insérer un mécanisme de représentation pour lui.

4. Observations et mesures faites avec le modèle électrique.

4a. *Bloc cardiaque.* Dans la figure 6, nous montrons 9 enregistrements pris avec notre modèle donnant l'impression d'un couplage entre l'oreillette et le ventricule décroissant progressivement, imitant ainsi les expériences de clampage du faisceau de His.

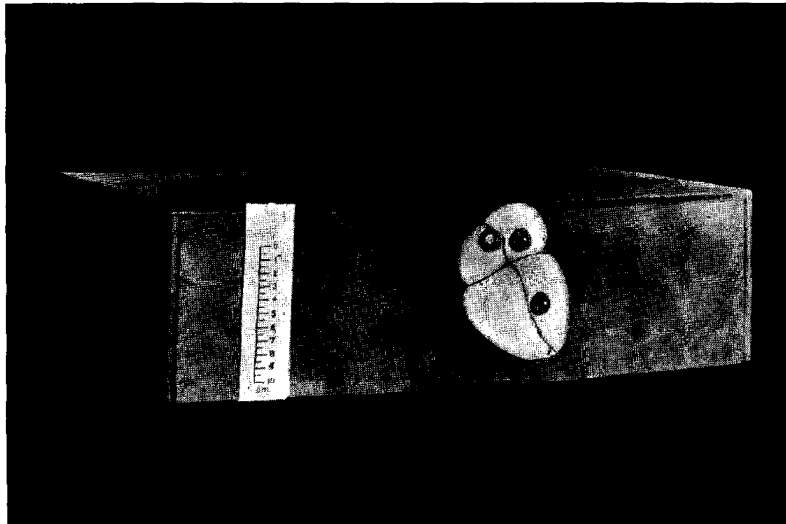


FIGURE 4 : Vue extérieure du modèle.

L'enregistrement n° 1 donne le battement de cœur normal ; Le n° 2 montre une défaillance occasionnelle du ventricule ; dans l'enregistrement n° 3 ces défaillances deviennent plus fréquentes ; dans le n° 4, nous approchons du cas 2 :1 *arrêt cardiaque*, qui est atteint dans l'enregistrement n° 5. Dans le n° 6, nous avons alternativement un blocage 2 :1 et 3 :1. De plus, nous voyons dans les numéros 7 et 8, respectivement, un bloc 3 :1 4 :1, Alors qu'à la fin dans l'enregistrement n° 9, le couplage est devenu nul, ce qui donne un *arrêt cardiaque complet*.

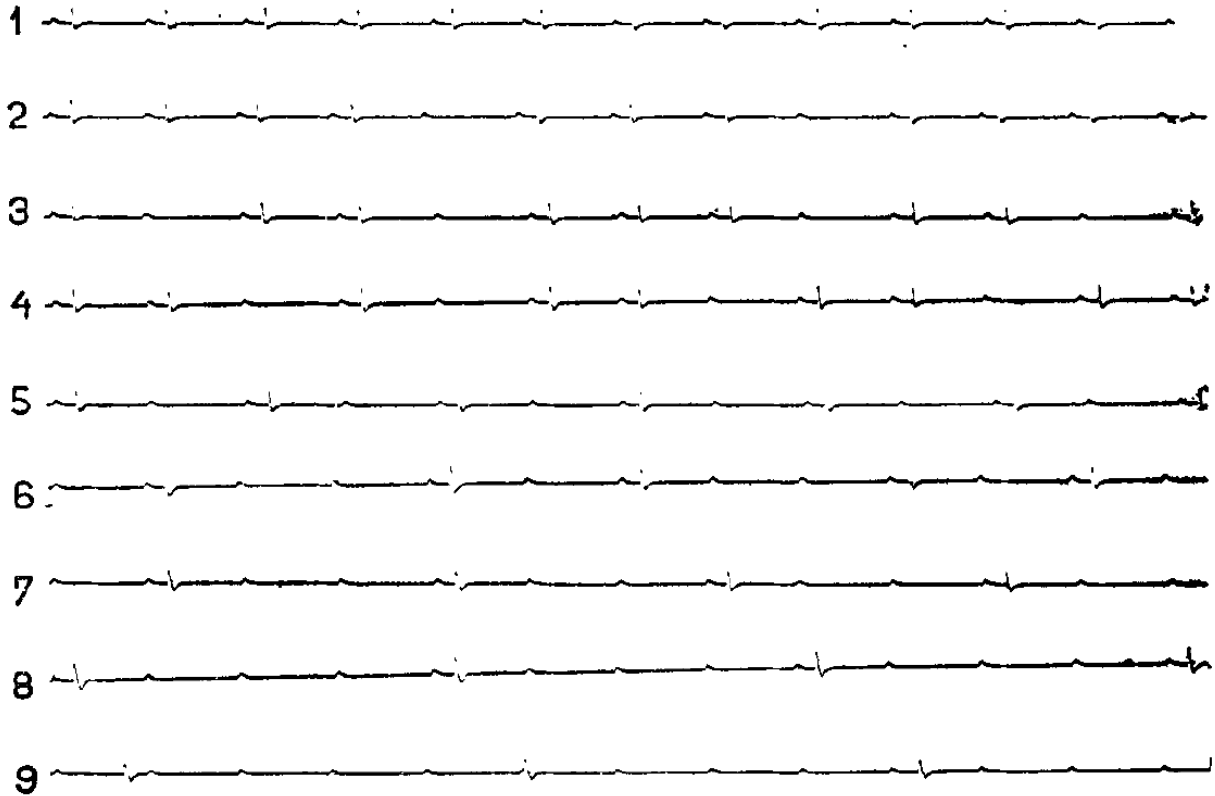


FIGURE 6 : Électrocardiogrammes du cœur artificiel obtenus en réduisant graduellement le couplage entre les systèmes A et V (en clampant le faisceau de His). Le développement de 2 :1, 3 :1, et 4 :1, ainsi que l'arrêt cardiaque complet, sont clairement montrés.

Un cas typique de blocage sino-auriculaire est visible sur la figure 7, où le premier enregistrement montre le battement normal et le second montre clairement le blocage qui vient d'être mentionné.

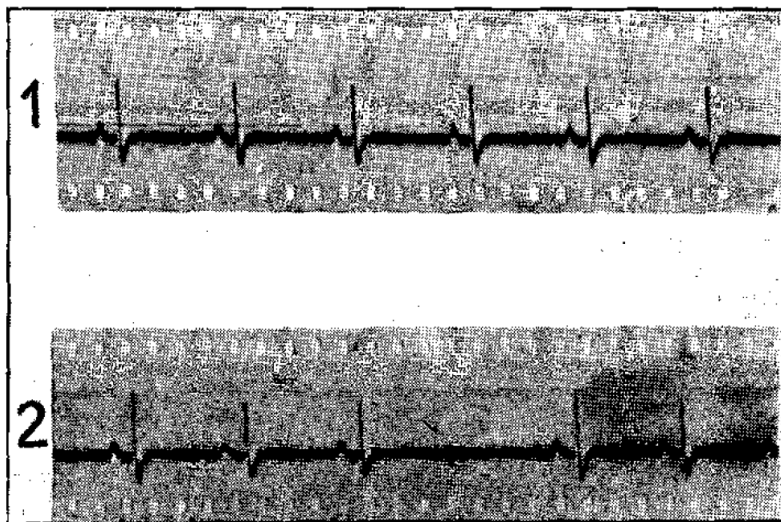


FIGURE 7 : 1. Battement cardiaque normal
2. arrêt sino-auriculaire.

4b. *Extrasystoles*. Quand notre modèle cardiaque bat de manière normale, on peut imprimer une petite décharge électrique sur le ventricule. Si cela est fait directement après une systole ventriculaire, on voit que rien ne se produit. Le ventricule est donc toujours dans sa *période réfractaire* :

le condensateur du système V n'est pas chargé à un potentiel suffisant pour que l'E.M.F. supplémentaire, sur-imposée sur lui, fasse que le potentiel total atteigne le potentiel de flash d'une lampe au néon. Quand nous répétons la même expérience un peu plus tard, après une systole ventriculaire, on voit apparaître un flash du système V ; le ventricule est maintenant passé dans son état réfractaire. Quand ce flash advient et que nous avons donc excité l'extrasystole ventriculaire, le condensateur se décharge à travers son tube au néon de façon normale à nouveau vers le potentiel auquel la décharge de gaz s'arrête, et ainsi nous retrouvons la fameuse loi du "*tout ou rien*" : un stimulus soit n'a aucun effet, soit il provoque une systole complète. Quand on cherche la grandeur du stimulus nécessaire pour provoquer une extrasystole ventriculaire comme fonction de la phase du cycle ventriculaire, on trouve que le stimulus décroît exponentiellement lorsque la phase croît, ce qui était attendu. La grandeur du stimulus E nécessaire pour produire une extrasystole comme fonction du temps t , compté à partir d'une première systole, est donc représentée par la formule

$$E = Ae^{-\frac{t}{CR}} - B,$$

qui découle directement de la manière dont un condensateur se charge à travers une résistance. Il ne fait pas de doute qu'une loi similaire s'applique au cœur réel.

Considérons la figure 8, où l'enregistrement n° 1 représente à nouveau l'électrocardiogramme de notre cœur artificiel battant de façon normale. L'enregistrement n° 2, pourtant, montre une *extrasystole ventriculaire* qui a lieu peu de temps avant qu'une impulsion n'arrive depuis l'oreillette. On voit clairement que la prochaine systole auriculaire trouve le ventricule encore en période réfractaire, de telle façon qu'elle ne cause pas de systole ventriculaire normale. Quand, comme sur le graphique n° 3, l'extrasystole ventriculaire est provoquée plus tôt dans le cycle ventriculaire, la prochaine systole auriculaire à venir a un effet et cause une systole ventriculaire normale, de telle façon que nous avons là le cas d'une *systole ventriculaire "interpolée"*.

À nouveau, dans la figure 9, l'enregistrement 1 représente le fonctionnement normal du cœur. Dans l'enregistrement 2, une *extrasystole auriculaire* est provoquée. Ici, à nouveau, l'extrasystole auriculaire est suivie après le temps normal par une systole ventriculaire, mais on trouve une *période compensatoire* après cette extrasystole auriculaire, de telle façon que la prochaine arrive au temps normal déterminé de façon rigide par la fréquence du sinus. L'enregistrement 3 représente le même cas, mais avec la différence que l'extrasystole auriculaire a été provoquée en peu plus tôt que dans l'enregistrement 2. De ce fait, l'extrasystole auriculaire trouve le ventricule encore en période réfractaire, et dans ces circonstances, par conséquent, l'extrasystole auriculaire n'est *pas suivie* par une extrasystole ventriculaire.

La figure 10, n° 1, montre le battement cardiaque normal. L'enregistrement n° 2 représente un cas d'*extrasystole du sinus*. On voit clairement que le rythme original a été perdu, comme dans le cas du cœur humain.

Enfin, nous reproduisons dans la figure 11 un électrocardiogramme du cœur humain, pris dans les trois positions normales 1, 2, et 3, avec la même amplification particulière utilisée dans les expérimentations du cœur artificiel et également avec le même oscillographe de Cambridge, qui a une période de temps naturelle plus courte et par conséquent répond plus vite que le galvanomètre à cordes.

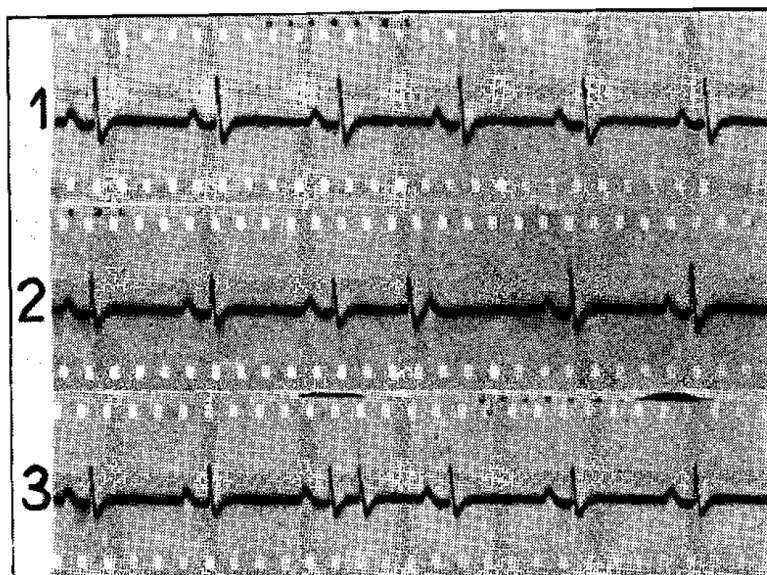


FIGURE 8 : Extrasystoles ventriculaires :

- 1, battement cardiaque normal ;
- 2, extrasystole ventriculaire retardée résultant du fait que le ventricule est dans son état réfractaire quand le prochain stimulus normal arrive de l'oreillette ;
- 3, extrasystole ventriculaire avancée ; ici, le ventricule *n'est plus* dans la période réfractaire quand le prochain stimulus normal arrive de l'oreillette et donc une systole *ventriculaire interpolée* est obtenue.

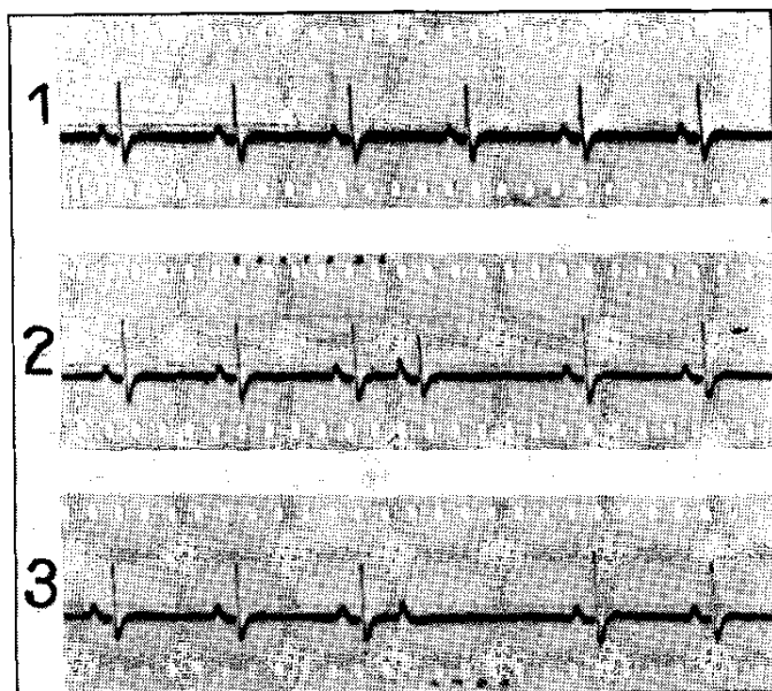


FIGURE 9 : 1. Battement cardiaque normal.

2. Extrasystole auriculaire (avec le ventricule répondant).

3. Extrasystole auriculaire (ventricule toujours en période réfractaire).

Noter l'amplitude augmentée de la systole ventriculaire normale suivante.

Cet amplificateur, qui a la propriété d'amplifier les très basses fréquences disons d'une demi-période par seconde ou moins, ainsi que les hautes fréquences, nous a permis de rendre visible le battement cardiaque réel par des flashes périodiques d'un tube au néon. Ce tube au néon flashait deux fois à chaque cycle cardiaque, lorsqu'il était relié à la sortie de l'amplificateur, l'entrée étant connectée

aux deux mains du patient.

5. Considérations finales et suggestions de nouvelles possibilités.

La très forte analogie entre le fonctionnement de notre modèle et le battement du cœur des mammifères ne laisse aucun doute sur le fait que la vision exprimée dans les premiers paragraphes consistant à voir le battement cardiaque comme une oscillation de relaxation est une vision correcte. Par conséquent, sans considérer l'action nerveuse et physico-chimique détaillée du cœur, on peut conclure en toute sécurité que ce qui détermine finalement la période cardiaque, c'est un temps de diffusion (un temps de relaxation). Comme mentionné ci-dessus, le modèle décrit représente une première approximation seulement de l'action du cœur, et il pourrait être étendu dans différentes directions, en assignant au cœur davantage que seulement trois degrés de liberté.

De plus, une réduction de la force électromotrice de la batterie reliée au modèle réduit le "tonus", et on atteint alors un point auquel notre cœur artificiel ne bat plus du tout. Le système dans ces conditions montre, aussi loin que la réponse à un stimulus extérieur est concerné, le comportement d'un muscle ordinaire. En fait, un muscle strié peut être représenté par ce qu'on pourrait appeler un "câble de relaxation", à propos duquel nous espérons rendre compte dans un autre article.

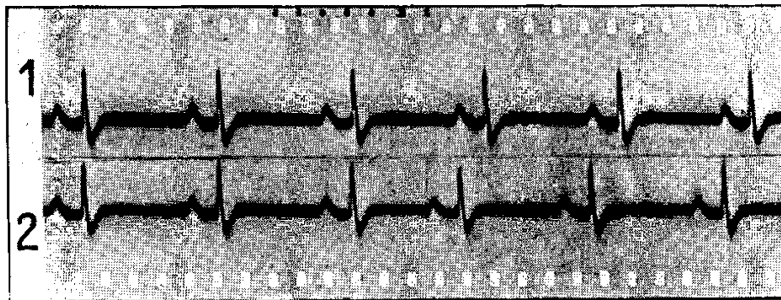


FIGURE 10 : 1. Battement cardiaque normal.
2. Extrasystole du sinus perturbant le rythme cardiaque global.

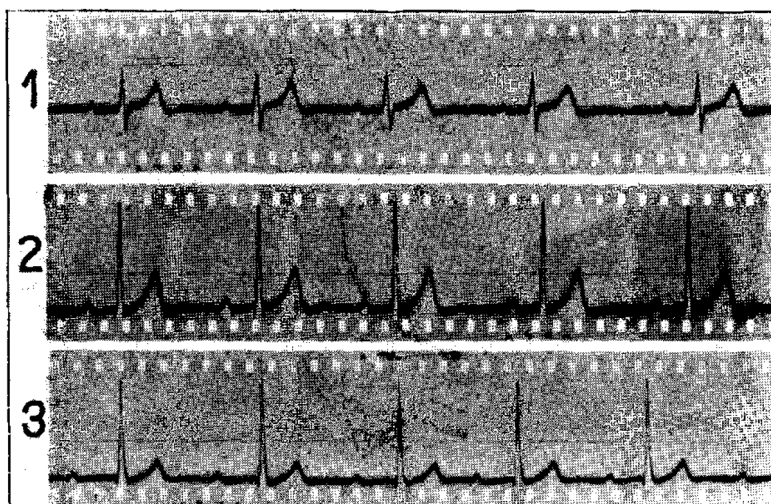


FIGURE 11 : Électrocardiogrammes du cœur réel obtenus dans les positions standard 1, 2 et 3 à l'aide d'un amplificateur spécial de très basse fréquence et un oscillographe de Cambridge.

En conclusion, nous donnons quelques désordres possibles obtenus mathématiquement principalement, et qui ont tous été vérifiés à l'aide de notre modèle. Ces anomalies peuvent soit avoir été

découvertes dans le cœur humain soit pourront l'être aussi bien.

Il découle des considérations exposées ci-dessus qu'il y a deux possibilités qui peuvent causer un arrêt cardiaque :

- (a) l'amplitude du stimulus arrivant à travers le faisceau A-V dans le ventricule est inférieure à la normale ;
- (b) la période de relaxation naturelle du ventricule est prolongée.

Ces deux causes peuvent advenir dans un même cycle cardiaque, bien que des moyens puissent être trouvés pour les distinguer l'une de l'autre.

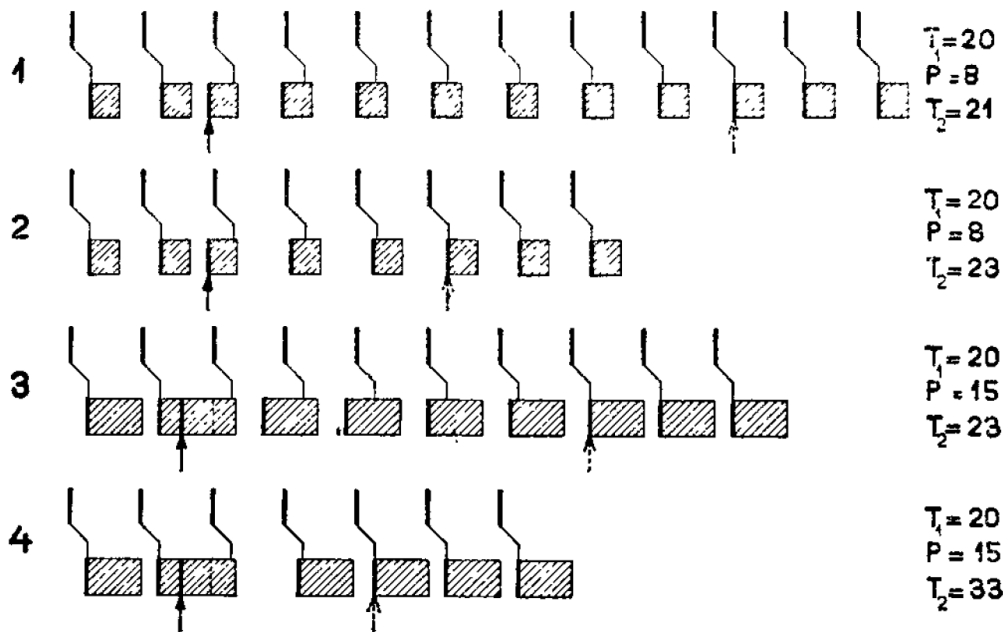


FIGURE 12 : Périodes transitoires qui s'écoulent après qu'une extrasystole ventriculaire ait eu lieu au moment indiqué par la première flèche. C'est seulement au moment indiqué par la seconde flèche (en pointillé) que l'action périodique normale du cœur reprend. Cette figure donne le déroulé des événements calculés et vérifiés expérimentalement à l'aide de notre modèle, et avec la condition que la période de relaxation naturelle libre du ventricule (T_2) soit supérieure à celle de l'oreillette (T_1).

Mais une accélération de la période ventriculaire libre naturelle peut aussi provoquer des anomalies, qui présentent une ressemblance avec la combinaison d'un arrêt cardiaque et d'extrasystoles ventriculaires. Ces anomalies ont lieu particulièrement lorsque la période de relaxation libre du ventricule est légèrement plus grande ou légèrement plus petite que la période du sinus et lorsque la conduction à travers le faisceau A-V est réduite. La figure 12 représente les systoles auriculaire et ventriculaire. Les portions ombrées qui suivent la systole ventriculaire représentent la durée de la période réfractaire déterminée entre autres par l'amplitude du stimulus arrivant du faisceau A-V.

En appelant :

T_1 = la période du stimulus arrivant du faisceau A-V,

T_2 = la période de relaxation libre ventriculaire,

P = la longueur de la période réfractaire,

la figure 12, graphiques n^{os} 1, 2, 3, et 4 représente les différents effets des extrasystoles. Les durées de T_1 , T_2 , et P sont fournies sur le côté des figures en unités arbitraires. Sur cette figure 12, $T_1 < T_2$. Dans ces circonstances, une extrasystole ventriculaire peut temporairement perturber le rythme (mathématiquement : être transitoires). L'extrasystole est partout indiquée par une flèche, alors que les flèches pointillées donne le début d'un nouveau fonctionnement normal du cœur. Les anomalies des figures 12 et 13 ont été obtenues sur la base d'une stricte conduction uni-directionnelle à travers le faisceau A-V, et il sera clair à partir de ces figures que quelques-unes des anomalies ressemblent à des sortes de "rythmes rétrogrades".

On voit sur la figure 12, no 1, qu'avec les nombres tels que donnés sur la figure, il faut la durée de 7 systoles auriculaires après l'extrasystole avant que le rythme normal soit à nouveau rétabli. Pour l'instant particulier de l'extrasystole du n^o 2 et pour les T_1 , T_2 , et P correspondant, la période transitoire se termine après trois battements auriculaires. À nouveau, dans les n^{os} 3 et 4, cela prend respectivement environ 5.5 et 2.5 périodes auriculaires avant que le fonctionnement normal soit rétabli à nouveau.

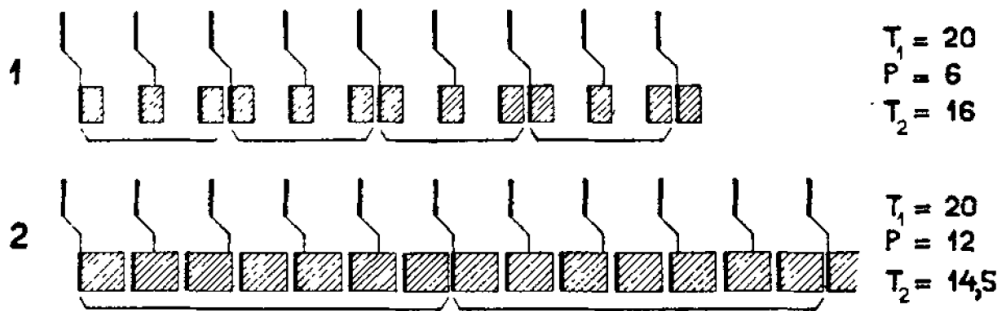


FIGURE 13 : Quelques possibilités (déduites théoriquement et vérifiées à l'aide du modèle) quand la période de relaxation naturelle libre (T_2), du ventricule est légèrement plus petite que la période de l'oreillette (T_1). Les portions ombrées indiquent (comme sur la figure 12) la période réfractaire du ventricule. En particulier, le graphique n^o 1 montre la possibilité que la période fondamentale du rythme dans ce cas ne soit pas égale à la période de l'oreillette, mais soit deux fois plus longue. Ici *trois* systoles ventriculaires ont lieu lors de la durée de seulement *deux* systoles auriculaires. La dernière systole ventriculaire dans chaque période fondamentale semble comme causer un rythme rétrograde de l'oreillette.

Enfin, sur la figure 13, deux anomalies possibles sont décrites. Ici, $T_1 > T_2$, i.e. la période libre naturelle du ventricule est plus courte que la période auriculaire. Dans ce cas, il est possible que la période fondamentale du système complet consiste en un nombre entier de systoles auriculaires, i. e. le phénomène se répète exactement seulement après e.g. 4 ou 5 ou 6 battements auriculaires. Cette période fondamentale est indiquée par les crochets sous chaque graphique. Nous trouvons alors la possibilité d'un bloc e.g. 2 :3 et d'un bloc 5 :7. Nous ne savons pas si ces phénomènes ont lieu dans le cœur réel.

Du fait qu'un battement ventriculaire forcé peut seulement avoir lieu quand le stimulus du faisceau A-V (atrio-ventriculaire) arrive au ventricule quand ce dernier est en dehors de sa période réfractaire,

$$T_1 > T_2,$$

il découle que la période fondamentale T , où

$$T = nT_1,$$

est déterminée par les deux *inégalités diophantiennes* suivantes

$$R < (nT_1 - mT_2) < T_2,$$

où à la fois n et m sont des nombres entiers et où n est l'entier le plus petit possible qui satisfait les inégalités.

Eindhoven.

Laboratoire de physique des usines de lampes à incandescence de N.V. Philips.

Mai 1928.