

# LA VALEUR DE K EN RADIOCARDIOGRAPHIE Interprétation et discussion

par

J.R. MANAMBELONA  
Laboratoire de radioisotope de Tananarive  
Tananarive - Madagascar

ABSTRACT - RESUME

## THE K VALUE IN RADIOCARDIOGRAPHY : INTERPRETATION AND DISCUSSION

*Where as the value of the  $K_R$  parameter for the right-hand chambers of the heart can usually be determined and interpreted without too much difficulty by ordinary radiocardiographic techniques, the  $K_L$  parameter for the left-hand chambers presents more serious problems as regards both its determination and the evaluation of its physiological significance. The purpose of the present paper is to demonstrate the complexity of this problem and to contribute to its solution. A solution of the differential equation for the system of compartments in series formed by the right-hand chambers, the pulmonary space and the left-hand chambers, shows that the behaviour of the clearance curve for the left-hand chambers (on which the  $K_L$  value depends) is closely related to the clearance rate of the right-hand chambers and to pulmonary circulation time. However, while the determination and interpretation of  $K_R$  present no serious difficulty (within certain limits) the pulmonary clearance parameter remains difficult, if not impossible, to determine. As a result the value and correct interpretation of  $K_L$  are decidedly ambiguous, at least if one considers it as an intrinsic parameter of the left-hand chambers. On the other hand, by linking the left-hand side of the heart with the circulatory system of the lungs, we can attribute great physiological significance to this parameter, which necessarily involves the functional value of all cavities situated upstream. Moreover, this approach helps us to identify the phenomena of interdepen-*

*dence between haemodynamic disorders affecting the lungs and the heart, on the one hand, and the right and left cardiac systems on the other.*

## LA VALEUR DE K EN RADIOCARDIOGRAPHIE : INTERPRETATION ET DISCUSSION

*Alors que, d'une manière générale, la valeur du paramètre  $K_D$  des cavités droites du cœur se détermine et s'interprète sans trop de difficulté par la technique radiocardiographique habituelle, le paramètre  $K_G$  des cavités gauches pose des problèmes plus délicats, en ce qui concerne tant sa détermination que sa signification physiologique.*

*La présente communication se propose de mettre en évidence la complexité de ce problème, tout en essayant d'apporter un élément de solution. La résolution de l'équation différentielle du système de compartiments en série, formé par les cavités droites, l'espace pulmonaire et les cavités gauches, montre que l'allure de la courbe d'épuration des cavités gauches, dont dépend la valeur de  $K_G$ , est étroitement liée à la vitesse d'épuration des cavités droites ainsi que du temps de circulation pulmonaire. Or, si la détermination de  $K_D$  et son interprétation ne présentent aucune difficulté notable (encore que certaines réserves s'imposent), le paramètre d'épuration pulmonaire demeure difficile sinon impossible à préciser. Il en résulte que la valeur et l'interprétation de  $K_G$  sont nettement ambiguës, du moins si on le considère comme paramètre intrinsèque des cavités gauches. Par contre, en couplant le cœur gauche au système circulatoire des poumons, on peut lui assigner une haute signification physiologique, qui implique nécessairement la valeur fonctionnelle de l'ensemble des cavités situées en amont. Cette manière de voir contribue du reste à mieux dégager les phénomènes d'interdépendance des troubles hémodynamiques affectant les poumons et le cœur d'une part, et les deux systèmes cardiaques droit et gauche d'autre part.*

## INTRODUCTION

Après la publication des travaux de Prinzmetal et al. (1), d'autres pionniers de la radiocardiographie (2-5) se sont organisés en équipes dans divers centres de recherche.

Mais, étant donné qu'il existe diverses variantes des méthodes d'exploration, il nous semble fondamental d'attirer l'attention sur l'interprétation du paramètre K en radiocardiographie, ce paramètre intervenant dans le calcul du volume des cavités cardiaques (4-5) :

$$K = DS/V$$

DS représente le débit systolique, calculé à partir du débit cardiaque fourni par la formule de Stewart-Hamilton (6-7),

V est le volume de la cavité.

K est le paramètre d'efficacité de vidange, facilement calculable à partir du radiocardiogramme, comme nous le verrons plus loin.

Or, il arrive que la détermination du paramètre K soulève des problèmes techniques difficiles qui tiennent d'une part à l'existence de variantes anatomiques du système cardio-vasculaire et d'autre part à des écarts liés à la géométrie de la détection précordiale.

Après un rappel de mathématiques de base, nous analyserons l'influence de ce facteur géométrique sur la valeur de K en général. En outre, une attention particulière doit être accordée au paramètre  $K_G$  du cœur gauche, où intervient non seulement un facteur géométrique mais aussi le temps de transit dans les cavités situées en amont.

Pour la commodité de la formulation mathématique, les compartiments sont supposés en circuit ouvert, ce qui nous amène à négliger délibérément le recyclage de l'indicateur.

L'injection, supposée instantanée, est effectuée par voie sous-clavière droite dans la première cavité cardiaque.

La variation de la concentration de l'indicateur est alors régie par des équations différentielles linéaires dont le second membre est variable (8-9).

Il importe de souligner que la loi de variation continue de la concentration conserverait toute sa rigueur en régime pulsatoire de l'hémodynamie cardiaque.

### *METHODE DE CALCUL*

Le système de cavités en série qui composent le circuit cardio-pulmonaire s'étudie théoriquement d'une manière tout à fait analogue à la filiation radioactive en série sans ramifications latérales (8-9). En effet, dans l'un comme dans l'autre système, on constate que la quantité d'atomes perdue par le premier élément se retrouve dans le suivant sous forme de gain, et ainsi de suite. Ainsi le nombre d'atomes N en fonction du temps t varie d'un certain pourcentage K, dont la valeur est caractéristique de l'élément considéré dans la série.

#### *Equations différentielles.*

Ces considérations justifient les équations différentielles suivantes :

*Pour une cavité simple :*

$$\frac{dN_1}{dt} = - K_1 N_1$$

Pour une série de deux cavités :

$$\frac{dN_2}{dt} = (K_1 N_1) - (K_2 N_2)$$

.....

- Pour une série de n cavités

$$\frac{dN_n}{dt} = (K_{n-1} N_{n-1}) - (K_n N_n)$$

$N_i$  = nombre d'atomes contenus dans une cavité de rang i (i = 1, 2 ... n)  
 $K_i$  = constante de décroissance de  $N_i$

Solutions générales :

La résolution de ces équations, par la méthode de variation des constantes ou par la transformation de Laplace, conduit aux solutions générales suivantes (8-9) :

- Pour une cavité simple :

$$N_1 = N_{1,0} e^{-K_1 t}$$

- Pour une série de deux cavités :

$$N_2 = N_{1,0} K_1 \left[ \frac{e^{-K_1 t}}{(K_2 - K_1)} + \frac{e^{-K_2 t}}{(K_1 - K_2)} \right]$$

.....

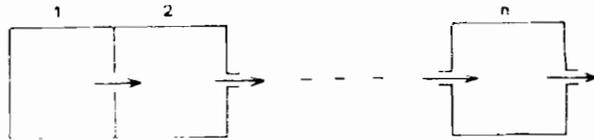


FIG. 1. — Schema de cavités en série : cavités en nombre indéterminé.

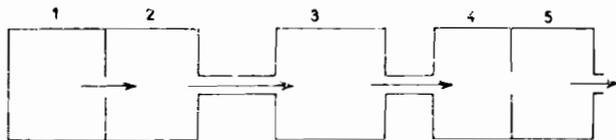


FIG. 2. — Schema de cavités en série : cavités au nombre de cinq (système cardio-pulmonaire).

Pour une série de  $n$  cavités :

$$N_n = N_{1,0} K_1 K_2 \dots K_{n-1} \left[ \frac{e^{-K_1 t}}{(K_n - K_1) (K_{n-1} - K_1) \dots (K_2 - K_1)} + \frac{e^{-K_2 t}}{(K_n - K_2) (K_{n-1} - K_2) \dots (K_1 - K_2)} + \dots + \frac{e^{-K_n t}}{(K_1 - K_n) (K_2 - K_n) \dots (K_{n-1} - K_n)} \right]$$

La figure 1 correspond à l'équation générale des cavités en série, et la figure 2 à l'équation du système cardio-pulmonaire. Dans ce dernier cas, l'équation représentative est :

$$N_5 = N_{1,0} K_1 K_2 K_3 K_4 \left[ \frac{e^{-K_1 t}}{(K_5 - K_1) (K_4 - K_1) (K_3 - K_1) (K_2 - K_1)} + \frac{e^{-K_2 t}}{(K_5 - K_2) (K_4 - K_2) (K_3 - K_2) (K_1 - K_2)} + \frac{e^{-K_3 t}}{(K_5 - K_3) (K_4 - K_3) (K_2 - K_3) (K_1 - K_3)} + \frac{e^{-K_4 t}}{(K_5 - K_4) (K_3 - K_4) (K_2 - K_4) (K_1 - K_4)} + \frac{e^{-K_5 t}}{(K_1 - K_5) (K_2 - K_5) (K_3 - K_5) (K_4 - K_5)} \right]$$

Pour des valeurs assez voisines de  $K_1$ , l'allure générale des courbes représentatives des fonctions  $N_1$  serait celle des courbes de la figure 3.

### *Systeme cardio-pulmonaire.*

Dans le circuit de la figure 2, on a cinq cavités que l'on peut numéroter comme suit :

- cavité 1 : oreillette droite,
- cavité 2 : ventricule droit,
- cavité 3 : espace vasculaire des poumons réunis,
- cavité 4 : oreillette gauche,
- cavité 5 : ventricule gauche.

A chacune de ces cavités correspondent pour les variations de concentration de l'indicateur les solutions  $N_1, N_2 \dots N_5$  des équations générales.

Or, la solution  $N_5$  comporte tous les paramètres  $K$  des cavités situées en amont, même celui de l'espace pulmonaire  $K_3$ , pourtant pratiquement inacces-

sible à la détection classique, mais n'échappant pas à l'équation des cavités en série.

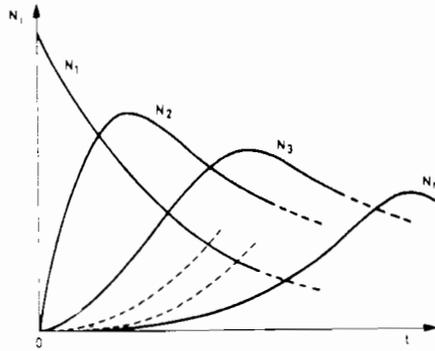


FIG. 3. — Courbes schématiques de  $N_i$  en fonction du temps  $t$ .

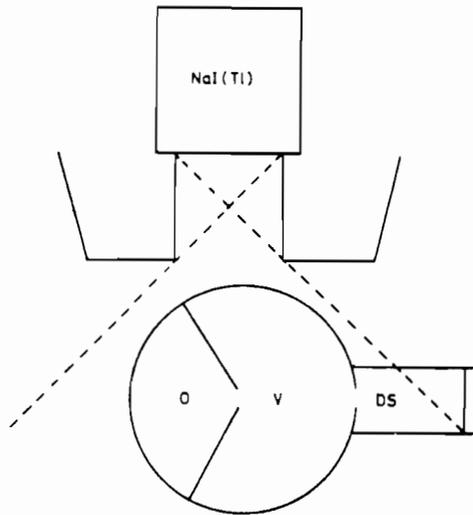


FIG. 4. — Détection précordiale : schéma de la géométrie (O : oreillette, V : ventricule, DS : débit systolique).

Par conséquent, pour des raisons de commodité, nous avons jugé plus simple d'inclure le compartiment pulmonaire 3 dans tout l'ensemble gauche des cavités cardiaques.

Moyennant cette simplification, nous n'avons à considérer en première approximation qu'une série de deux compartiments et non une de cinq, à savoir :

- Compartiment 1 : oreillette droite et ventricule droit, indissociables en détection externe classique.
- Compartiment 2 : espace pulmonaire et cœur gauche, également indissociables en détection, pour des raisons anatomiques.

La figure 4 montre la géométrie de détection précordiale classique. Cette géométrie est telle que le détecteur « voit » l'oreillette, le ventricule et le segment initial d'une artère (artère pulmonaire pour le cœur droit, aorte pour le cœur gauche). La réponse théorique de la détection précordiale est donnée à la figure 5 : la dépression entre les pics  $P_D$  (pic droit) et  $P_G$  (pic gauche) de cette figure correspond à la circulation pulmonaire de l'indicateur, qui échappe au moins en grande partie, à la détection précordiale.

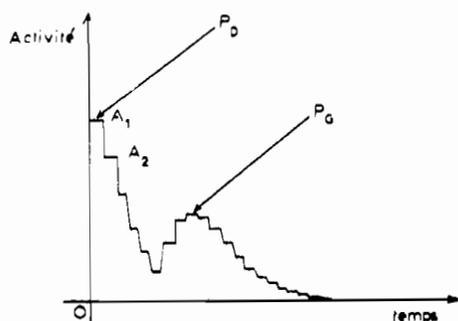


FIG. 5. — Courbe-type d'un radiocardiogramme théorique.

$P_D = (N_1 + N_2) a$  : somme des activités du cœur droit.

$P_G = (N_4 + N_5) b + P_D$  : somme des activités du cœur gauche et de l'activité résiduelle droite.

$a$  et  $b$  : constantes qui dépendent du gain de l'amplification et des facteurs géométriques.

### LES PARAMETRES K EN RADIOCARDIOGRAPHIE

Comme la constante de décroissance radioactive, le paramètre  $K$  est la constante de variation de la concentration de l'indicateur dans les cavités cardiaques :

$$K = DS/V$$

Connaissant  $K$  et  $DS$  (débit systolique) on en déduit le volume  $V$  (volume maximal de la cavité) par la relation :

$$V = DS/K$$

La mesure des deux accidents périodiques successifs  $A_1$  et  $A_2$  du radiocardiogramme permet de calculer  $K$  par la relation :

$$K = (A_1 - A_2)/A_1$$

*Discussion sur l'interprétation de  $K$ .*

L'examen du schéma de la géométrie de détection précordiale classique (fig. 4 et 6) impose une certaine réserve quant à la signification habituelle de ce paramètre en radiocardiographie.

En effet, les accidents  $A_1$  et  $A_2$  sont en fait la somme des activités contenues dans l'oreillette et le ventricule « vus » totalement ou partiellement par le détecteur suivant l'orientation géométrique de la détection. Comme les concentrations de l'indicateur sont en outre différentes dans ces deux cavités et que seul le ventricule serait responsable de la variation de  $A_1$  à  $A_2$ , il en résulte que l'interprétation du paramètre  $K$  donné par la relation

$$K = (A_1 - A_2)/A_1 = DS/V$$

est très contestable si  $V$  est le volume ventriculaire.

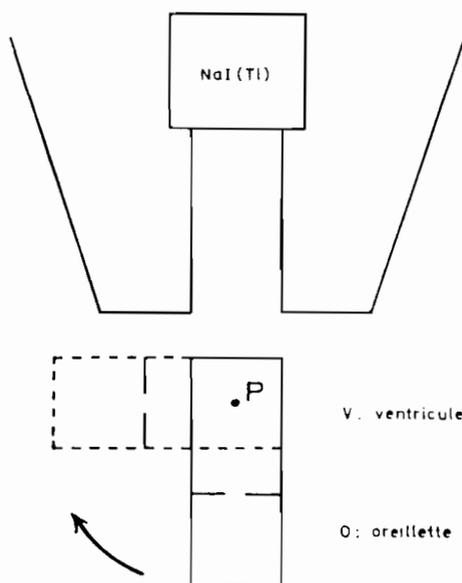


FIG. 6. — Influence de la géométrie de détection sur la valeur de  $K$ . Il suffit d'imaginer une rotation des cavités ventriculaire  $V$  et auriculaire  $O$  dans le sens de la flèche autour du point  $P$  de  $V$  pour se rendre compte de la variation de  $K$ , défini par le rapport  $K = (A_1 - A_2)/A_1$ .

A notre avis, il serait plus logique de considérer V, dans l'équation précédente, comme un ensemble représentant plus ou moins fidèlement le volume auriculo-ventriculaire, en négligeant le segment artériel correspondant.

#### *Solution proposée.*

Cette solution serait la suivante : utiliser une collimation telle que seule la cavité ventriculaire ait la chance maximale d'être « vue », de façon que la variation systolique soit à peu près l'image de la variation du volume ventriculaire.

### **DETERMINATION DE $K_G$**

#### *Détermination indirecte de $K_G$ .*

On peut, dans une première approximation, considérer  $K_G$  comme un paramètre du compartiment pulmonaire et du cœur gauche couplés pour ne former qu'un seul ensemble fonctionnel. Dans ces conditions, on peut le déterminer par la relation (8-9) :

$$t_m = \frac{\ln (K_2/K_1)}{K_2 - K_1}$$

$t_m$  = temps entre les pics du radiocardiogramme

$K_1 = K_D$

$K_2 = K_G$

#### *Détermination de $K_G$ par simulation électronique.*

On peut concevoir la détermination de  $K_G$  par un simulateur électronique, dont le principe fondamental peut se retrouver dans les ouvrages de Korn et Korn (10). Mais il n'en reste pas moins vrai que le recours au simulateur, dont le but est de s'apparenter à la courbe expérimentale du radiocardiogramme, ne résout pas le fond du problème complexe de la géométrie de détection précédemment évoquée.

#### *Détermination directe de $K_G$ intrinsèque.*

On peut concevoir une détermination directe de  $K_G$ , comme pour  $K_D$ , en recourant à une radiocardiographie sélective gauche par cathétérisme. Cette technique, certes plus compliquée, plus traumatisante et aussi plus difficilement reproductible, serait sans doute intéressante en médecine expérimentale ou dans un milieu chirurgical bien équipé.

La valeur de  $K_G$  trouvée par cette méthode permettrait alors de calculer sans ambiguïté le volume de la cavité ventriculaire gauche.

## PROBLEME PARTICULIER DE $K_G$

Les considérations précédentes sont valables pour  $K_D$  et  $K_G$ . Mais pour ce dernier, le temps de transit dans les cavités d'amont joue un rôle considérable (troubles hémodynamiques du cœur droit et des poumons).

Sans insister sur l'influence du cœur droit, qui a été souvent traitée ailleurs, nous attirons l'attention sur le temps de transit pulmonaire.

A plusieurs reprises, de Vernejoul et al. (11) ont constaté par la radiocardiographie sélective droite au krypton-85 l'existence de deux pentes d'épuration du krypton-85 correspondant à ce que ces auteurs dénomment compartiments pulmonaires mal et bien ventilés.

Pour le compartiment bien ventilé, le temps de demi-épuraton du krypton-85 est de l'ordre de 12 sec ; pour le compartiment mal ventilé, il est de l'ordre de 60 sec, soit 5 fois plus long que celui du compartiment bien ventilé.

Une telle dissymétrie fonctionnelle s'expliquerait par la dissymétrie de la structure broncho-vasculaire des deux champs pulmonaires.

La bronche droite, moins coudée, ventilerait mieux le poumon droit que la gauche. Comme les vaisseaux pulmonaires suivent ces bronches en les contourant dans toutes leurs ramifications, on comprend alors facilement l'inégalité du temps de transit circulatoire du krypton dans les deux espaces pulmonaires.

On peut ainsi s'attendre à une modification de  $K_G$ , soit dans une atteinte pulmonaire diffuse (emphysème pulmonaire), soit dans une atteinte localisée massive (tumeur pulmonaire).

## CONCLUSION

Les séries de cavités étudiées dans la présente communication sont en fait en circuit fermé, et de ce fait le rang des cavités se prête parfaitement à une permutation circulaire : la première cavité peut aussi bien être la dernière, et il en est de même pour les autres. On s'aperçoit dès lors que toute solution de l'équation différentielle des cavités en série s'applique à une quelconque de ces cavités et permet du moins théoriquement la détermination d'un paramètre  $K$  intrinsèque.

On pourra éventuellement passer d'une expérimentation physiologique à une méthodologie mieux adaptée à l'homme.

Cette remarque fait comprendre en outre la fréquente interaction entre les troubles hémodynamiques des compartiments qui composent le circuit biologique que nous venons d'examiner : interdépendance entre cœur droit et cœur gauche d'une part, et poumons et cœur d'autre part, et vice-versa.

## REFERENCES

- (1) PRINZMETAL M., CORDAY E., BERGMAN H.C., SCHWARTZ L., SPITZNER R.S. — *Radiocardiography : A new method for studying the blood flow through the chambers of the heart in human beings*. Science 108 (1948) 340.
- (2) NYLIN G., CELANDER M. — *Determination of blood volume in the heart and lungs and the cardiac output through the injection of radiophosphorus*. Circulation 1 (1950) 76.
- (3) WASER P., HUNZINGER W. — *Bestimmung von Kreislaufgrößen mit Na<sup>24</sup>Cl*, Helv. physiol. Acta 7 (1948) 62.
- (4) KELLERSHOHN C., DE VERNEJOU P. — *Sur le mécanisme de la dilution d'un indicateur nucléaire dans les cavités cardiaques de l'homme*, Acta Tertii Europaei de Cordis Scientia Conventus. Excerpta Medica, Rome (1960) 563.
- (5) KELLERSHOHN C., DE VERNEJOU P., DELALOYE B. — *Sur la dilution d'un indicateur dans un système de cavités en série traversé par un fluide en régime pulsatoire, Application à l'hémodynamie cardiaque*. C.r. hebd. Séanc. Acad. Sci., Paris 252 (1961) 1394.
- (6) STEWART G.N. — *Researches on the circulation time and on the influence which affects it*. J. Physiol. 22 (1897) 159.
- (7) HAMILTON W.F., HIMMERSTEIN A., NOBLE R.P., REMINGTON J.W., RICHARDS D.W., WHEELER N.C., WITHAM A.L. — *A comparison of the Fick and dye injection methods of measuring the cardiac output in man*. Am. J. Physiol. 153 (1948) 309.
- (8) BATEMAN H. — Proc. physiol. Soc., Camb. 15 (1910) 423.
- (9) RUTHERFORD E. — *Radio-activity*. The University Press, Cambridge, 2nd Ed. (1905) 325-45.
- (10) KORN G.A., KORN T.M. — *Electronic analog computers*, 2nd Ed., McGraw Hill, New-York (1956).
- (11) DE VERNEJOU P., DI GREGORIO V., KELLERSHOHN C. — *« Utilisation du krypton-85 pour l'étude des compartiments pulmonaires et des shunts artério-veineux de la petite circulation par radiocardiographie »*. Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung V, C.r. 5ème Coll. int., Bad Gastein.