

# Gammacardiographie : théorie et détermination du débit, collimation et facteur de correction

Autor(en): **Joyet, G. / Brunner, H.E. / Uehlinger, A.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Bulletin der Schweizerischen Akademie der Medizinischen Wissenschaften = Bulletin de l'Académie Suisse des Sciences Medicales = Bollettino dell' Accademia Svizzera delle Scienze Mediche**

Band (Jahr): **19 (1963)**

PDF erstellt am: **05.08.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-307523>

## **Nutzungsbedingungen**

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

## **Haftungsausschluss**

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

Laboratoire du Bétatron et des Isotopes et Clinique médicale universitaire  
(Prof. P. H. Rossier) Hôpital cantonal, Zurich

**Gammacardiographie:  
Théorie et détermination du débit, collimation  
et facteur de correction<sup>1</sup>**

*Par G. Joyet, H. E. Brunner et A. Uehlinger*

La mesure du débit sanguin repose sur une formule fondamentale donnée tout d'abord par *Stewart* [1, 2] puis développée ultérieurement et discutée par *Hamilton* [3-5]. Ces auteurs marquèrent le sang à l'aide d'une solution saline hypertonique, puis à l'aide de colorants divers. *Prinzmetal* et collab. [6] suivis de près par *Waser* et *Hunzinger* [7-9] effectuèrent les premiers enregistrements de l'activité précordiale, après avoir marqué le sang à l'aide d'un émetteur gamma, le sodium 24. Ces auteurs firent des études diverses sur les temps de circulation, obtinrent les premières ondes précordiales doubles, mais ne s'attachèrent pas particulièrement à la mesure du débit. C'est *Shibley* et collab. [10] en 1953 et *Veall* et collab. [11] en 1954 qui paraissent les premiers avoir réalisé la mesure du débit cardiaque par détection externe précordiale sans ponction artérielle.

Pour un courant sanguin de débit  $D$ , sur lequel le collimateur du cristal de mesure découpe un volume de mesure invariable  $\Delta V$  traversé par un fluide, dont la concentration radioactive instantanée est  $C(t)$ , la formule de Stewart-Hamilton peut s'écrire

$$(1) \quad D = V \frac{C(t)_{\infty}}{\int_0^{\omega} C(t) dt} \cdot \frac{\Delta V}{AV} = V \frac{h}{S}$$

où  $C(t)_{\infty}$  est la concentration radioactive qui apparaît dans le sang de volume  $V$  après homogénéisation.  $S$  est la surface de l'onde enregistrée,  $h$  la hauteur du plateau à l'homogénéisation.

Lorsque, au lieu d'être appliqué sur un seul vaisseau, le cristal de

---

<sup>1</sup> Travail subventionné par la Commission pour la Science atomique du Fonds national suisse de la Recherche scientifique.

mesure est placé dans la région précordiale, le collimateur découpe non seulement un, mais plusieurs volumes de mesure qu'il est essentiel de bien définir. Nous avons adopté un cristal unique avec une collimation à grand champ rectangulaire qui embrasse la presque totalité du cœur, à l'exclusion de la crosse de l'aorte et de l'entrée de la veine cave inférieure dans l'oreillette droite. Les différents segments de circulation qui sont situés dans le champ du collimateur et parcourus par des ondes radioactives successives sont alors les suivantes :

Cœur droit .....	CD
Segment pulmonaire .....	P
Cœur gauche .....	CG
Segments d'aorte ascendante et postérieure ...	A
Circulation coronaire .....	cor
Termes de circulation différée .....	dif

Les termes de *circulation différée* sont constitués par les espaces sanguins découpés par le collimateur dans la paroi antérieure et la paroi postérieure du thorax ainsi que sur la colonne vertébrale. Ces termes donneront lieu à une série de petites ondes qui seront enregistrées un peu après la sortie du flux radioactif du cœur gauche. En principe, selon le rappel théorique effectué plus haut, chacune des ondes partielles pourrait servir à déterminer le débit total  $D$ , si sa contribution à la hauteur  $h$  du plateau pouvait être déterminée séparément. On a ainsi :

$$D = V \frac{h_{CD}}{S_{CD}} = V \frac{h_P}{S_P} = V \frac{h_{CG}}{S_{CG}} = V \frac{h_{cor}}{S_{cor}} = V \frac{h_{dif}}{S_{dif}}$$

où  $S$  et  $h$ , munies des indices appropriés, sont respectivement la surface de l'onde et la hauteur du plateau afférentes à chaque terme considéré. *Lammerant* [12], dans sa thèse, remarque, dans des égalités analogues aux précédentes que l'on peut additionner les numérateurs et les dénominateurs et écrire

$$(2) \quad D = V \frac{h_{CD} + h_P + h_{CG} + h_{cor} + h_{dif}}{S_{CD} + S_P + S_{CG} + S_{cor} + S_{dif}}$$

Le *numérateur* de la fraction (2) représente la hauteur totale du plateau de l'enregistrement graphique telle qu'elle apparaîtra lorsque la masse sanguine de volume  $V$  sera complètement homogénéisée. C'est une grandeur bien déterminée. En revanche, le *dénominateur* de la fraction ci-dessus est mal défini, car les ondes  $S_{cor}$  et  $S_{dif}$  relatives à la circulation coronaire et à la circulation différée dans le champ du collimateur ne se distingueront pratiquement pas de la radioactivité du sang périphérique qui revient au cœur. Pour éviter cet inconvénient, on ampute le dénominateur de la formule (2) des 2 termes  $S_{cor}$  et  $S_{dif}$  en ne considérant que les 3 premières ondes. Pour établir la limite entre les 3<sup>e</sup> et 4<sup>e</sup> ondes,

Veall et collab. [11] ont proposé une extrapolation exponentielle à partir du flanc droit de l'onde  $S_{CG}$  du cœur gauche<sup>2</sup>.

En limitant, au dénominateur de la formule (2), l'intégration aux 3 premiers termes, on introduit une erreur systématique dans la valeur du débit, erreur qui doit être corrigée par un facteur de correction  $f$ . On montre facilement que ce facteur est donné par la formule

$$(3) \quad f = \frac{h_{CD} + h_P + h_{CG}}{h_{CD} + h_P + h_{CG} + h_{cor} + h_{dif}}$$

où le dénominateur est égal à la hauteur totale  $h$  du plateau final de l'enregistrement. La formule exacte du débit devient ainsi:

$$(4) \quad D = V \cdot f \frac{h}{S_{CD} + S_P + S_{CG}}$$

où  $f$  est plus petit que 1.

Pour déterminer la valeur du facteur de correction  $f$ , il faut évaluer les divers volumes de sang découpés dans le thorax par le collimateur de mesure. Ces volumes se distinguent en volumes de *circulation directe* qui donnent lieu aux ondes  $S_{CD}$ ,  $S_P$  et  $S_{CG}$  et les volumes de *circulation différée* qui donnent lieu aux ondes  $S_{cor}$  et  $S_{dif}$ . Une estimation détaillée de ces volumes sur des coupes transversales de cadavre nous a donné 630 cm<sup>3</sup> pour la somme des volumes de circulation directe et 70 cm<sup>3</sup> pour la somme des volumes de circulation différée. Il en résulte pour le facteur  $f$ :

$$\text{Facteur de correction } f = \frac{630}{630 + 70} = 0,90$$

avec une variation estimée à  $\pm 5\%$  pour des structures anatomiques différentes.

Cette valeur du coefficient de correction s'entend pour une collimation à grand champ (10,5 × 12 cm dans le plan médian du cœur) avec chute brusque de la sensibilité au bord du champ. Cette collimation est obtenue à l'aide d'une grille formée de 2 séries de dièdres en plomb croisées à angle droit. Cette grille détermine 10 canaux qui découpent sur le front du cristal de 2 1/2 × 2 1/2'', 10 segments de surface égale.

L'appareil enregistreur comporte, en dehors de la tête de mesure décrite, le préamplificateur usuel, l'amplificateur linéaire, un discriminateur d'énergie à fenêtre et seuil réglables, un «ratemeter» de précision à échelles linéaires et logarithmiques<sup>3</sup> et enfin un enregistreur potenti-

<sup>2</sup> Cette extrapolation exponentielle est sans doute justifiée lorsqu'on considère l'onde  $S_{CG}$  isolément, mais elle devient inexacte lorsqu'on considère la somme des 3 ondes  $S_{CD} + S_P + S_{CG}$ .

<sup>3</sup> Electronique très stable de Baird-Atomic Inc. Cambridge, Mass.



Fig. 1. Dispositif enregistreur pour gammacardiographie. La tête de mesure avec collimateur à grille est placée dans la région précordiale. En arrière l'amplificateur d'impulsions avec discriminateur, «ratemeter» de précision et enregistreur rapide de Honeywell.

métrique rapide à compensation de Honeywell. Ce dispositif est visible sur la photographie de la fig. 1.

Nous avons vérifié que l'enregistreur graphique (à bille) franchit la largeur totale du papier, soit 24 cm, en 0,2 sec et que sa caractéristique est linéaire. Il est pourvu de deux vitesses d'avancement de 1 pouce en 5 sec et 1 pouce en 2,5 min. La vitesse rapide est enclenchée au moment de l'injection jusqu'à l'apparition du plateau, moment à partir duquel on passe à la vitesse lente. La vitesse rapide est réenclenchée de la 9<sup>e</sup> à la 10<sup>e</sup> min après l'injection, pour l'enregistrement de la hauteur du plateau quand le sang est homogénéisé.

La constante de temps fixée pour le «ratemeter» est de 0,1 sec, et les domaines de mesure utilisés sont de  $10^5 \text{ min}^{-1}$  pour l'I<sup>131</sup> et  $10^6 \text{ min}^{-1}$  pour l'I<sup>132</sup>.

L'enregistrement sur l'homme est précédé d'une *radioscopie* du thorax

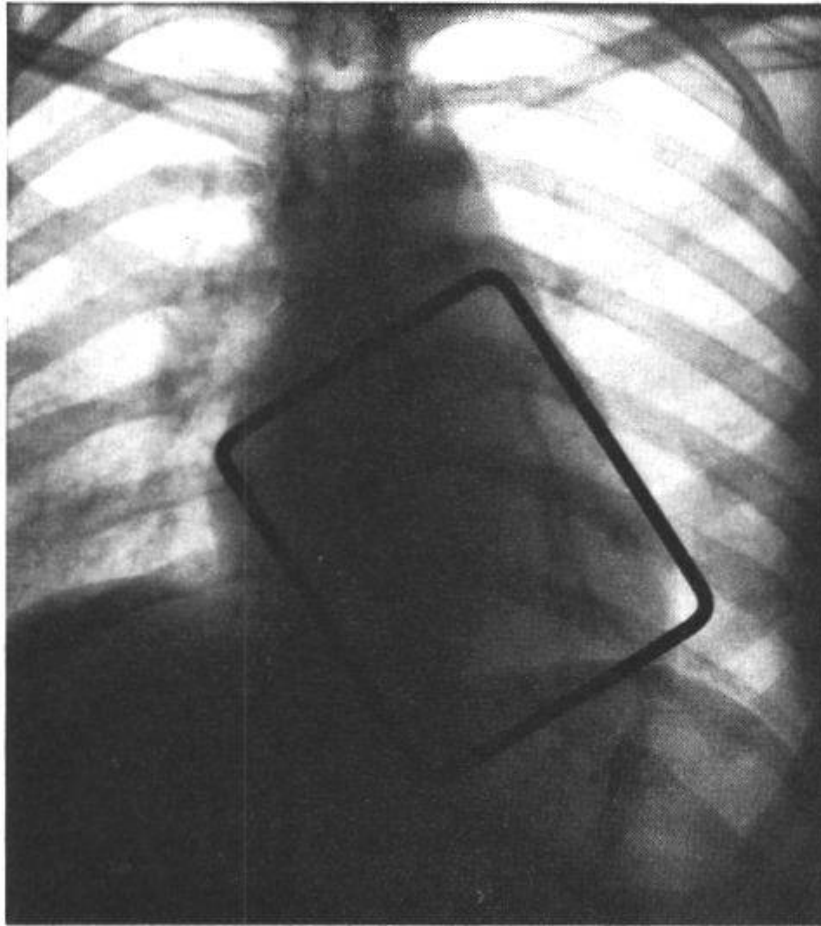


Fig. 2. Radiographie pour la mise en place de la tête de mesure. Un cadre métallique indique les limites du champ de mesure ( $10\frac{1}{2} \times 12$  cm) dans le plan médian du cœur. La veine cave inférieure et la crosse de l'aorte sont situées hors du champ.

du patient couché sur le dos. Le cœur est projeté sur l'écran en même temps qu'un cadre métallique rectangulaire en laiton appliqué sur la face antérieure du thorax. Comme le montre la radiographie de la fig. 2, le cadre métallique est placé de façon à englober l'image du cœur à l'exception de l'entrée de la veine cave inférieure dans l'oreillette droite et d'une fraction de l'oreillette gauche. La position du rectangle métallique est alors tracée sur la peau ainsi que son axe longitudinal et un cercle circonscrit au rectangle dont le diamètre est égal au diamètre extérieur du collimateur. Ce tracé permet ensuite une mise en place précise de la tête de mesure dans la région précordiale (fig. 1).

Avec l' $I^{131}$  la solution injectée est la « Iodinated Human Serum Albumin » de Amersham, 30–100  $\mu Ci$  par injection sous un volume de 0,3 à 1,2  $cm^3$ . (Le même envoi peut être utilisé durant 2–3 semaines). L'albumine humaine marquée à l' $I^{132}$  a été préparée par MM. Hügli et Tempus de l'Institut fédéral en Matière de réacteurs avec une activité spécifique de 1  $mCi$  par  $cm^3$ .

Pour les premiers essais, nous avons tout d'abord procédé par *injection*

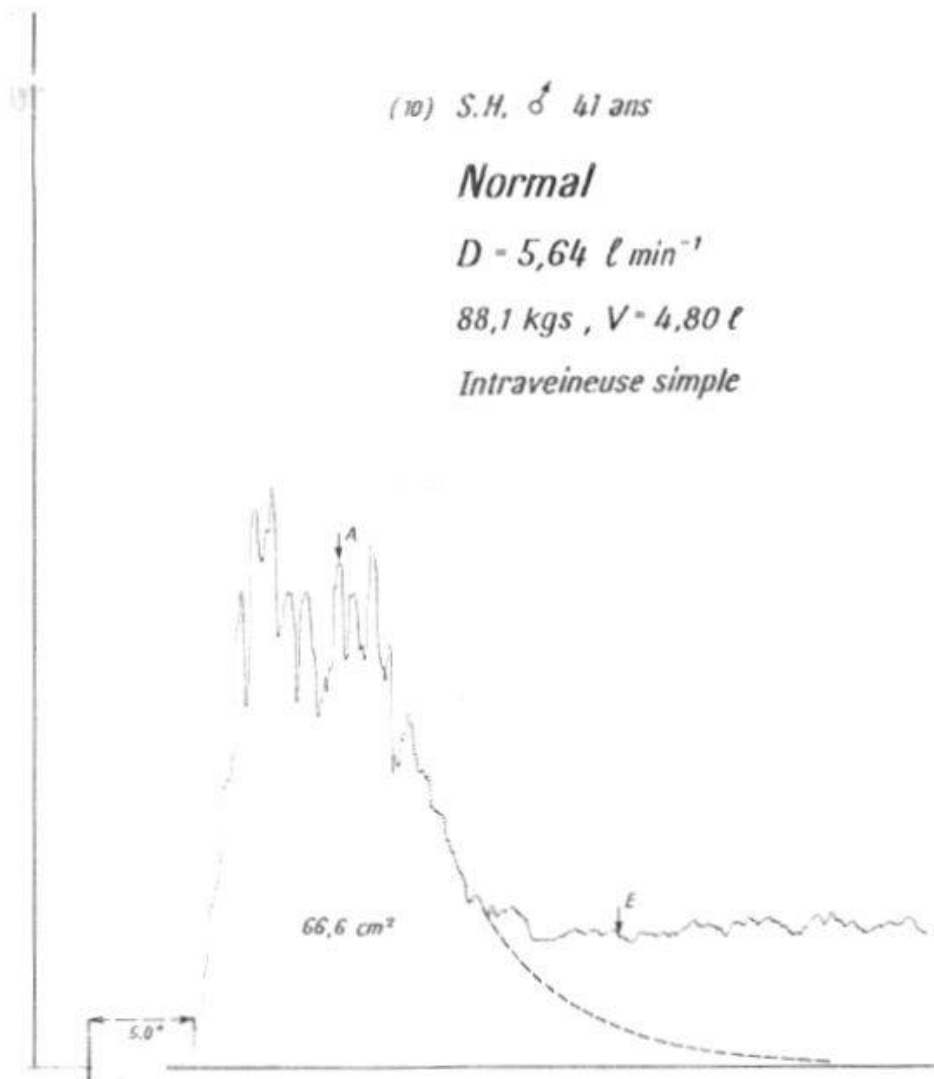


Fig. 3. Gammacardiogramme avec *injection intraveineuse simple*. Les ondes droite et gauche sont mal séparées, mais la mesure du débit est correcte.

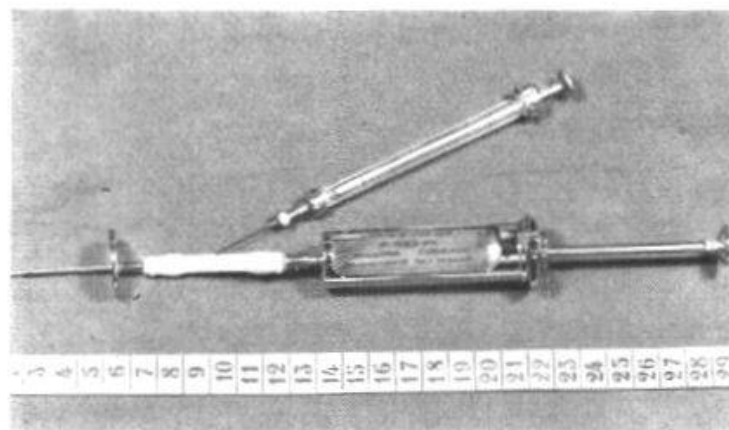


Fig. 4. *Injection intraveineuse chassée effectuée en 2 temps*. L'albumine marquée est injectée au premier temps avec la seringue à tuberculine. Cette injection est chassée au 2e temps par 10 cm<sup>3</sup> de solution physiologique.

(34) P. G. ♀ 60 ans

**Normal (Jaunisse)**

$D_1 = 4,94 \text{ l min}^{-1}$  P. 66

$D_2 = 4,88 \text{ l min}^{-1}$  P. 64

65,4 kgs,  $V = 3,51 \text{ l}$

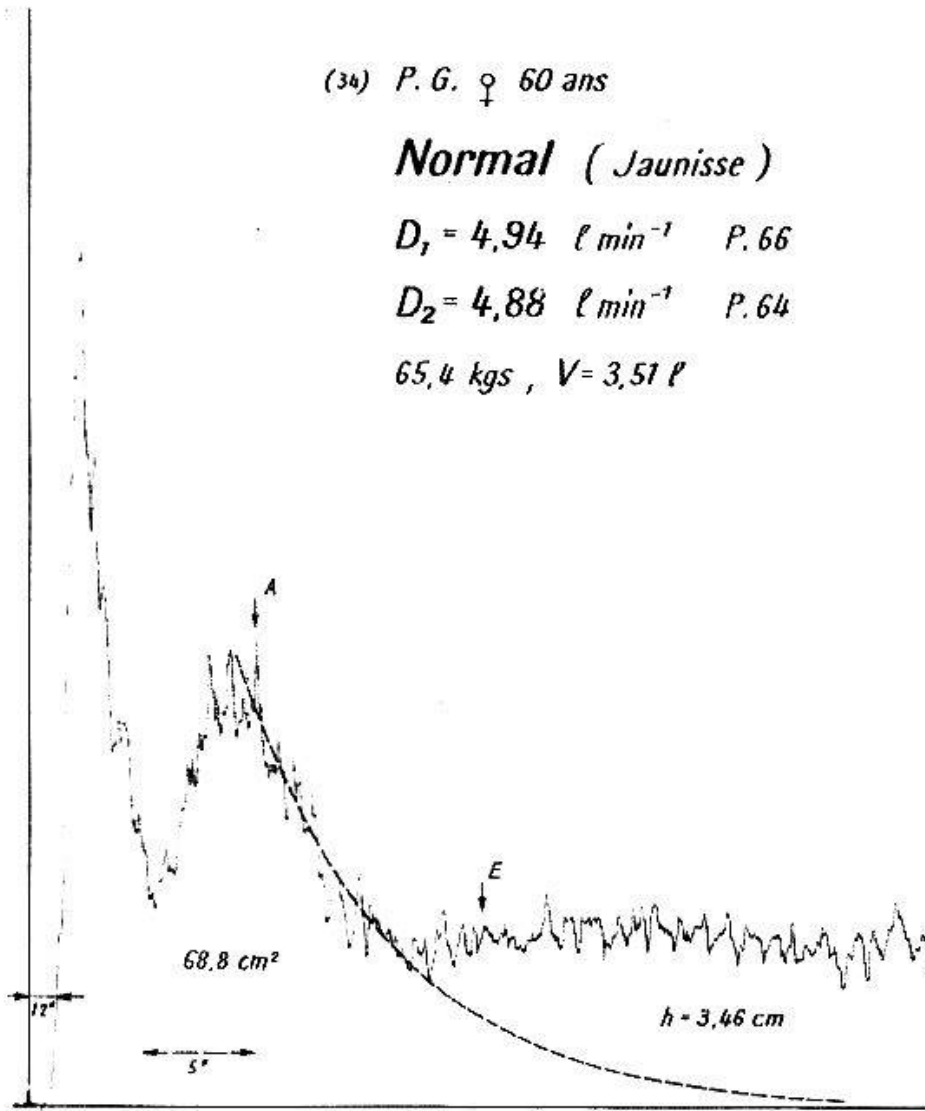


Fig. 5. *Gammacardiogramme avec injection chassée*. On observe l'arrivée rapide au cœur (1,2 sec) et la bonne séparation des ondes droite et gauche. Double détermination du débit.

*intraveineuse simple*, mais rapide au pli du coude droit. Un exemple du résultat obtenu – assez médiocre – est donné par la fig. 3. Les ondes de passage au cœur droit et au cœur gauche ne se distinguent guère l'une de l'autre. La dilution est trop avancée lorsque l'isotope arrive au cœur au bout de 3–6 sec. C'est seulement lorsque ce temps d'arrivée est inférieur à environ 3 sec que les ondes du cœur droit et du cœur gauche sont séparées.

Pour éviter cet inconvénient, nous avons procédé, dans la suite, par une technique d'*injection chassée* qui raccourcit la durée d'arrivée au cœur: l'aiguille intraveineuse, de diamètre suffisant, est connectée à un tube de polyéthylène, connecté lui-même à une seringue contenant  $10 \text{ cm}^3$  de solution de NaCl isotonique (fig. 4). La solution radioactive



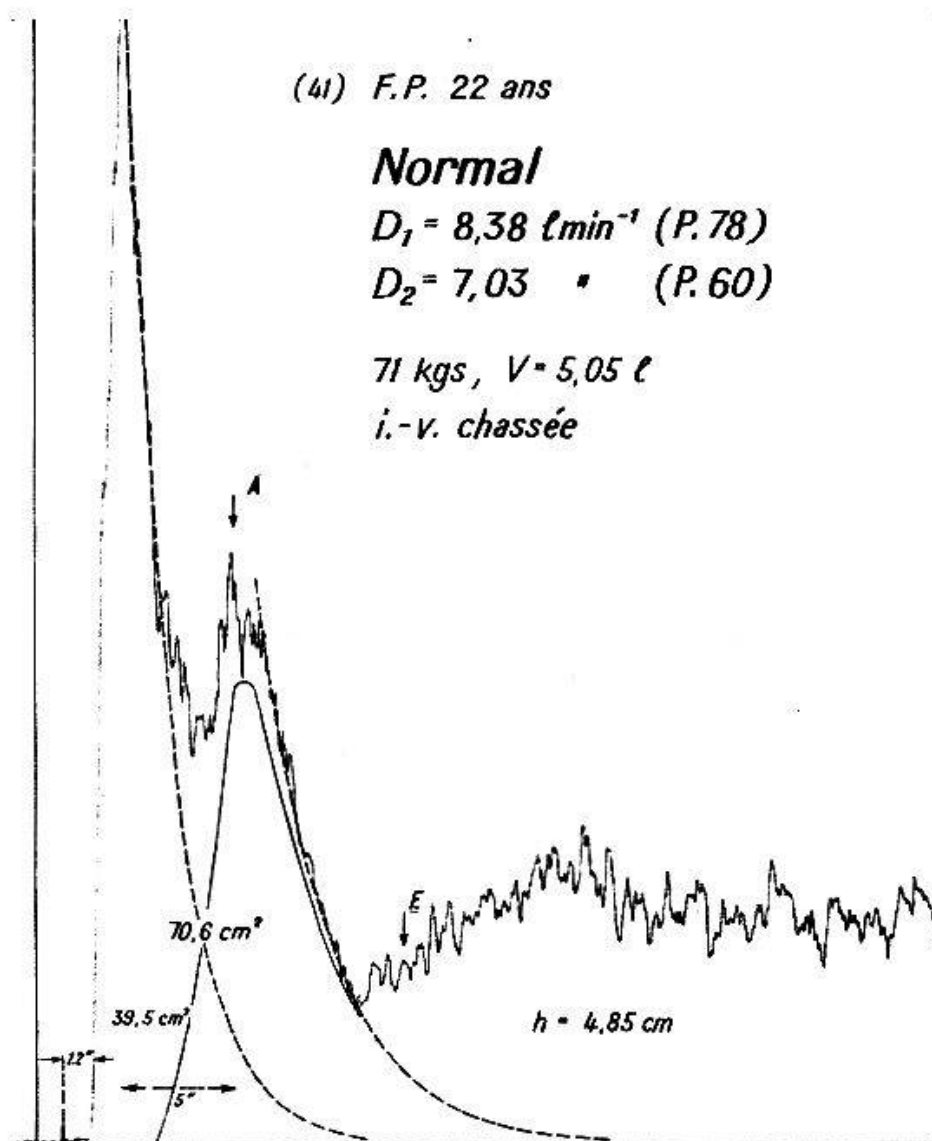


Fig. 6. *Gammacardiogramme avec injection chassée.* On observe la chute exponentielle de l'onde droite et la séparation de l'onde gauche. Double détermination du débit.

renfermée dans une seringue à tuberculine de 1 ou 2 cm<sup>3</sup> est elle-même injectée brusquement dans le tube de polyéthylène au 1er temps. A la fin de cette injection, au second temps, on injecte avec force la solution isotonique. Le temps d'arrivée au cœur droit est alors compris, généralement, entre 1 et 4 sec. Il ne dépasse qu'exceptionnellement ces valeurs.

Les fig. 5-7 montrent les enregistrements obtenus par cette méthode chez des sujets considérés comme normaux au point de vue cardiaque et circulatoire. On observe sur chacune des courbes la bonne séparation des ondes droite et gauche. L'extrapolation exponentielle sur le flanc droit de l'onde gauche est bien définie, elle s'effectue en général sur moins de 30% de la longueur et la fluctuation possible entraîne sur le débit une erreur en général inférieure à 5% pour les cœurs normaux (l'importance de cette fluctuation est notée sur un certain nombre de courbes).

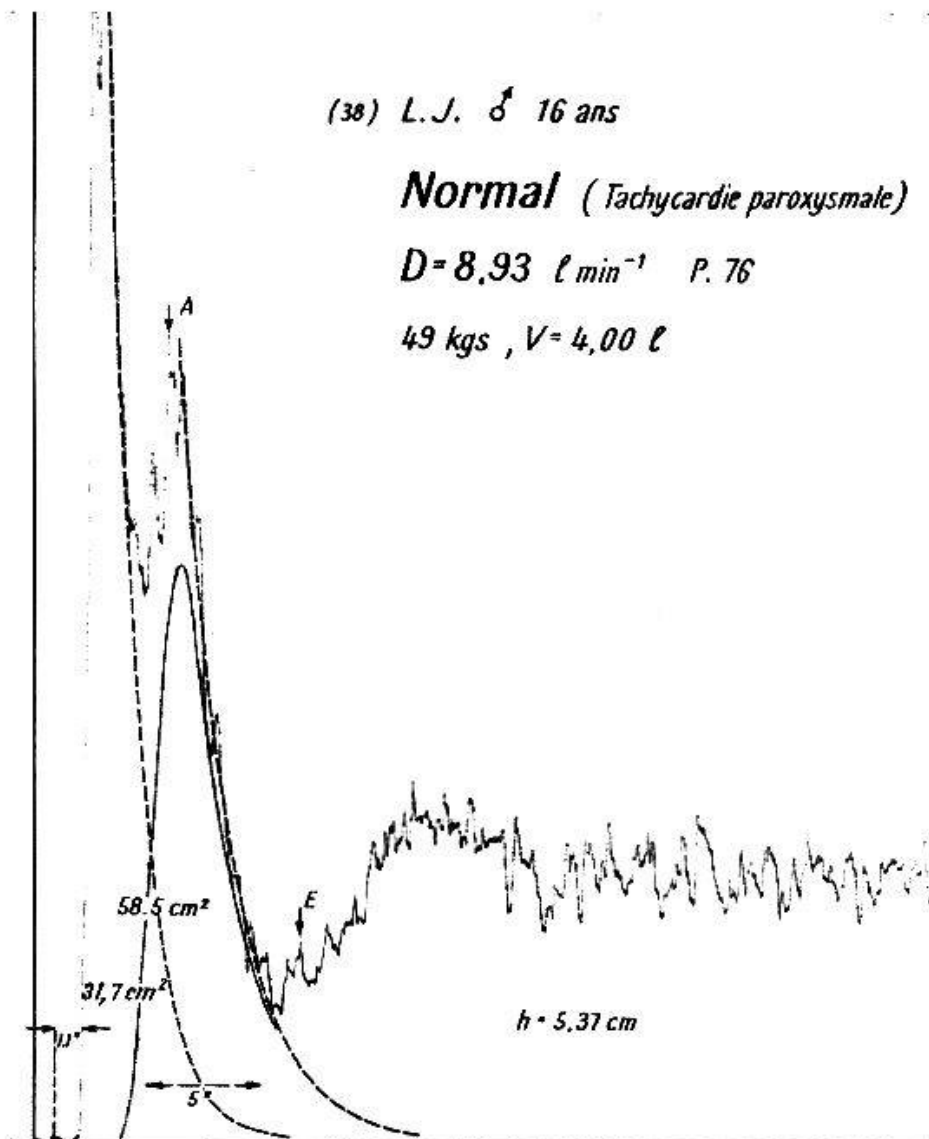


Fig. 7. *Gammacardiogramme avec injection chassée. Bonne séparation des deux ondes. Extrapolation exponentielle à partir d'une grande hauteur.*

Il est indiqué sur chaque figure le sexe, l'âge, le poids du sujet, le volume  $V$  du sang, ainsi que la fréquence  $P$  du pouls au moment de l'enregistrement. Tous les débits  $D$  sont ramenés à la fréquence conventionnelle de  $70 \text{ min}^{-1}$ . Le temps d'arrivée au cœur, après l'injection chassée, est noté dans la région initiale. Comme ce temps est réduit, la dilution initiale est faible et la montée de l'activité au cœur droit est très raide.

Pour éprouver la fidélité de la méthode, dans 12 cas, nous avons effectué à 20 et 30 min d'intervalle une *double détermination* du débit. Les écarts entre les deux déterminations sont généralement inférieurs ou au plus égaux à 10%, avec une moyenne de 5,9%. Avec cette méthode, le débit cardiaque apparaît donc, chez un sujet donné, comme une grandeur bien déterminée.

### *Résumé*

En considérant les différents volumes sanguins traversés par le flux radioactif dans le champ du collimateur de mesure, on montre que la formule de Stewart-Hamilton du débit cardiaque doit être affectée d'un facteur de correction égal à  $0,90 \pm 0,05$  dans la collimation choisie. Celle-ci comporte un grand champ rectangulaire de  $10,5 \times 12$  cm dans le plan médian du cœur. Une grille donne une courbe de réponse quasi constante avec pénombre négligeable au bord du champ. Après mise en place de la tête de mesure dans la région précordiale par radioscopie, on procède par injection chassée de l'albumine marquée à l'I<sup>131</sup> ou I<sup>132</sup>. Avec une constante de temps du «ratemeter» de 0,1'' et un enregistreur Honeywell rapide, on obtient une excellente séparation des ondes du cœur droit et du cœur gauche. Dans une série de doubles déterminations du débit, l'écart moyen entre les mesures est de 6%.

### *Zusammenfassung*

Ein intravenös injiziertes Radioisotop durchfließt nacheinander verschiedene Bluträume im Felde eines Kollimators, der über dem Herzen angebracht ist (Gammakardiographie). Es wird gezeigt, daß die klassische Formel (*Stewart und Hamilton*) zur Berechnung des Herzminutenvolumens eines Korrekturfaktors bedarf, welcher mit unserer Apparatur  $0,90 \pm 0,05$  beträgt. Der Kollimator besitzt ein großes rechtwinkliges Feld von  $10,5 \times 12$  cm in der mittleren Ebene des Herzens. Das eingebaute Gitter ergibt eine annähernd konstante Antwortkurve ohne wesentlichen Halbschatten an den Grenzen des Feldes. Der Meßkopf der Apparatur wird auf Grund einer Durchleuchtung in der Präcordialregion angebracht. Mit I<sup>131</sup> oder I<sup>132</sup> markiertes Albumin wird intravenös zweizeitig unter Druck injiziert. Die Registrierung erfolgt durch ein Präzisionsratemeter (Firma Baird Atomic Inc.) mit einer Zeitkonstante von 0,1 sec und einem raschen Direktschreiber (Firma Honeywell). Man erhält eine sehr gute Trennung der beiden Wellen des rechten und linken Herzens. In einer Reihe von Doppelbestimmungen beträgt die mittlere Abweichung der Wertepaare voneinander 6%.

### *Riassunto*

Un isotopo radioattivo iniettato per via endovenosa percorre successivamente diversi settori sanguigni compresi nell'ambito di un collimatore che vien posto all'altezza del cuore (gammacardiografia). Ne risulta

che la formula classica di Stewart e Hamilton per il calcolo del volume necessita di un fattore correzionale che coi nostri apparecchi è di  $0.90 \pm 0.05$ . Il collimatore comprende un vasto campo ortogonale di cm  $10.5 \times 12$  nel piano medio del cuore. Il reticolo che vi è incorporato trasmette una curva risultante quasi costante senza penombre importanti ai limiti del campo. Il polo misuratore dell'apparecchio vien posto in base a un esame radioscopico nella regione precordiale. Albumina marcata con iodio 131 o 132 vien iniettata a due tempi per via endovenosa e sotto pressione. La registrazione viene effettuata per mezzo di un «ratemeter» di precisione (della ditta Baird Atomic Inc.), che possiede una costante di un decimo di secondo, e di un registratore diretto (della ditta Honeywell). Si ottiene un'ottima separazione delle due onde del cuore destro e sinistro. In una serie di doppie registrazioni lo scarto medio dei valori gemelli è del 6%.

### Summary

An intravenously injected radioisotope flows consecutively through the different blood spaces in the field of a collimator, which is placed over the heart (Gammacardiography). It is shown that the classical formular (*Stewart and Hamilton*) for calculating the heart output requires a correcting factor which, with our apparatus, amounted to  $0.90 \pm 0.05$ . The collimator has a large rectangular field of  $10.5 \times 12$  cm in the middle level of the heart. The built-in grid provides an almost constant sensitivity curve without any important half-shadows at the edges of the field. The measuring head of the apparatus is fixed by means of x-rays fitting in the pre-cordial region. Albumin labelled with iodine 131 and albumin with iodine 132 is injected separately under pressure. Registration is made with a precision ratemeter (Baird Atomic Inc.) with a time constant of 0.1 sec and a rapid direct recorder (Honeywell). A very good separation of the waves of the right and the left heart is obtained. In a series of double determinations, the mean variation of the pairs of output values from each other was 6%.

1. *Stewart G. N.*: J. Physiol. (Lond.) **22**, 159 (1897).
2. *Stewart G. N.*: Amer. J. Physiol. **58**, 20 (1921).
3. *Hamilton W. F., Moore J. W., Kinsman J. M. et Spurling R. G.*: Amer. J. Physiol. **99**, 504 (1932).
4. *Hamilton W. F. et Remington J. W.*: Amer. J. Physiol. **148**, 35 (1947).
5. *Hamilton W. F. et collab.*: Amer. J. Physiol. **153**, 309 (1948).
6. *Prinzmetal M., Corday E., Bergman H. C., Schwarz L. et Spritzler K. J.*: Science **108**, 320 (1948).
7. *Waser P. et Hunzinger W.*: Helv. physiol. pharmacol. Acta **7**, C62 (1948).
8. *Waser P. et Hunzinger W.*: Experientia (Basel) **6**, 109 (1950).
9. *Waser P. et Hunzinger W.*: Schweiz. med. Wschr. **81**, 216 (1951).
10. *Shipley R. A.*,

Clark R. E. et Krohmer J. S.: *Circulat. Res.* 1, 428 (1953). – 11. Veall N., Pearson J. D., Hanley T. et Lowe A. E.: 2d Radioisotope Conference Vol. 1, 183 (1954). – 12. Lammerrant J.: *Le volume sanguin des poumons chez l'homme*. Bruxelles 1957.

*Discussion:*

G. Joyet (Zurich): L'extrapolation exponentielle que nous effectuons à partir du flanc droit de l'onde radioactive qui passe au cœur gauche est, malgré les fluctuations statistiques de l'enregistrement, relativement précise. Chez les sujets normaux ou dans les sténoses, l'erreur sur la surface intégrée n'est pas supérieure à 5% en général, l'extrapolation ne portant que sur les 30% environ de la hauteur de la courbe exponentielle. Ce qui peut être théoriquement mis en question, c'est la légitimité même de l'extrapolation en supposant une exponentielle unique. Le flanc droit de l'onde du cœur gauche est effectivement formé par la somme de plusieurs exponentielles provenant la première de la fin de l'onde du cœur droit, la seconde de l'ascension exponentielle dans l'onde du cœur gauche, la troisième enfin de la disparition exponentielle de l'activité dans le cœur gauche. Seule cette dernière courbe peut être extrapolée légitimement d'une façon exponentielle. Cependant, si l'on sépare les deux ondes radioactives et que l'on effectue l'extrapolation à partir du flanc droit de l'onde gauche isolée, on ne trouve pas une différence notable pour la surface intégrée pour les fonctions normales ou légèrement pathologiques. C'est dans les insuffisances mitrales aiguës ou les shunts gauche-droit que cette différence dans le mode d'extrapolation doit intervenir.